

## THÈSE

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

École doctorale : Sciences et Ingénierie des Matériaux, Mécanique, Énergétique (Poitiers)  
Secteur de recherche : Biomécanique et Bio-ingénierie

Présentée par :  
Maëva Retailleau

### **Modélisation des mouvements sportifs cycliques - Étude des coordinations musculo-squelettiques du membre inférieur et du rachis**

Directeur(s) de Thèse :  
Patrick Lacouture, Floren Colloud

Soutenue le 03 décembre 2019 devant le jury

Jury :

Président	<b>Laurence Chèze</b>	Professeur, Université Claude Bernard, Lyon
Rapporteur	<b>Antoine Nordez</b>	Professeur, Université de Nantes
Rapporteur	<b>Hélène Pillet</b>	Maître de conférences, Arts et Métiers, ParisTech
Membre	<b>Paul Fisette</b>	Professeur, Université Catholique, Louvain, Belgique
Membre	<b>Gaël Guilhem</b>	Directeur de recherche, INSEP, Paris

**Pour citer cette thèse :**

Maëva Retailleau. *Modélisation des mouvements sportifs cycliques - Étude des coordinations musculo-squelettiques du membre inférieur et du rachis* [En ligne]. Thèse Biomécanique et Bio-ingénierie. Poitiers : Université de Poitiers, 2019. Disponible sur Internet <<http://theses.univ-poitiers.fr>>

# THÈSE

Pour l'obtention du Grade de  
**DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS**  
(Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées)  
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

École Doctorale : Sciences et Ingénierie en Matériaux, Mécanique, Énergétique  
Secteur de Recherche Biomécanique et Bio-ingénierie

Présentée par :  
**Maëva RETAILLEAU**

---

**MODÉLISATION DES MOUVEMENTS SPORTIFS CYCLIQUES**  
**Étude des coordinations musculo-squelettiques du membre inférieur et du rachis**

---

Directeur de Thèse / Co-directeur de Thèse :  
Floren Colloud / Patrick LACOUTURE

Soutenue le 3 décembre 2019 devant la Commission d'Examen

## JURY

Rapporteur	<b>Hélène PILLET</b>	Maître de conférences	Arts et métiers ParisTech
Rapporteur	<b>Antoine NORDEZ</b>	Professeur	Université de Nantes
Membre	<b>Laurence CHÈZE</b>	Professeur	Université Lyon 1
Membre	<b>Paul FISETTE</b>	Professeur	Université catholique de Louvain
Membre	<b>Gaël GUILHEM</b>	Chercheur	INSEP, Paris
Membre	<b>Floren COLLOUD</b>	Maître de conférences	Université de Poitiers
Membre	<b>Patrick LACOUTURE</b>	Professeur émérite	Université de Poitiers

## REMERCIEMENTS

C'est en alexandrin comme une dédicace,  
Qu'à l'amorce d'un travail enfin achevé,  
Il me tient à cœur de penser aux plus tenaces,  
Qui pendant des années n'ont cessé de m'aider.

Je tiens à remercier mes parents et mes frères,  
Dont les regards d'artistes les amèneront,  
Sans aucun doute à apprécier ces quelques vers,  
Car cette écriture au moins, ils la comprendront.

Soso, famille et amis, merci à tous ceux  
Qui, de près, de loin, me supportent un tant soit peu,  
Car quand des doutes s'installent, ce sont bien eux  
Qui me rappellent que partager rend heureux.

Je remercie aussi particulièrement,  
Tous les volontaires aux expérimentations,  
Floren, Paul et Patrick pour leur investissement,  
Et bien sûr Yohan pour ses deux contributions.

Comme une thèse ne se fait pas en solo,  
Un tout grand merci aux collègues des labos,  
Qui sur tout ou partie de ce cheminement  
M'ont aidée et accompagnée joyeusement !

Merci aux membres du jury pour accepter  
D'expertiser ce manuscrit, l'œil avisé.  
J'espère sincèrement que le contenu  
Correspond bien aux attentes qui lui sont dues.

Merci à tous,

Maëva

## Table des matières

<b>NOTATIONS</b> .....	<b>1</b>
<b>INTRODUCTION GÉNÉRALE</b> .....	<b>2</b>
<b>REVUE DE LITTÉRATURE</b> .....	<b>5</b>
PARTIE 1. Analyse biomécanique des mouvements sportifs cycliques .....	5
A. Mouvements sportifs cycliques.....	5
B. Particularité de l'aviron.....	7
C. Enjeux de l'analyse cinématique du système muscle-tendon .....	8
PARTIE 2. Cinématique musculaire dans le plan sagittal .....	10
A. Spécificités pour l'analyse des longueurs musculaires .....	10
B. Tests d'étirements statiques pour mesurer la longueur maximale statique.....	11
C. Mesure des longueurs musculaires à partir d'équations de régression .....	13
PARTIE 3. Méthodes d'analyse de la cinématique musculaire en 3D .....	17
A. Modélisation du système muscle-tendon .....	17
B. Apports du modèle musculo-squelettique.....	19
C. Modèle musculo-squelettique spécifique au membre inférieur et au dos.....	20
D. Modifications possibles du modèle et mise à l'échelle.....	21
E. Limites de la modélisation musculo-squelettique .....	22
F. Limites expérimentales .....	23
PARTIE 4. Estimation de la cinématique articulaire <i>in situ</i> .....	24
A. Centrales inertielles : description.....	24
B. Limites des centrales inertielles .....	24
PARTIE 5. Modélisation d'une chaîne cinématique.....	26
A. Cinématique inverse.....	26
B. Modélisation du système multicorps .....	26
C. Formalisme du logiciel d'analyse multicorps ROBOTRAN.....	27
D. Fermeture de boucle sur ROBOTRAN.....	28
<b>OBJECTIFS DE LA THÈSE</b> .....	<b>30</b>
<b>ÉTUDE 1 : MODÈLE MUSCULOSQUELETTIQUE SPÉCIFIQUE</b> .....	<b>33</b>
1. Introduction .....	33
2. Matériel et méthodes .....	34
3. Résultats et discussion.....	34

4. Conclusion.....	39
<b>ÉTUDE 2 : DÉTERMINATION DE TESTS D'ÉTIREMENTS STATIQUES.....</b>	<b>40</b>
1. Introduction .....	40
2. Matériel et méthodes .....	41
A. Participants et procédure expérimentale .....	41
B. Analyse expérimentale.....	43
3. Tests d'étirements statiques pour les ischio-jambiers .....	43
A. Enjeux .....	43
B. Méthodes.....	44
C. Résultats et discussion .....	45
4. Tests d'étirements statiques pour le rectus femoris.....	49
A. Enjeux .....	49
B. Méthodes.....	50
C. Résultats et discussion .....	50
5. Tests d'étirements statiques pour les triceps suraux.....	53
A. Enjeux .....	53
B. Méthodes.....	54
C. Résultats et discussion .....	55
6. Tests d'étirements statiques pour les lombaires .....	58
A. Enjeux .....	58
B. Méthodes.....	59
C. Résultats et discussion .....	60
7. Conclusion.....	65
<b>ÉTUDE 3 : VARIATIONS DE LONGUEURS MUSCULAIRES EN 2D ET EN 3D.....</b>	<b>67</b>
1. Introduction .....	67
2. Matériel et méthodes .....	68
3. Résultats et discussion.....	72
A. Longueurs simulées avec OpenSim et avec les équations de régression.....	72
B. Cinématique articulaire au cours de squats avec OpenSim .....	74
C. Cinématique musculaire au cours de squats avec OpenSim en 3D et en 2D.....	76
D. Cinématique musculaire au cours de squats avec les équations de régression .....	78
4. Conclusion.....	81

<b>ÉTUDE 4 : EXEMPLE DE MISE EN APPLICATION POUR L'AVIRON .....</b>	<b>83</b>
1. Introduction .....	83
2. Méthodes .....	86
3. Résultats et discussion.....	90
A. Forces sur ergomètre d'aviron .....	90
B. Cinématique articulaire sur ergomètre d'aviron .....	91
C. Cinématique musculaire sur ergomètre d'aviron.....	95
D. Signaux EMG sur ergomètre d'aviron.....	98
E. Variabilités interindividuelles sur ergomètre d'aviron .....	101
4. Conclusion.....	105
<b>ÉTUDE 5 : MÉTHODE D'ESTIMATION NUMÉRIQUE DE LA CINÉMATIQUE</b>	
<b>ARTICULAIRE .....</b>	<b>108</b>
1. Introduction .....	108
2. Méthodes .....	109
3. Résultats et discussion.....	114
A. Intervalle <i>Ising</i> .....	114
B. Cinématique inverse avec OpenSim et cinématiques avec ROBOTRAN.....	114
C. Simplification des données d'entrée pour la cinématique avec ROBOTRAN .....	116
D. Cinématique avec ROBOTRAN à partir des centrales inertielles .....	117
4. Conclusion.....	118
<b>CONCLUSION GÉNÉRALE .....</b>	<b>120</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>125</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>138</b>



## NOTATIONS

### Muscles

*IlioLomb* : illio lumborum

*QuadLomb* : quadratus lumborum

*LongTh* : longissimus thoracis

*GlutMax* : gluteus maximus

*GlutMed* : gluteus medialis

*GlutMin* : gluteus minimus

*SemiMem* : semimembranosus

*SemiTen* : semitendinosus

*BicepsFemL* : biceps femoris long chef

*BicepsFemC* : biceps femoris court chef

*RecFem* : rectus femoris

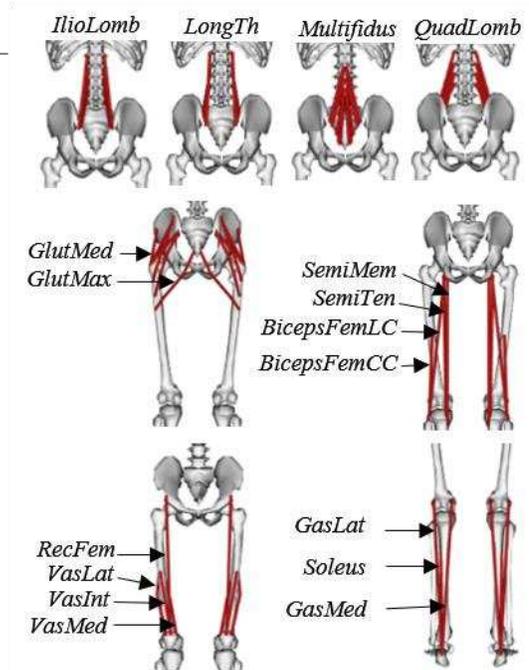
*VasInt* : vastus intermedius

*VasMed* : vastus medialis

*VasLat* : vastus lateralis

*GasMed* : gastrocnemius medialis

*GasLat* : gastrocnemius lateralis



### Tests d'étirements

$DF_{GE_{max}}$  : test de DorsiFlexion de cheville avec Genou en Extension maximale

$DF_{GF10}$  : test de DorsiFlexion cheville avec Genou en Flexion à  $10^\circ$

$DF_{GF15}$  : test de DorsiFlexion cheville avec Genou en Flexion à  $15^\circ$

$DF_{GF20}$  : test de DorsiFlexion cheville avec Genou en Flexion à  $20^\circ$

$DF_{GF30}$  : test de DorsiFlexion cheville avec Genou en Flexion à  $30^\circ$

$DF_{max}$  : test de DorsiFlexion de cheville maximale (Figure 1)

$EG_{HF_{max}}$  : test d'Extension de Genou avec Hanche en Flexion maximale

$EG_{HF90}$  : test d'Extension de Genou avec Hanche en Flexion à  $90^\circ$

$EG_{max}$  : test d'Extension de Genou maximal

$FG_{max}$  : test de Flexion de Genou maximale

$FH_{max}$  : test de Flexion de Hanche maximale

$FL_{APR}$  : test de Flexion des Lombaires maximale, Assis dans la Position du Rameur

$FL_{AGE}$  : test de Flexion des Lombaires maximale, Assis avec Genoux en Extension

$FL_{AGF}$  : test de Flexion des Lombaires maximale, Assis avec Genoux en Flexion

$FL_{DTF}$  : test de Flexion des Lombaires maximale, Debout avec Thorax en Flexion  
 $FL_{DTE}$  : test de Flexion des Lombaires maximale, Debout avec Thorax en Extension  
 $FH_{GEmax}$  : test de Flexion de Hanche avec Genou en Extension maximal  
 $FG_{HEmax}$  : test de Flexion de Genou avec Hanche en Extension maximale  
 $FG_{HE0}$  : test de Flexion de Genou avec Hanche en Extension à 0°

#### Autres

---

$angle_{pied/CP}$  : angle entre le pied et le cale-pied  
 $Asym_{angle}$  : asymétrie entre le côté droit et gauche pour l'angle  
 $Asym_F$  : asymétrie entre le côté droit et gauche pour la force  
 $Asym_{\Delta L}$  : asymétrie entre le côté droit et gauche pour la variation de longueur  
DDL : degré(s) de liberté  
EMG : électromyographie  
cpm : cycle(s) par minute  
m : mètre(s)  
mm : millimètre(s)  
Mocap : système de capture tridimensionnel du mouvement (*motion capture*)  
 $Pic_{angle}$  : valeur pic de l'angle  
 $Pic_{EMG}$  : valeur pic des signaux électromyographiques  
 $Pic_F$  : valeur pic de la force  
 $Pic_{\Delta L}$  : valeur pic de la variation de longueur  
RMS : écart aux moindres carrés (*root mean square*)  
SMT : système muscle-tendon  
TMS : troubles musculo-squelettiques  
2D : deux dimensions  
3D : trois dimensions



## INTRODUCTION GÉNÉRALE

Les mouvements cycliques sont caractérisés par la répétition d'un même geste un grand nombre de fois. Une modification même minime de la gestuelle mise en place par le sportif ou une modification infime de ses capacités physiques aura donc un impact amplifié sur sa performance par rapport à des activités non cycliques. D'autre part, une gestuelle qui ne provoque que peu de risque de lésions pour le système musculo-squelettique mais répétée un grand nombre de fois peut provoquer des blessures à terme dues à une pratique régulière. Dans ce contexte, l'analyse fine de la gestuelle au cours de mouvements cycliques est primordiale pour identifier les facteurs de performance et les facteurs de risque d'apparition des blessures. L'analyse biomécanique permet d'identifier ces facteurs afin de proposer des améliorations pour les sportifs.

Traditionnellement, l'analyse biomécanique est portée sur la dynamique, la cinématique articulaire et l'activité électromyographique (EMG) des muscles (Miarka et al. 2018). Cette analyse traditionnelle ne rend pas compte de l'utilité des actionneurs du mouvement : les muscles. Hors, l'émergence actuelle des modèles musculo-squelettiques permet d'accéder à une analyse à l'échelle musculaire (Delp et al. 2007). Cependant, ces modèles restent génériques et la complexité des propriétés des muscles actionneurs du mouvement rendent l'interprétation des résultats délicate à cause du nombre important d'hypothèses considérées.

Un autre enjeu de l'analyse des mouvements sportif est de pouvoir effectuer une analyse *in situ* de l'activité. Les analyses dynamiques et EMG sont de plus en plus fréquentes grâce à l'utilisation de matériel instrumenté et des outils de mesure sans fil. La cinématique est fréquemment investiguée en laboratoire avec un système de capture du mouvement (Mocap) qui restreint cependant l'analyse dans le champ des caméras et ne permet donc pas d'étudier le mouvement *in situ*. Dans ce contexte, les centrales inertielle sont de plus en plus utilisées pour estimer la cinématique *in situ*, bien que ces outils présentent un certain nombre de biais qu'il faut encore corriger (Nez 2017). Pour certaines activités, d'autres méthodes pourraient être envisagées pour minimiser le nombre de données d'entrée et ainsi limiter les erreurs de mesure (Fohanno et al. 2014).

### Plan de la thèse

Tout d'abord, la revue de littérature propose un état de l'art sur plusieurs points cités précédemment. L'analyse biomécanique spécifique des mouvements cycliques sera abordée et en particulier l'analyse d'une activité à grande amplitude de mouvement pour le membre inférieur dans le plan sagittal : l'aviron. Une seconde partie de la revue de littérature est axée sur la personnalisation du protocole de mesure afin d'analyser la cinématique musculaire pour ce type de mouvement. Une troisième partie présentera ensuite les techniques d'analyse des propriétés musculaires lors de mouvements dynamiques et les différentes hypothèses sur lesquelles reposent les modèles musculo-squelettiques. Une 4<sup>e</sup> partie présente un des outils qui se démocratisent afin d'estimer la cinématique articulaire en dehors des systèmes de Mocap : les centrales inertielles. Enfin, une dernière partie sera axée sur l'enjeu du développement de modèle de chaîne cinématique et les formalismes d'écriture qui peuvent être envisagés.

Ce manuscrit détaille ensuite 5 études distinctes.

L'ÉTUDE 1 porte sur la modification d'un modèle musculo-squelettique afin d'analyser des activités à grandes amplitudes de mouvement dans le plan sagittal.

Dans l'ÉTUDE 2, un protocole expérimental est développé afin de proposer des tests pour personnaliser l'estimation de la cinématique musculaire en fonction de l'extensibilité des sportifs. Une expérimentation avec différents tests d'étirements statiques est mise en place.

Au cours de l'ÉTUDE 3, l'estimation des longueurs musculaires par les équations de régression lors de mouvements dynamiques est confrontée aux résultats obtenus avec un modèle musculo-squelettique. Pour cela, une expérimentation avec des mouvements de squats est réalisée afin d'analyser l'impact des degrés de liberté (DDL) d'abduction et de rotation sur les longueurs musculaires du membre inférieur.

Le protocole développé dans les précédentes études est mis en application au cours de l'ÉTUDE 4 pour des rameurs sur ergomètre d'aviron. L'apport de l'analyse de la cinématique musculaire couplée aux analyses biomécaniques traditionnelles est alors étudié pour cette activité.

Au cours de l'ÉTUDE 5, un modèle de chaîne cinématique en boucle fermée est développé pour proposer une procédure vers l'analyse de la cinématique articulaire *in situ*. L'expérimentation de l'étude précédente est alors réutilisée. Le modèle est développé sur le logiciel ROBOTRAN en collaboration avec l'iMMC de l'université catholique de Louvain (Belgique).

Enfin, une conclusion générale reprend les résultats principaux de ces travaux et présente les perspectives concernant nos résultats.



## REVUE DE LITTÉRATURE

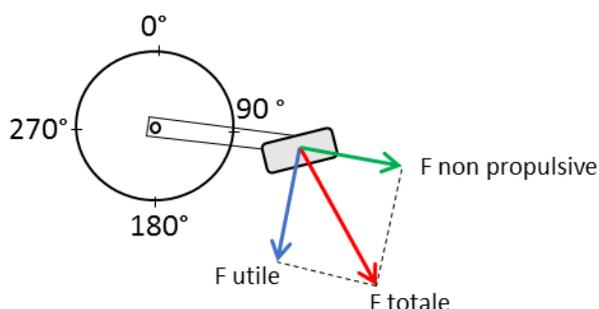
### **PARTIE 1. Analyse biomécanique des mouvements sportifs cycliques**

#### ***A. Mouvements sportifs cycliques***

Les activités sportives dites « cycliques » sont caractérisées par la répétition successive d'un geste pour réaliser une tâche motrice. Certaines activités cycliques de longue durée telles que la course à pied, la natation, le cyclisme, l'aviron, ou le kayak, nécessitent la répétition du geste un nombre de fois important. A titre indicatif, un 1500 mètres nagé en 17 minutes à 42 cycles par minute nécessite la répétition d'environ 700 cycles de nage (Pelayo et al. 1996) ; un entraînement de 1h30 en aviron, pour une distance parcourue de 20 km nécessite 1800 cycles d'avirons (Reid & Mcnair 2000); et pour une course de 10 km, un athlète avec une foulée moyenne de 1,75 mètres réalisera 5700 foulées environs (Leboeuf et al. 2006). Dans ce contexte, l'analyse biomécanique du mouvement tend à optimiser un geste répété un grand nombre de fois en agissant sur deux niveaux : l'amélioration de la performance et la limitation du risque de blessure.

**L'amélioration de la performance** est au service des sportifs souhaitant mesurer leurs capacités au cours d'une épreuve standardisée. La performance, peut être définie « quel que soit le niveau de réalisation, dès l'instant où l'action optimise le rapport entre les capacités physiques d'une personne et une tâche sportive à accomplir » (Billat 2012). Par exemple, un athlète qui court le 10 km avec une fréquence d'appui de 3,46 Hertz pour une amplitude de 1,75 mètres fera une performance de 27 minutes et 30 secondes (Leboeuf et al. 2006). Si cet athlète parvient à augmenter sa foulée de 1,75 mètres à 1,85 mètres (+10 cm) en conservant la même fréquence d'appui, il réalisera 26 minutes (soit un gain de 1,5 minutes). L'amélioration de la performance doit donc passer par une compréhension de l'activité afin d'identifier les paramètres clés de la performance, d'en comprendre les mécanismes sous-jacents et *in fine* d'adapter au mieux les programmes d'entraînement liés à l'activité. Un exemple en cyclisme, une analyse de l'intensité de la force appliquée au pédalier n'est pas suffisante pour analyser la performance. En effet, une portion de la force appliquée n'est pas « utile » à la mise en rotation de la manivelle (Figure 1) : l'orientation de la force appliquée au pédalier est un facteur à prendre en compte (Ménard 2016).

Par ailleurs, l'intensité de la force dépend des capacités neuro-musculaires propres au cycliste. L'orientation de la force dépend, quant à elle, des positions des segments osseux (cinématique articulaire) au cours du cycle pédalage, elles-mêmes commandées par les contractions musculaires. Par conséquent, le fait de mieux comprendre les implications du système musculo-tendineux dans la production du mouvement est un enjeu essentiel.



**Figure 1 : Représentation schématique de la notion de 'force utile' à la manivelle. La force totale (en rouge) produite par le cycliste et appliquée à la manivelle peut être décomposée en une force utile perpendiculaire à la manivelle (en bleu) et une force non-propulsive parallèle à la manivelle (en vert) (Ménard 2016).**

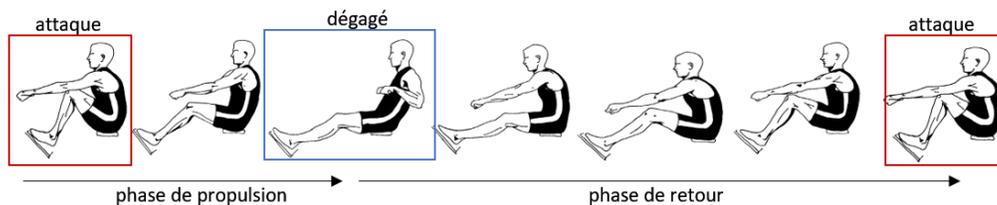
**La limitation des risques de blessure** s'adresse à la fois aux sportifs en recherche de performance mais aussi aux sportifs occasionnels « sport-loisir » et aux personnes en rééducation « sport-santé ». En effet, le mouvement effectué doit être le moins traumatisant pour limiter l'apparition de troubles musculo-squelettiques (TMS). Les TMS sont définis selon l'Institut National de Recherche Scientifique (INRS) comme « des atteintes de l'appareil locomoteur, c'est-à-dire des muscles, des tendons, du squelette, des cartilages, des ligaments et des nerfs ». Ces TMS « surviennent notamment lorsque la charge de travail mécanique est supérieure à la capacité fonctionnelle des différents constituants de l'appareil musculo-squelettique ([www.INRS.fr](http://www.INRS.fr)), c'est-à-dire qu'ils sont liés à la répétition importante d'un même geste et non pas à un traumatisme direct comme le pourrait être une fracture à la suite d'un choc. Par conséquent, une augmentation des risques de TMS est mise en lien avec la pratique de la natation (Richardson 1999), du cyclisme (Clarsen et al. 2010), du kayak (Fiore 2003), de la course à pied et de l'aviron (Thornton et al. 2017 ; Johnston et al. 2018). En plus de la pratique de l'activité en elle-même, les sportifs en recherche de performance complètent couramment leur préparation par des exercices de musculation. Ces exercices avec des charges ajoutées à la masse corporelle sont également répétés un grand nombre de fois en aviron par exemple lors de circuit training et peuvent provoquer des risques de blessures (Baker et al. 2002).

Améliorer la performance et limiter le risque de blessures peut aussi passer par une amélioration du matériel utilisé. Pour certaines activités cycliques, nous pouvons différencier le matériel utilisé en extérieur (vélo, aviron, kayak) du matériel utilisé en intérieur tel que les ergomètres. Les ergomètres sont développés pour permettre de reproduire le plus fidèlement possible l'activité pratiquée en extérieur. Cependant, la pratique importante sur ergomètre comme par exemple l'ergomètre d'aviron peut augmenter le risque de blessure (Colloud et al. 2006).

Pour cette activité en particulier, comprendre finement la biomécanique des rameurs permettra d'avoir un regard critique sur le matériel utilisé et ses conséquences.

### **B. Particularité de l'aviron**

L'aviron est une activité cyclique dont la distance olympique est le 2000 mètres. La course peut être découpée en 3 phases : le départ (100 premiers mètres) pour lequel la cadence du rameur est maximale, la course de « train » qui correspond au milieu de course ; au cours de cette phase, la cadence à haut niveau est de 36 cycles par minutes (cpm) et le sprint final (250 derniers mètres) au cours duquel la cadence est de 42 cpm (Steinacker 1993). Le cycle d'aviron peut être également découpé en 2 phases : la phase de propulsion et la phase de retour. Ces 2 phases sont encadrées par 2 postures caractéristiques : l'attaque et le dégagé (Figure 2).



**Figure 2 : Illustration des phases de propulsion et de retour qui composent un cycle d'aviron et des 2 postures caractéristiques en début de phase de propulsion (attaque) et fin de phase de propulsion (dégagé).**

D'un point de vue de la performance, au niveau dynamique, l'intensité et l'orientation de la force exercée aux cale-pieds ont été identifiées comme des déterminants biomécaniques de performance (An et al. 2015). Au niveau cinématique, la répétabilité des cycles notamment en début et en fin de course sont déterminants (Smith & Spinks 1995). Enfin, au niveau des signaux électromyographique (EMG), l'intensité du recrutement des fibres musculaires (Mäestu et al. 2006) et la surface de recrutement (Green & Wilson 2000) sont des facteurs déterminants pour favoriser une bonne performance.

D'un point de vue du risque de blessures, les TMS du membre inférieur en aviron peuvent être une conséquence de la cinématique avec notamment des amplitudes articulaires importantes dans le plan sagittal générées par le rameur (Thornton et al. 2017). A titre de comparaison, les flexions maximales atteintes par les articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont plus grandes en aviron qu'en cyclisme (respectivement  $+45^\circ$ ,  $+30^\circ$  et  $+30^\circ$ ) et sont assez proches des amplitudes maximales observées au cours de tests d'étirements statiques discutés au prochain paragraphe (Tableau 1). Les amplitudes présentées sont obtenus avec différentes méthodes de mesures en fonction des auteurs. De même, les amplitudes d'extension de genou sont également proches des amplitudes maximales observées au cours d'étirements statiques.

**Tableau 1 : Amplitude maximale atteinte pour 4 DDL du membre inférieur et des articulations lombaires en cyclisme (Umberger and Martin 2001), au cours de mouvements de squats (Catelli et al. 2017), en aviron (Colloud 2003; Buckeridge et al. 2012) et au cours de tests d'étirements statiques (Reese & Bandy 2016).**

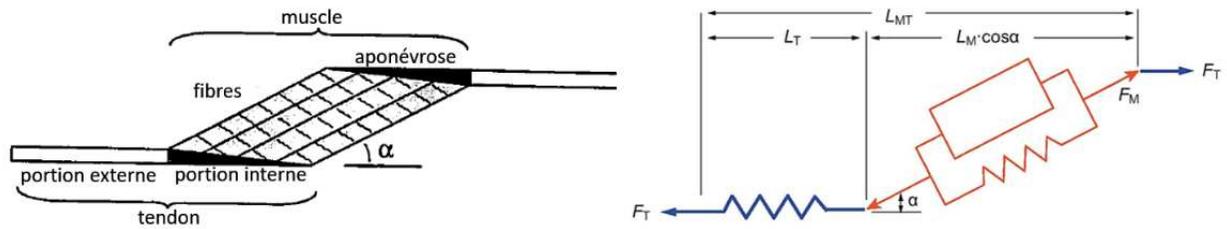
Articulation	Degré de liberté	Cyclisme	Squat	Aviron (posture associée)	Test d'étirement maximal
Hanche	Flexion	85°	115°	130° (attaque)	120°
Genou	Flexion	115°	125°	135° (attaque)	145°
	Extension	40°	0°	0° (dégagé)	0°
Cheville	Dorsiflexion	0°	-	30° (attaque)	20°

### ***C. Enjeux de l'analyse cinématique du système muscle-tendon***

L'analyse axée uniquement sur la cinématique **articulaire** permettrait de comprendre les mises en jeu du système squelettique au cours de l'activité. Cependant, la mise en action du système squelettique est provoquée par la contraction des muscles locomoteurs. Ces muscles sont insérés au système osseux grâce à des structures tendineuses (tendons et aponévroses). Le système muscle-tendon (SMT) est le nom donné à l'ensemble qui compose le muscle et les structures tendineuses qui lui sont liées.

La contraction d'un muscle résulte d'une activation neuro-électrique. Le mode de contraction peut être concentrique, excentrique ou isométrique. Une contraction concentrique s'accompagne d'un raccourcissement du SMT : les 2 extrémités se rapprochent. Une contraction excentrique se produit lorsque le SMT s'allonge : les extrémités s'éloignent. Un muscle peut également se contracter de manière excentrique dans le but de freiner le gain d'amplitude d'un ou plusieurs degrés de liberté. Dans ce cas, les angles articulaires ne varient pas au cours du temps malgré la contraction des fibres (Huxley 1974). Ces 3 types de contraction musculaire sont donc liés aux modifications des angles articulaires sous-jacents. Dans le cadre de la pratique des activités physiques, il est important de bien identifier ces modes de contraction au cours du geste puisqu'un entraînement axé sur un mode de contraction choisi a des effets spécifiques sur le SMT. Par exemple, les effets d'un entraînement excentrique à haut intensité comparé à un entraînement concentrique améliore le gain de force musculaire de manière significative (Roig et al. 2009).

Les forces développées par le système musculaire dépendent à la fois de la qualité de l'impulsion nerveuse du cortex cérébral, et des propriétés des structures qui composent le SMT. Parmi ces propriétés, la longueur du SMT a un impact sur la génération de force (Hill 1950). En effet, l'analyse de la relation force-longueur permet d'estimer la longueur à laquelle la force développée est la plus importante pour 2 conditions : lorsque la fibre musculaire est activée ou non activée (Zajac 1989). De plus, au cours du mouvement, une modification de la cinématique articulaire fait évoluer la configuration spatiale des muscles provoquant alors des modifications de certains paramètres tels que l'angle de pennation (Figure 3). Or l'angle de pennation est un paramètre à prendre en compte pour comprendre la génération de force et il varie en fonction de la longueur du SMT (Zajac 1989).



**Figure 3: Représentations schématiques du système musculo-tendineux selon Hill (Hill 1950).**  $\alpha$  : angle de pennation.  $F_T$  : force exercée sur le tendon.  $F_M$  : force exercée sur la fibre musculaire.  $L_{MT}$  : longueur du système musculo-tendineux.  $L_T$  : longueur du tendon.  $L_M$  : longueur de la fibre musculaire.

L'analyse des **longueurs musculaires** au cours du geste sportif est un moyen de mieux comprendre les modes de contraction musculaires et les forces générées par le système musculo-squelettique. Dans la mesure où les longueurs musculaires dépendent de la cinématique articulaire sous-jacente, l'analyse des longueurs pour les muscles pluri-articulaires (qui traversent plusieurs articulations) est plus complexe que l'analyse des muscles mono-articulaires (qui ne traversent qu'une seule articulation). Cependant, l'étude de la **cinématique musculaire** pour les muscles pluri-articulaires est particulièrement importante pour comprendre un mouvement dans sa globalité et ne pas se focaliser uniquement sur les comportements des articulations en les isolant les unes des autres (Van Ingen Schenau 1989; Doorenbosch & van Ingen Schenau 1995). Ainsi, une analyse précise et adaptée selon le muscle étudié constitue un axe important dans la compréhension du geste sportif.

### **Problématiques soulevées sur l'analyse des mouvements sportifs :**

- mesurer la cinématique musculaire au cours du geste sportif permettrait de compléter les analyses biomécaniques traditionnelles
- l'analyse des longueurs musculaires au cours du geste sportif est complexe et nécessite le développement d'un protocole spécifique

## PARTIE 2. Cinématique musculaire dans le plan sagittal

### A. Spécificités pour l'analyse des longueurs musculaires

Dans le cadre de l'analyse des mouvements cycliques, nous centrerons notre attention sur 6 groupes musculaires de la région lombaire et du membre inférieur : les muscles des lombaires (*multifidus*, *quadratus lumborum* (*QuadLomb*), *longissimus thoracis* (*LongTh*) et *ilio-lumborum* (*IlioLomb*)), les *gluteus* (*gluteus maximus* (*GlutMax*), *medialis* (*GlutMed*) et *minimus* (*GlutMin*)), les ischio-jambiers (*semimembranosus* (*SemiMem*), *semitendinosus* (*SemiTen*), *biceps femoris* long chef (*BicepsFemL*) et court chef (*BicepsFemC*)), les quadriceps fémoraux (*rectus femoris* (*RecFem*), *vastus latéralis* (*VasLat*), *vastus medialis* (*VasMed*) et *vastus intermedius* (*VasInt*)) et les triceps suraux (*gastrocnemius medialis* (*GasMed*), *gastrocnemius lateralis* (*GasLat*) et le *soleus*). Le Tableau 1 présente les fonctions de ces groupes musculaires dans le plan sagittal (Palastanga & Soames 2012).

**Tableau 1 : Muscles composants les principaux groupes musculaires de la zone lombaire et du membre inférieur impliqués dans les mouvements du plan sagittal et leur(s) fonction(s) associée(s).**

Groupe musculaire	Fonction associée	Muscle	Autre fonction associée
Lombaires	Extenseur des lombaires	<i>Multifidus</i>	/
		<i>Quadratus lumborum</i> ( <i>QuadLomb</i> )	
		<i>Longissimus thoracis</i> ( <i>LongTh</i> )	
		<i>Iliocostalis lumborum</i> ( <i>IlioLomb</i> )	
Glutéaux	Extenseur de hanche	<i>Gluteus maximus</i> ( <i>GlutMax</i> )	/
		<i>Gluteus medius</i> ( <i>GlutMed</i> )	
		<i>Gluteus minimus</i> ( <i>GlutMin</i> )	
Quadriceps fémoraux	Extenseur de genou	<i>Vastus lateralis</i> ( <i>VasLat</i> )	/
		<i>Vastus intermedius</i> ( <i>VasInt</i> )	
		<i>Vastus medialis</i> ( <i>VasMed</i> )	
		<i>Rectus femoris</i> ( <i>RecFem</i> )	Fléchisseur de hanche
Ischio-jambiers	Fléchisseur de genou	<i>Biceps femoris</i> court chef ( <i>BicepsFemC</i> )	/
		<i>Semitendinosus</i> ( <i>SemiTen</i> )	Extenseur de hanche
		<i>Semimembranosus</i> ( <i>SemiMem</i> )	
		<i>Biceps femoris</i> long chef ( <i>BicepsFemL</i> )	
Triceps suraux	Fléchisseur plantaire	<i>Soleus</i>	/
		<i>Gastrocnemius medialis</i> ( <i>GasMed</i> )	Fléchisseur de genou
		<i>Gastrocnemius lateralis</i> ( <i>GasLat</i> )	

Dans le but d'analyser les longueurs musculaires au cours de mouvements dynamiques, l'anthropométrie de chacun des participants doit être prise en compte afin de les comparer les uns aux autres. Aussi, pour certaines activités avec de grandes amplitudes de mouvement telles que l'aviron, la capacité du muscle à s'allonger au maximum est un paramètre intéressant à connaître (PARTIE 1.C). Cette spécificité propre à chacun des participants permettra de savoir si le muscle est proche ou non de son allongement maximal au cours du mouvement d'aviron, ce qui pourrait être un indicateur de risque de blessure. Pour cela, les longueurs musculaires obtenues au cours

de tests d'étirements statiques peuvent servir de référence afin d'exprimer les longueurs lors du mouvement en fonction de leur capacité d'allongement maximal dans le plan sagittal.

### ***B. Tests d'étirements statiques pour mesurer la longueur maximale statique***

L'extensibilité passive est définie comme la « capacité du muscle à s'allonger sans activité musculaire » (Gajdosik 2001). La mesure de l'extensibilité musculaire est traditionnellement réalisée de manière indirecte par la mobilisation d'un DDL pour une ou plusieurs articulation(s) ciblée(s) de manière maximale (Clarkson 2013). De nombreux tests d'étirements statiques ont été développés dans la littérature (Blair et al. 1983; Kisner & Colby 2002; Clarkson 2013; Reese & Bandy 2016). Ces tests d'étirements statiques peuvent être actifs ou passifs (Clarkson 2013). Dans le cas d'un test d'étirement actif, le participant contracte volontairement ses muscles en vue de mobiliser l'articulation ciblée. Au contraire, au cours d'un test d'étirement passif, une personne extérieure ou une machine met en tension l'articulation ou les articulations ciblée(s).

Les amplitudes de mouvement en statique peuvent être limitées par différentes structures du système musculo-squelettique : des limitations passives ou actives (Nicholls 2011). Les limitations passives sont constituées par les éléments osseux, la raideur des ligaments autour de l'articulation (Chevallier 1998), la mise en tension de la capsule ou enfin les composantes séries et parallèles des myofibrilles (Kamina & Gouazé 2009). Certaines limitations passives liées à la morphologie osseuse et capsulaire sont modelables dans une moindre mesure par rapport à la raideur des ligaments et des myofibrilles. Un étirement des fascia et/ou nerfs peut également modifier les amplitudes maximales obtenues au niveau du membre inférieur : par exemple, la position du cou (placé en flexion ou en extension) peut avoir un impact sur la flexion maximale de genou (Nordez et al. 2017). Les limitations actives peuvent être provoquées par deux phénomènes de contraction musculaire. D'une part, une activation excentrique peut freiner le gain d'amplitude d'une articulation et d'autre part, une contraction du muscle par réflexe myotatique peut survenir d'autant plus si les fibres sont étirées à des vitesses élevées (Kamina & Gouazé 2009). Les limitations actives peuvent être diminuées lorsque le participant ne réalise pas de contraction musculaire volontaire et que le test est réalisé à des vitesses lentes.

Un ou plusieurs groupe(s) musculaire(s) sont mis en tension au cours des tests d'étirements statiques couramment utilisés dans la littérature. Les tests présentés par la suite ne concernent que les tests dans le plan sagittal. Deux tests permettent un allongement important des groupes musculaires du dos et de la chaîne postérieure du membre inférieur. Ces tests permettent d'obtenir un score global d'extensibilité de la chaîne postérieure (triceps suraux, ischio-jambiers et muscles lombaires) mais ne permettent pas de cibler spécifiquement un groupe musculaire (Gajdosik et al. 1992; Cornbleet & Woolsey 1996; Castro-Piñero et al. 2009; Bakirtzoglou et al. 2010; Ayala et al. 2011).

D'autres postures sont développées pour mobiliser l'amplitude maximale d'une seule articulation (Reese & Bandy 2016). Ces postures permettent une mise en tension des **muscles mono-articulaires** d'un groupe musculaire ciblé (Tableau 1). Les articulations proximales et distales à l'articulation testée doivent être contrôlées afin de ne pas solliciter maximalelement les muscles bi-articulaires du groupe musculaire sous tension (Tableau 2). Prenons l'exemple du groupe musculaire des quadriceps (extenseur de genou) : l'amplitude maximale de flexion du

genou est en moyenne de 140° lorsque la hanche est en flexion (Soucie et al. 2011) alors qu'il est de 125° lorsque la hanche est en position anatomique de base (Peeler & Anderson 2008). Dans ce contexte, la flexion maximale de genou doit être testée lorsque la hanche est en flexion pour relâcher les muscles bi-articulaires qui sont à la fois fléchisseurs du genou et extenseurs de hanche (Reese & Bandy 2016). Les tests permettant d'obtenir les amplitudes maximales des muscles mono-articulaires sont présentés dans le Tableau 2.

**Tableau 2 : Tests d'étirements statiques pour les muscles mono-articulaires du membre inférieur.**

Illustration	Test	Description	Déroulement
	$FH_{max}$	Flexion de hanche maximale	Le participant est allongé sur le dos avec le genou en flexion afin de ne pas mobiliser d'étirement au niveau des ischio-jambiers. Un opérateur induit une flexion de hanche en appliquant une force sur la cuisse.
	$FG_{max}$	Flexion de genou maximale	Le participant est allongé sur le dos et un opérateur induit une flexion de genou en appliquant une force sur le tibia.
	$DF_{max}$	Flexion dorsale maximale de cheville	Le participant est allongé sur le dos et un opérateur induit une flexion de cheville en appliquant une force sous le pied.

Pour tester l'extensibilité des **muscles bi-articulaires** du membre inférieur, les deux articulations traversées par le muscle ciblé peuvent être sollicitées de manière différente. Ainsi, plusieurs tests sont développés dans la littérature pour tester l'extensibilité d'un même muscle. Deux tests sont utilisés pour les muscles bi-articulaires des ischio-jambiers (*SemiTen*, *SemiMem* et *BicepsFemL*) dont l'un est largement documenté et utilisé dans la littérature (Tafazzoli & Lamontagne 1996; Halbertsma et al. 2001; Witvrouw et al. 2003; Youdas et al. 2008; Bakirtzoglou et al. 2010; Ayala et al. 2011; López-Miñarro et al. 2013; Laudner et al. 2016) par rapport à l'autre (Gajdosik et al. 1993; Williams & Welch 2015; Cini et al. 2016; Sorani & Rathod 2016) bien que leur impact sur la longueur des muscles bi-articulaires des ischio-jambiers n'ait pas directement été comparée entre les 2 tests.

Pour estimer l'extensibilité du *RecFem*, deux tests sont également utilisés dans la littérature impliquant un angle d'extension de hanche (Harvey 1998; Czaprowski et al. 2013; Cejudo et al. 2015; Vigotsky et al. 2016) ou plaçant la hanche à 0° d'extension (Witvrouw et al. 2003; Peeler & Anderson 2008). Plusieurs auteurs s'accordent à dire que le premier test n'est pas spécifique pour estimer la longueur musculaire du *RecFem* mais qu'il permettrait, pour certains auteurs, d'estimer l'extensibilité de l'ensemble des muscles fléchisseurs de hanche (Schache et al. 2002; Winters et al. 2004; Clapis et al. 2008; Wakefield et al. 2015) ou uniquement des muscles mono-articulaires fléchisseurs de hanche (Ferber et al. 2010). Selon d'autres auteurs, au cours de ce test, une incapacité à étendre la hanche rend le test spécifique aux muscles mono-articulaires alors qu'une incapacité du sujet à fléchir le genou à plus 80° rend le test spécifique aux muscles

bi-articulaires du groupe fléchisseur de hanche (Kendall et al. 2005). Cependant, ces tests n'ont à ce jour pas été comparés quant à l'estimation de la longueur musculaire du *RecFem*.

Concernant le groupe musculaire du triceps sural, la mesure de l'extensibilité des *gastrocnemii* s'effectue avec le genou placé en extension maximale par une mesure de l'angle maximal de flexion de cheville (Grieve et al. 1978; Riener & Edrich 1999; Singer et al. 2003; Reese & Bandy 2016). Il est préconisé que le sujet soit en position allongée afin de limiter les biais qui seraient dûs à la gestion de l'équilibre au cours du test.

Enfin, la méthode de mesure de la flexion **lombaire** maximale n'est pas, à ce jour formellement établie. En effet, plusieurs tests différents sont utilisés dans la littérature où le sujet est parfois debout (Esola et al. 1996), parfois assis avec les genoux en extension (Youdas et al. 2008), ou en flexion (Youdas et al. 1996) avec un même test qui peut avoir plusieurs variantes (López-Miñarro et al. 2007). L'augmentation de la flexion lombaire (lordose) peut être provoquée par la rétroversion du bassin (Keegan 1953) rendant le choix du test dans l'évaluation de la flexion lombaire difficile. En effet, cette rétroversion du bassin est dépendante aussi bien de la mise en tension des muscles abdominaux que de la mise en tension des muscles extenseurs de hanches. Actuellement, il ne semble pas y avoir de consensus concernant le choix du test d'étirement qui permettrait d'extraire la longueur maximale en statique des muscles lombaires.

Ces estimations d'extensibilité musculaire sont indirectes puisqu'elles sont calculés à partir de mesures d'angles articulaires et comportent certaines limites. En effet, la répétabilité est variable selon les tests (Baltaci et al. 2003; Aalto et al. 2005) et la fiabilité dépend du matériel de mesure utilisé, de l'expérimentateur, du sexe des participants et de leur âge (Ng et al. 2001; Baltaci et al. 2003; López-Miñarro et al. 2007; Youdas et al. 2008; Nussbaumer et al. 2010; Ayala et al. 2011; Peters et al. 2011; Kim & Ha 2015; Wakefield et al. 2015). Une autre limite de ces tests est spécifique aux muscles bi-articulaires. En effet, pour une même longueur du SMT, des comportements régionaux peuvent être observés pour les faisceaux musculaires (Pappas et al. 2002), l'aponévrose (Zuurbier et al. 1994) et les tendons (Pearson et al. 2014). Ainsi, pour un muscle bi-articulaire, l'étirement des tendons distaux n'est pas homogène à celui des tendons proximaux si une mobilisation est faite à l'articulation proximale ou distale (Hodson-Tole et al. 2016). Les tests d'étirements statiques développés dans la littérature pour l'analyse d'extensibilité des muscles bi-articulaires permettent d'estimer l'extensibilité globale d'un ou plusieurs muscles mais ne permettent pas d'accéder aux comportements régionaux du système musculo-tendineux.

### ***C. Mesure des longueurs musculaires à partir d'équations de régression***

A partir de la cinématique articulaire, les longueurs musculaires de certains de ces muscles peuvent être calculées en s'appuyant sur des équations de régression (Grieve et al. 1978; Hawkins & Hull 1990; Visser et al. 1990). Pour cela, grâce à des données issues de dissections de cadavres, les auteurs mesurent la longueur des muscles en fonction d'une amplitude articulaire imposée et contrôlée. Ces équations de régression ainsi calculées permettent de déterminer une longueur musculaire de manière non invasive. Cependant, l'enjeu est de déterminer de façon précise les longueurs musculaires au cours d'un geste (*in situ*). Pour ce faire, bien que les muscles

soient volumiques, ils sont réduits à des lignes d’actions pour être analysés. Certains muscles sont séparés en plusieurs chefs en tenant compte des points d’insertion qui peuvent être différents.

Dans le cas des membres inférieurs, 3 groupes musculaires ont été étudiés. Les muscles ischios-jambiers, les quadriceps fémoraux et les triceps suraux. Trois groupes d’auteurs ont développé des équations de régression spécifiques au membre inférieur (Grieve et al. 1978; Hawkins & Hull 1990; Visser et al. 1990). Ces équations de régression permettent d’obtenir les longueurs du SMT exprimées en millimètres (mm) ou en variation de longueur (en fonction de la longueur obtenue en statique). Les muscles étudiés sont différents selon les auteurs et les longueurs sont personnalisées par rapport à l’anthropométrie du sujet grâce à une mesure du/des segments à partir de repères anatomiques connus (Tableau 3).

**Tableau 3 : Muscles étudiés et repères anatomiques utilisés pour les méthodes d’équations de régression de Grieve (Grieve et al. 1978), de Visser (Visser et al. 1990) et de Hawkins (Hawkins & Hull 1990).**

Méthode	Muscles			Définition des longueurs segmentaires	
	Ischio-jambiers	Quadriceps	Triceps suraux	Cuisse	Jambe
GRIEVE	/	/	-gastrocnémiens	/	Du centre articulaire du genou au centre articulaire de la cheville
VISSER	-BicepsFemC	-RecFem -VasInt -VasLat -VasMed	-gastrocnémiens	Du grand trochanter au condyle latéral	Du condyle latéral à la malléole latérale
HAWKINS	-BicepsFemL -SemiTen -SemiMem -BicepsFemC	-RecFem -VasInt -VasLat -VasMed	-GasMed -GasLat -Soleus	Du grand trochanter au condyle latéral	Du condyle latéral à la malléole latérale

Pour la **méthode de GRIEVE** (Grieve et al. 1978), la variation de longueur par rapport à la longueur de référence  $L_{ref}$  (lorsque la cheville et le genou sont fléchis à  $90^\circ$ ) est calculée avec un incrément de  $10^\circ$  pour les angles de flexion/extension de genou  $\theta_g$  et de cheville  $\theta_c$ . Cette longueur est ensuite normalisée en fonction de la longueur du segment jambe  $L_s$ . La longueur du muscle est calculée grâce à 6 coefficients ( $A0, A1, A2, B0, B1, B2$ ) présentés dans le Tableau 4 tel que :

$$L = L_{ref} + (A0 + A1 \times \theta_c + A2 \times \theta_c^2 + B0 + B1 \times \theta_g + B2 \times \theta_g^2) \times L_s / 100 \quad (1)$$

**Tableau 4 : coefficients pour l’équation de régression d’après la méthode de GRIEVE.**

Articulation ( $\theta_i$ )	0	1	2
Cheville (coef. A)	-22,18468	0,30141	-0,00061
Genou (coef. B)	6,46251	- 0,07987	0,00011

Pour la **méthode de VISSER** (Visser et al. 1990), les gastrocnémiens ne sont pas considérés comme des muscles bi-articulaires mais comme des muscles mono-articulaires (Tableau 2). De ce fait, l’équation de VISSER n’est pas réutilisée dans la littérature, les scientifiques préférant se référer aux équations de GRIEVE pour l’analyse des gastrocnémiens. L’équation utilisée pour la méthode de VISSER est identique à l’équation développée pour la méthode de GRIEVE. Cependant, les coefficients sont différents (Tableau 5).

**Tableau 5 : coefficients pour l'équation de régression d'après la méthode de VISSER.**

Muscle	Articulation ( $\theta_i$ )	0	1	2
<i>BicepsFem</i>	Genou (coef. A)	0,19826	-0,04600	0,45841
	Hanche (coef. B)	0,16644	0,31078	0,14640
<i>RecFem</i>	Genou (coef. A)	-0,02345	0,24222	0,17173
	Hanche (coef. B)	-0,01966	-0,15041	0,25853
<i>VasMed</i> (partie latérale)	Genou (coef. A)	-0,29879	0,23517	0,35819
<i>VasMed</i> (partie médiale)	Genou (coef. A)	-0,20848	0,09449	0,44745
<i>VasLat</i> (partie latérale)	Genou (coef. A)	-0,43341	0,15349	0,39248
<i>VasLat</i> (partie médiale)	Genou (coef. A)	-0,50954	0,24677	0,22301
<i>VasInt</i>	Genou (coef. A)	-0,51106	0,23557	0,25196
<i>Gastrocnémii</i>	Genou (coef. A)	-0,08268	-0,00013	0,29348

Pour la **méthode de HAWKINS** (Hawkins & Hull 1990), les équations sont déterminées à partir de simulations sur ordinateur. La longueur du muscle  $L$  est calculée à partir des angles de hanche  $\theta_h$ , de genou  $\theta_g$  et de cheville  $\theta_c$  en prenant en compte 5 coefficients ( $C_0$ ,  $C_1$ ,  $C_3$  et  $C_4$ ) présentés dans le Tableau 6 et la longueur du segment associé  $L_s$  tel que :

$$L = (C_0 + C_1 \times \theta_h + C_2 \times \theta_g + C_3 \times \theta_g^2 + C_4 \times \theta_c) \times L_s \quad (2)$$

**Tableau 6 : coefficients pour l'équation de régression d'après la méthode de HAWKINS.**

Muscle	C0	C1	C2	C3	C4	r
<i>BicepsFemL</i>	1,048	2,09E-3	-1,6E-3	0	0	0,97
<i>SemiMem</i>	1,027	1,99E-3	-2,22E-3	0	0	0,98
<i>SemiTen</i>	0,987	2,07E-3	-1,78E-3	0	0	0,97
<i>RecFem</i>	1,107	-1,5E-3	1,99E-3			0,92
<i>BicepsFemC</i>	0,6	0	1,03E-4	-1,21E-5	0	0,94
<i>VasInt</i>	0,496	0	3,88E-3	-1,63E-5	0	0,95
<i>VasLat</i>	0,569		4,06E-3	-2,07E-5		0,93
<i>VasMed</i>	0,489		3,07E-3	-1,53E-5		0,91
<i>GasMed</i>	0,9		-6,2E-4		2,14E-3	0,97
<i>GasLat</i>	0,894	0	-5E-4	0	2,14E-3	0,97
<i>Soleus</i>	0,563				1,93E-3	0,82

Chaque auteur a défini le domaine d'amplitude de mouvement d'utilisation de ces équations de régression. Ces amplitudes sont présentées dans le Tableau 7. Actuellement, l'utilisation des équations de régression est couplée à de nouveaux outils tels que l'élastographie qui est une technique d'imagerie médicale par ultrasons permettant de caractériser les propriétés des tissus. Les propriétés musculaires sont, par exemple, étudiées lors de mouvements de flexion de chevilles sur quelques degrés (Fouré et al. 2010) ou lors de mouvements explosifs (Hauraix et al. 2017). Les équations de régression permettent dans ce cas-ci de généraliser au muscle entier les observations locales observées par imagerie. Pour cela, le bras de levier du tendon d'Achille est estimé comme la dérivée de la longueur par rapport à l'angle ou avec l'équation de Bobbert (Bobbert et al. 1986). Ensuite, les données d'imagerie sont combinées aux longueurs du SMT estimées à partir des équations de GRIEVE et de VISSER.

Tableau 7 : Amplitudes de mouvements définies pour les équations de régression.

Méthode	Hanche	Genou	Cheville
	[Extension Flexion]	[Extension Flexion]	[Extension Flexion]
GRIEVE	/	[0° 150°]	[-40° 20°]
VISSER	[-15° 60°]	[0° 90°]	/
HAWKINS	[0° 120°]	[0° 120°]	[-30° 30°]

L'utilisation des équations de régression comporte des limites. La principale est que le régime de contraction n'est pas pris en compte lors de mesures sur des cadavres alors que le régime de contraction influence les variations de longueur du SMT pour un même angle de flexion de cheville ou de genou (Komi 2000). De plus, aucune charge externe (contact au sol) ne s'applique sur le système musculo-squelettique bien que pour un même angle de cheville, le bras de levier est plus grand de 25% lorsque le pied est au sol comparativement à un pied libre (Krause et al. 2011). En conséquence, les bras de levier calculés avec les équations de régression seraient erronés lorsque le pied est en contact avec le sol pour les gastrocnémiens. De plus, les équations de régression ne prédisent correctement la longueur que pour un muscle complètement isolé *in vitro* (Huijing & Baan 2001; Tsaopoulos et al. 2007). Ces résultats seraient amplifiés pour les muscles bi-articulaires par rapport aux muscles mono-articulaires (Huijing & Baan 2001). En effet, dans le cas des équations de régression, les effets des amplitudes de mouvement des articulations distales et proximales sur la longueur du SMT sont additifs et n'interagissent pas. Enfin, les paramètres anthropométriques ne permettent pas d'obtenir le bras de levier pour la patella remettant en question la validité des équations de régression de VISSER (Tsaopoulos et al. 2007).

Dans le cadre de l'analyse des mouvements cycliques, deux problématiques apparaissent quant à l'utilisation des équations de régression. Premièrement, ces équations sont utilisables pour des amplitudes de mouvement définies (Tableau 7) qui ne couvrent pas l'amplitude articulaire de certains mouvements tels les gestes en aviron ou au cours de squats. Analyser les longueurs musculaires au cours de mouvements à grande amplitude permettrait d'avoir un regard critique sur les résultats en dehors des bornes annoncées par les auteurs. Deuxièmement, bien que pour ces activités, les DDL mobilisés soient principalement des flexions/extensions, les DDL d'adductions/abductions et de rotations internes/externes sont également présents dans une moindre mesure. Quantifier la perte d'information liées aux mouvements dans le plan frontal et transverse permettrait de préconiser ou non l'utilisation de ces équations en fonction des activités et des DDL qu'elles mobilisent.

---

### **Problématiques soulevées sur le système musculo-tendineux :**

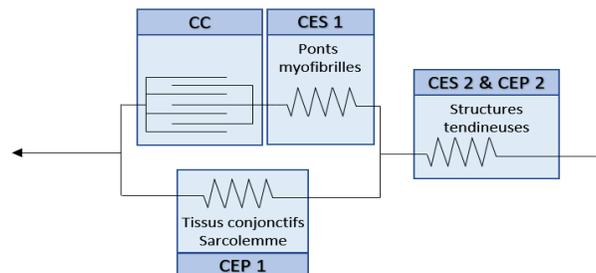
- les meilleurs tests pour la longueur maximale des muscles bi-articulaires ne sont pas établis
  - le meilleur test pour la flexion lombaire ne fait pas consensus
  - la longueur musculaire maximale est estimée indirectement par une mesure d'angle
  - les équations de régressions ne sont pas définies pour mouvement d'amplitudes extrêmes
  - l'estimation des longueurs musculaires par les équations de régression ne prend en compte : les angles d'adduction et de rotation bien qu'ils aient un impact sur les longueurs musculaires
-

## PARTIE 3. Méthodes d'analyse de la cinématique musculaire en 3D

### A. Modélisation du système muscle-tendon

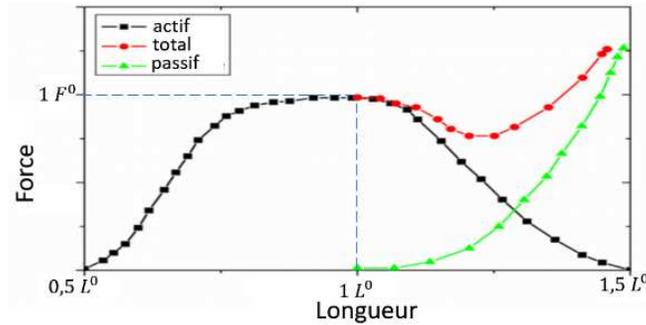
Hill est le premier auteur à proposer un modèle du muscle à trois composantes qui sert encore actuellement de base aux travaux de modélisation musculaire (Hill 1950) avec une composante élastique parallèle (portion interne de l'aponévrose), une composante élastique série (portion externe de l'aponévrose) et une composante contractile (fibre musculaire). Ce modèle du SMT a par la suite beaucoup évolué avant d'aboutir à une modélisation plus complète (Zajac 1989). Ce nouveau modèle permet de décrire la dynamique muscle-tendon prenant en compte l'interaction entre la dynamique de contraction musculaire et la raideur tendineuse (Figure 4). Il est alors nécessaire pour une population « standard », de caractériser les propriétés mécaniques des différents éléments modélisant le SMT (Zajac 1989). Cet auteur propose de modéliser le SMT par 6 paramètres :

- la longueur de tension du tendon : longueur à laquelle le tendon commence à générer une force,
- le pic de force maximale isométrique,
- la longueur optimale de la fibre musculaire : longueur à laquelle la fibre musculaire développe la plus grande force,
- l'angle de pennation de fibre musculaire optimal : angle entre le tendon et la fibre musculaire à la longueur optimale de la fibre musculaire,
- le temps mis à l'échelle optimale : dérivé de la vitesse maximale de raccourcissement du muscle.



**Figure 4 : Représentation du SMT adapté selon le modèle de Zajac (Zajac 1989). CC : composante contractile ; CES : composante élastique série ; CEP : composante élastique parallèle.**

Pour une analyse du système en dynamique, ces paramètres sont complétés en s'appuyant sur les propriétés des différents tissus avec notamment les fonctions force-longueur (Figure 5). Les paramètres présentés ainsi que les propriétés des composants du SMT sont caractérisés à partir de dissections sur des cadavres (Wickiewicz et al. 1983; Huijing 1985) et d'imagerie (Bobbert et al. 1986).



**Figure 5 : Forces des fibres musculaires lorsque le muscle est actif (en noir), passif (en vert) et total des forces (en rouge) en fonction de la longueur d'après Zajac (Zajac 1989). La force et la longueur sont normalisées par rapport au pic de force maximal isométrique ( $F^0$ ) et par rapport à la longueur optimale de fibre ( $L^0$ ) respectivement.**

Ces différents paramètres du SMT ont par la suite été complétés par d'autres caractéristiques notamment décrites par Gajdosik (Gajdosik 2001) en vue d'analyser l'extensibilité passive du SMT. Les forces actives produites par les interactions entre les protéines d'actine et de myosine (composante contractile) sont plus grandes lorsque le SMT est à la longueur de repos ; les forces actives diminuent si le SMT est allongé ou raccourci. Les forces passives (dues aux tissus conjonctifs, sarcolemmes et structures tendineuses) augmentent de manière exponentielle avec l'allongement du muscle. Cet auteur précise que les propriétés visco-élastiques du SMT évoluent en fonction de l'étirement du SMT. Les comportements visqueux dépendent ainsi de la vitesse de raccourcissement alors que les propriétés élastiques dépendent de la charge appliquée par l'étirement. La raideur visco-élastique passive est employée pour décrire la réponse physiologique du SMT pendant la phase dynamique de l'étirement. Elle est calculée par le ratio de la variation de force passive et de la variation de longueur du SMT. Le terme de compliance passive est également utilisé pour décrire la relation inverse : ratio de la variation de longueur et de la variation de force. La raideur du tendon est aussi un paramètre à prendre en compte en vue de modéliser le SMT (Fukunaga et al. 2002). Cette raideur évolue à la fois en fonction de l'allongement du SMT mais aussi en fonction de l'activité électrique des composantes contractiles comme illustré dans la Figure 6 pour le *GasMed*. Le ratio longueur du tendon sur la longueur des fascicules est également investigué (Fukunaga et al. 2002) afin de caractériser les différents paramètres de ces structures en prenant en compte leur longueurs spécifiques. Dans la suite de ce manuscrit, les composantes contractiles et les composantes élastiques du SMT ne sont pas dissociées et seront désignées par le terme muscle pour les différents modèles présentés.

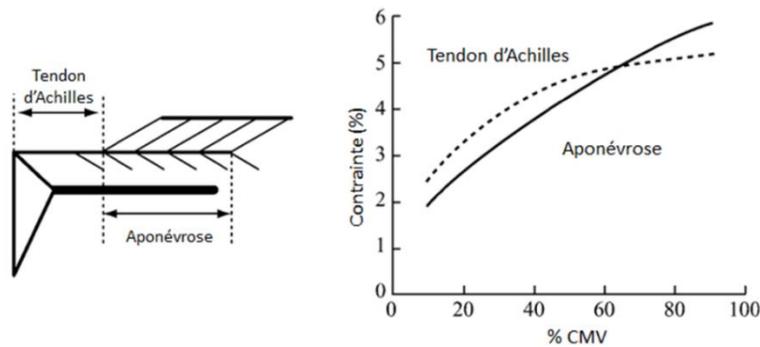


Figure 6 : Evolution de la contrainte avec l'augmentation de l'intensité (% de Contraction Maximale Volontaire (CMV)) pour le tendon d'Achilles et l'aponévrose du *GasMed* (Muramatsu et al. 2001).

### B. Apports du modèle musculo-squelettique

À partir des paramètres et des propriétés musculo-tendineuses décrites dans la littérature, les longueurs musculaires peuvent être calculées grâce à un modèle musculo-squelettique. Un groupe de travail (Stanford, Etats-Unis) est particulièrement actif quant à la modélisation sur ordinateur. Les premiers modèles voient le jour (Delp et al. 1990) sur une plateforme appelée SIMM au début des années 1990. Plusieurs logiciels de modélisation 3D propriétaires ont ensuite été développés au cours de cette décennie (AnyBody – Adams) pour lesquels l'achat d'une licence est nécessaire. Les utilisateurs n'ont pas accès au code source et ne peuvent pas adapter/personnaliser les modèles existants, voire en créer de nouveaux. Le logiciel OpenSim développé par l'équipe de Delp (Delp et al. 2007) est quant à lui « open source », c'est à dire qu'il offre la possibilité de modifier le code source à sa guise pour créer et modifier les modèles puis de les partager.

OpenSim permet ainsi d'estimer les longueurs musculaires dans des conditions dynamiques en 3 dimensions (3D) (Delp & Loan 1995). Un modèle générique est d'abord développé à partir des propriétés musculaires de données cadavériques et d'imageries (Delp & Loan 1995). Ce modèle est composé de segments osseux avec ses muscles associés ainsi qu'un set de marqueurs dont les coordonnées sont définies dans les repères associés aux segments osseux. Sur OpenSim, le muscle est défini par ses caractéristiques géométriques (coordonnées des attaches sur les segments osseux) et ses propriétés de génération de force. Un même muscle peut être modélisé en plusieurs lignes d'action musculaires.

Dans ce modèle musculo-squelettique, les lignes d'action musculaires représentent les composantes contractiles (sarcomères) et les tendons représentent les composantes élastiques séries (portion externe au muscle) et les composantes élastiques parallèles (aponévrose) selon la méthode de modélisation proposée par Zajac (Zajac 1989). Pour utiliser le modèle à partir d'une étude expérimentale, le participant est équipé de marqueurs dont les coordonnées tridimensionnelles sont estimées par un système de Mocap. À partir de la position des marqueurs expérimentaux, le modèle générique est mis à l'échelle du participant afin de prendre en compte son anthropométrie (Delp et al. 2007). Puis, au cours du mouvement, la cinématique inverse et l'extraction des longueurs musculaires peuvent être calculées à partir des coordonnées globales des marqueurs cutanés.

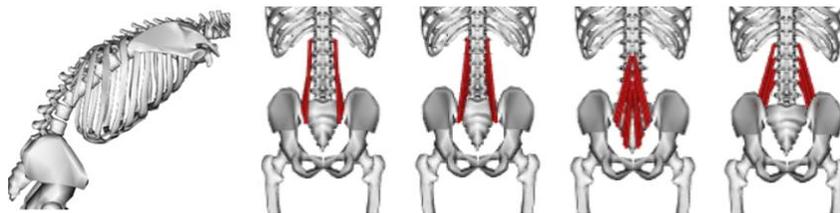
### C. Modèle musculo-squelettique spécifique au membre inférieur et au dos

Un modèle spécifique pour le membre inférieur et le rachis sur OpenSim est disponible en libre accès (Raabe & Chaudhari 2016) et se base sur 3 modèles : les modèles de Hamner (Hamner et al. 2010), Christophy (Christophy et al. 2012) pour la zone dorsale et Arnold (Arnold et al. 2010) pour la patella. Ce modèle développé pour l'étude de la course à pied comporte 21 segments, 30 DDL, et 324 lignes d'action musculaires. Les amplitudes de mouvement des articulations du membre inférieur et du rachis sont présentées dans le Tableau 8.

**Tableau 8 : Degrés de liberté pour les articulations du modèle de Raabe (Raabe & Chaudhari 2016). En gras sont représentées les amplitudes qui ne permettent pas couvrir les amplitudes maximales en statique.**

Articulation	Degré de liberté	Amplitude (degrés)
Lombaires	<b>Flexion<sup>-</sup> / Extension<sup>+</sup></b>	[-70 26]
	Inclinaison latérale droite <sup>+</sup> / gauche <sup>-</sup>	[-25 25]
	Rotation Interne <sup>-</sup> / Externe <sup>+</sup>	[-56 56]
Hanche	Extension <sup>-</sup> / <b>Flexion<sup>+</sup></b>	[-120 120]
	Abduction <sup>-</sup> / Adduction <sup>+</sup>	[-120 120]
	Rotation Interne <sup>-</sup> / Externe <sup>+</sup>	[-120 120]
Genou	<b>Flexion<sup>-</sup> / Extension<sup>+</sup></b>	[-120 10]
Cheville	Flexion plantaire <sup>-</sup> / dorsale <sup>+</sup>	[-90 90]
Subtalaire	Eversion <sup>-</sup> / Inversion <sup>+</sup>	[-90 90]
Métacarpo-phalangienne	Flexion <sup>-</sup> / Extension <sup>+</sup>	[-90 90]

Le tronc est modélisé par 6 segments : les cinq vertèbres lombaires (L1 à L5) et le torse. Chaque vertèbre lombaire autorise 6 DDL avec les segments proximal et distal. Les segments L5 et L1 sont respectivement liés au bassin et au torse. La somme des DLL de ces cinq segments est au final uniquement exprimée par 3 DDL (flexion/extension, inclinaison latérale et rotation externe/interne) grâce à une fonction prenant en compte la contribution relative de chaque segment dans le mouvement total (Christophy et al. 2012). Les muscles des lombaires sont au nombre de 4 (72 lignes d'action) : l'iliocostalis lumborum (*IlioLomb*), le longissimus thoracis (*LongTh*), le quadratus lumborum (*QuadLomb*) et le multifidus avec respectivement 8, 10, 14 et 40 lignes d'action (Figure 7).



**Figure 7 : Illustration d'une flexion lombaire de 70° (à gauche) prenant en compte les contributions des flexions à chaque articulation et illustrations des insertions des lignes d'action des muscles lombaires pour les muscles *IlioLomb*, *LongTh*, *multifidus* et *QuadLomb* (de gauche à droite). Modèle de Raabe sur OpenSim (Raabe & Chaudhari 2016).**

Les membres inférieurs sont modélisés par 13 segments : bassin, fémurs, patellas, tibias, et 3 segments pour chaque pied (talus, calcaneus et orteils) autorisant 14 DDL. Pour l'articulation de la cheville, l'angle de flexion/extension est défini à 0° lorsque le pied forme un angle de 90° avec le tibia. Pour l'articulation subtalaire, l'angle d'inversion/éversion est défini suivant un axe de rotation impliquant des rotations à la fois autour des axes antéro-postérieur et vertical du pied. Les 56 muscles sont caractérisés par 120 lignes d'action. Les lignes d'actions des groupes musculaires des *gluteus*, ischio-jambiers, quadriceps et triceps suraux sont présentés dans le Tableau 9. Notons que les *GlutMax*, *GlutMed* et *GlutMin* sont chacun modélisés par 3 lignes d'action (*GlutMax1*, *GlutMax2*, *GlutMax3*, *GlutMed1*, *GlutMed2*, *GlutMed3*, *GlutMin1*, *GlutMin2*, *GlutMin3*, respectivement). Le *BicepsFem* est quant à lui modélisé en 2 lignes d'actions : le *BicepsFemC* (mono-articulaire) et le *BicepsFemL* (bi-articulaire). En ce qui concerne les membres supérieurs, ils sont représentés par 8 segments (14 DDL). Les muscles liés à ces segments ne sont pas modélisés.

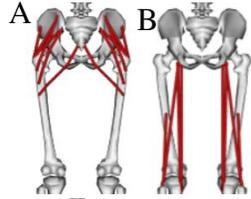
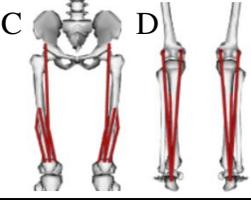
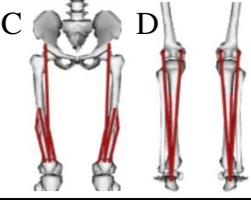
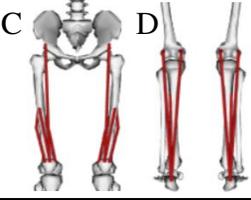
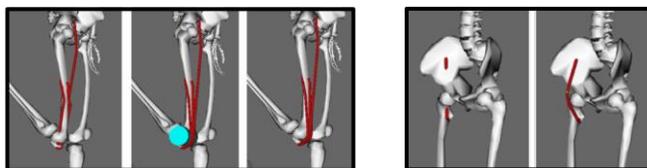
Illustrations	Groupe musculaire	Muscle	Lignes d'action
A 	<i>Gluteus</i> (illustration A)	<i>Gluteus Maximus (GlutMax)</i>	3
		<i>Gluteus Medialis (GlutMed)</i>	3
		<i>Gluteus Minimus (GlutMin)</i>	3
B 	Ischio-jambiers (illustration B)	<i>Semitenidosus (SemiTen)</i>	1
		<i>Semimembranosus (SemiMem)</i>	1
		<i>Biceps Femoris (BicepsFem)</i>	2
C 	Quadriceps (illustration C)	<i>Rectus Femoris (RecFem)</i>	1
		<i>Vastus Lateralis (VasLat)</i>	1
		<i>Vastus Medialis (VasMed)</i>	1
D 	Triceps suraux (illustration D)	<i>Gastrocnemius Lateralis (GasLat)</i>	1
		<i>Gastrocnemius Medialis (GasMed)</i>	1
		<i>Soleus</i>	1

Tableau 9 : Muscles et nombre de lignes d'actions modélisées dans le modèle de Raabe (Raabe & Chaudhari 2016) pour les groupes musculaires des *gluteus*, ischio-jambiers, quadriceps et triceps suraux.

#### D. Modifications possibles du modèle et mise à l'échelle

Un modèle sur OpenSim n'est pas figé et l'utilisateur peut le modifier puisque les codes sources sont accessibles. Il est donc possible d'ajouter des segments et des articulations au modèle ainsi que de modifier le nombre de DDL des articulations (Delp & Loan 2000). De plus, les amplitudes de mouvement peuvent également être changées (Delp et al. 2007). L'utilisateur peut aussi modifier les coordonnées des marqueurs liés aux segments osseux. Les données d'entrée concernant les caractéristiques musculaires peuvent aussi être changées. Une modification des amplitudes de mouvement peut cependant créer des discontinuités dans le calcul des bras de levier musculaires. Deux méthodes sont donc proposées pour rectifier les chemins musculaires comme illustrées dans la Figure 8, à savoir : l'ajout de surface de contournement (« wrap ») ou l'ajout/la modification de points d'attache musculaires (« path point »). Le modèle utilisé pour une étude doit ainsi être développé en fonction du mouvement analysé (Arnold et al. 2010) pour ne pas avoir de discontinuité.



**Figure 8 : Méthodes de contournement osseux sur le logiciel Opensim avec l'ajout d'une surface de contournement pour les quadriceps fémoraux (à gauche) et l'ajout d'un point d'attache pour l'ilicac (à droite).**

Une fois le modèle générique configuré, il doit être mis à l'échelle pour correspondre aux données anthropométriques du participant (Delp et al. 2007). Cette étape de mise à l'échelle peut être améliorée si la position des marqueurs lors d'une acquisition où le sujet est en position anatomique de référence est intégrée en données d'entrée pour le calcul de la longueur des segments. D'autres auteurs précisent que la mise à l'échelle est d'autant plus précise si les positions des centres de rotations articulaires sont intégrées au modèle (Kainz et al. 2017). Il existe plusieurs possibilités pour mettre un modèle générique à l'échelle du sujet. Une méthode de calibration plus détaillée avec plusieurs étapes ordonnées pour la mise à l'échelle du modèle OpenSim (Lund et al. 2015) améliore les résultats de cette procédure. Cette procédure sera appliquée pour les études présentées par la suite.

### ***E. Limites de la modélisation musculo-squelettique***

Les modèles développés sur Opensim sont réalisés dans le but d'étudier des gestes avec de faibles amplitudes de mouvements. Dans le cas de l'étude des tests d'étirements statiques où les amplitudes maximales du membre inférieur sont recherchées, un modèle musculo-squelettique doit être développé en prenant en compte les caractéristiques musculaires (Arnold et al. 2010). Le modèle de Raabe (Raabe & Chaudhari 2016) est développé pour l'analyse de la course à pied. Il est adapté pour couvrir les amplitudes dans les plans transverse et frontal obtenus au cours de mouvements tels que les tests d'étirements dans le plan sagittal ou les mouvements cycliques tels que l'aviron. Cependant, ce modèle ne couvre pas les amplitudes importantes de flexions/extension obtenus lors de ces gestes ; ce qui détériorera l'estimation de la cinématique articulaire. Ainsi, pour analyser les mouvements cycliques à grande amplitude de mouvement dans le plan sagittal à l'aide d'un modèle musculo-squelettique, nous proposons de faire évoluer le modèle générique de Raabe (Raabe & Chaudhari 2016). D'autre part, les caractéristiques musculaires et osseuses sont basées sur des études préalables qui offrent des caractéristiques moyennes des différentes populations étudiées. Pour les insertions musculaires et les proportions osseuses notamment, malgré la mise à l'échelle qui personnalise le modèle en fonction des participants, les caractéristiques restent génériques et ne tiennent pas compte des spécificités des participants.

### ***F. Limites expérimentales***

Une autre limite de la modélisation d'un geste concerne l'acquisition des données expérimentales (Begon et al. 2009). En effet, afin d'obtenir la cinématique au cours du mouvement, un système de Mocap permet traditionnellement d'enregistrer les coordonnées de marqueurs placés sur la peau des participants afin de reconstruire la position des segments osseux sous-jacents. Les caméras qui permettent d'obtenir ce type de mesure sont synchronisées les unes aux autres et reliées entre elles et un ordinateur de manière filaire. Cette installation est adaptée pour une analyse du geste en laboratoire ou en extérieur sur un espace de tâche défini. Cependant pour analyser une activité qui se déroule sur l'eau telle que l'aviron, l'installation n'est pas envisageable. Ceci est problématique car il en résulte que la cinématique *in situ* propre à l'activité pratiquée en compétition n'est pas finement étudiée.

---

#### **Problématiques soulevées sur la modélisation musculo-squelettique :**

- les DDL autorisés dans les modèles génériques proposés par OpenSim ne peuvent convenir que pour l'analyse de mouvements avec de faibles amplitudes de flexion/extension
  - l'installation d'un système de Mocap n'est pas adaptée pour l'analyse du mouvement d'aviron directement sur l'eau
-

## **PARTIE 4. Estimation de la cinématique articulaire *in situ***

### ***A. Centrales inertielles : description***

L'utilisation de centrales inertielles peut être un moyen pour déterminer la cinématique de sportifs sans l'aide d'un système de Mocap. En effet, des centrales inertielles placées sur différents segments corporels du membre inférieur au cours d'une expérimentation permettent d'estimer les orientations des segments auquel elles sont attachées. L'orientation est exprimée dans le repère global préalablement défini. Par exemple, le repère NED (North-East-Down) couramment utilisé est défini par 3 vecteurs orientés vers le nord, l'est et le bas. Chaque centrale inertielle est équipée d'un accéléromètre triaxial pour évaluer l'accélération du capteur, d'un magnétomètre pour déterminer le nord grâce au champ magnétique terrestre et d'un gyroscope pour caractériser les composantes de la vitesse angulaire du capteur (Nez 2017).

A partir des orientations segmentaires, les DDL peuvent être calculés grâce à trois formalismes. **Les angles d'Euler** sont calculés par 3 rotations élémentaires effectuées selon une séquence d'axes définie. **Les matrices de rotations** sont des matrices à 9 composantes  $[3 \times 3]$  qui permettent d'exprimer le repère du segment distal dans le repère du segment proximal. Cette écriture prend en compte les problèmes de singularité propres au formalisme des angles d'Euler. **Les quaternions** enfin sont des vecteurs à 4 termes dans lesquels sont stockées des informations qui permettent de caractériser une orientation grâce à des nombres hypercomplexes (Nez 2017).

### ***B. Limites des centrales inertielles***

Plusieurs limites résultent cependant de l'utilisation de centrales inertielles. Les bruits de mesure rendent la qualité des signaux difficilement traitables à cause de leur multitude et de la difficulté à les caractériser par des modèles simples. L'instabilité du biais des gyroscopes est élevée pour les capteurs développés dans le but d'analyser les mouvements humains. L'orientation donnée par le capteur ne correspond pas exactement à l'orientation du segment auquel il est attaché : les procédures de calibrage fonctionnel sont actuellement en cours de développement pour améliorer cette étape de traitement (Pacher et al. 2019). Ces imprécisions sont plus importantes lorsque les vitesses sont élevées car les artefacts de tissus mous au cours de mouvements rapides augmentent encore ces imprécisions (Nez 2017). Enfin, les magnétomètres subissent des perturbations magnétiques. Ces perturbations sont moindres lors d'expérimentations en laboratoire mais pourraient être plus difficiles à maîtriser lors d'expérimentations *in situ*.

Pour limiter l'accumulation de ces biais de mesure, il est possible de reconstruire la cinématique en diminuant le nombre de centrales inertielles. Le développement d'un modèle complexe avec peu de données d'entrée est une méthodologie utilisée dans la littérature (Cappozzo 2002). L'avantage de ce choix est à la fois de diminuer les biais liés aux mesures mais aussi de simplifier le protocole expérimental coûteux en temps de préparation pour les sportifs et les expérimentateurs.

L'utilisation d'un modèle de chaîne cinématique peut être un moyen de diminuer le nombre de mesures expérimentales (Fohanno et al. 2014). Dans le cas de cette étude, la minimisation du nombre de marqueurs expérimentaux est une possibilité de simplification des données d'entrée pour le modèle. D'autres auteurs ont développé une méthode qui permet de coupler un modèle de chaîne cinématique avec l'utilisation d'une centrale inertielle placée au niveau du bassin au cours de squats (Bonnet et al. 2012). Pour cette tâche, les pieds sont considérés comme fixes et l'hypothèse est faite que le mouvement est réalisé uniquement en 2 dimensions (2D) avec une reconstruction de la cinématique uniquement dans le plan sagittal. Cette procédure offre des perspectives qui permettraient de s'affranchir du système de Mocap afin de réaliser des expérimentations *in situ*.

---

**Problématiques soulevées sur l'estimation de la cinématique articulaire *in situ* :**

- l'utilisation de centrales inertielles comporte certaines limites
  - reconstruire la cinématique articulaire en s'appuyant sur un modèle de chaîne cinématique permettrait de minimiser les outils de mesure et les biais qui leurs sont associés
-

## PARTIE 5. Modélisation d'une chaîne cinématique

### A. Cinématique inverse

Dans le cadre de l'analyse biomécanique, le corps d'un sportif peut être rapporté à un modèle de chaîne cinématique. La chaîne cinématique est composée de la modélisation des segments osseux dont la longueur est constante au cours du temps et les DDL autorisés entre les différents segments (Lu & O'Connor 1999). Les DDL sont parfois définis sur une amplitude donnée comme c'est le cas pour OpenSim (Tableau 8). L'étape de cinématique inverse consiste à estimer les DDL au cours d'un mouvement en respectant deux conditions : les longueurs des segments ne varient pas et les DDL calculés sont en accord avec l'espace de travail propre au modèle de chaîne cinématique. La cinématique inverse est donc une procédure de calcul qui permet d'estimer la cinématique articulaire à partir de données expérimentales. Avec OpenSim, les marqueurs cutanés liés aux segments osseux permettent d'estimer la cinématique par une méthode d'optimisation globale (Delp et al. 2007) : la distance entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs du modèle est minimisée à chaque instant du mouvement en respectant les caractéristiques du modèle.

### B. Modélisation du système multicorps

L'analyse de la cinématique d'un sportif peut être effectuée grâce à l'utilisation d'un modèle de système multicorps. Un système multicorps est un système composé de plusieurs parties rigides ou flexibles appelées des corps qui sont reliées entre elles par des articulations (Postiau 2004). A chaque corps  $i$  est associé à une masse ainsi qu'une matrice d'inertie. Dans le cas d'un sportif, les corps peuvent à la fois correspondre aux segments osseux dont nous faisons l'hypothèse qu'ils sont rigides et indéformables mais également au matériel avec lequel interagit le sportif (ergomètre, barre de musculation, bateau, chaussures, ...). Les articulations correspondent aux DDL associés au sportif et au matériel.

La structure d'un système multicorps peut être soit ouverte avec une représentation par un arbre, soit fermée avec une représentation par un cycle (Figure 9). Dans le cas d'une structure fermée, le système décrit alors une boucle cinématique. L'objectif de l'utilisation d'un modèle multicorps est d'obtenir les équations qui décrivent le comportement du système étudié.

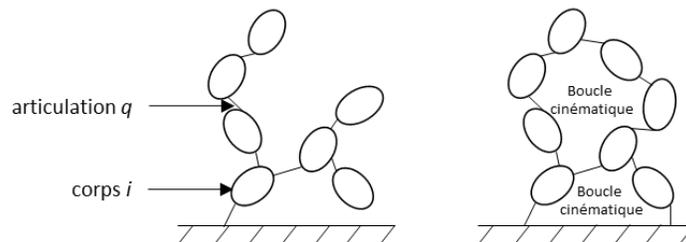


Figure 9 : Représentation de systèmes multicorps avec une structure ouverte (à gauche) et fermée (à droite).

Les logiciels d'analyse multicorps permettent d'étudier le comportement des systèmes multicorps (Poncelet 2013) en utilisant les équations du mouvement développées par Newton, Euler, d'Alembert et Lagrange :

$$m^i \ddot{R}^i = F^i, \forall i = 1 : N \quad (3)$$

$$\dot{H}^i = I^i \cdot \dot{\omega}^i + \tilde{\omega}^i \cdot I^i \cdot \omega^i = L^i, \forall i = 1 : N \quad (4)$$

$$\sum_{i=1}^N (m^i \ddot{R}^i - F^i) \cdot \Delta \dot{R}^i + \sum_{i=1}^N (\dot{H}^i - L^i) \cdot \Delta \omega^i = 0 \quad (5)$$

Avec pour un système composé de N corps :

- $m^i$  : masse du corps  $i$ ,
- $\ddot{R}^i$  : accélération absolue du centre de masse du corps  $i$ ,
- $F^i$  : résultante des forces appliquées sur le corps  $i$ ,
- $H^i$  : moment angulaire du corps  $i$  par rapport au centre de masse,
- $I^i$  : tenseur d'inertie du corps  $i$  par rapport au centre de masse,
- $\omega^i$  : vitesse angulaire absolue du corps  $i$ ,
- $L^i$  : résultante des couples purs et des moments de forces appliquées sur le corps  $i$  par rapport au centre de masse,
- $\Delta \dot{R}^i$  et  $\Delta \omega^i$  : variations potentielles de vitesse linéaire et angulaire du corps  $i$ .

### C. Formalisme du logiciel d'analyse multicorps ROBOTRAN

Le logiciel ROBOTRAN développé par l'iMMC permet de créer des modèles au vue d'une analyse multicorps (Fisette & Docquier 2019). Il s'agit d'un logiciel avec une licence universitaire compatible avec les logiciels de programmation traditionnellement utilisés en biomécanique : matlab, Python et C++. À partir d'un modèle créé, le logiciel génère les équations du mouvement grâce à un calcul symbolique. Ainsi lorsque le modèle est créé, une étape de partitionnement de coordonnées (présenté par la suite) permet de générer les équations du mouvement et le traitement numérique ne nécessite plus la construction des équations numériques à chaque itération du temps à la différence d'une procédure de calcul numérique (Poncelet 2013).

Le logiciel ROBOTRAN effectue les calculs en coordonnées relatives. Cela signifie que le repère  $\{X^i\}$  du corps  $i$  est exprimé dans le repère du corps  $i-1$  (Figure 10) où le corps 1 est exprimé dans le corps de référence associé au repère global (ou repère inertiel) noté  $\{X^0\}$  et ce, en fonction de la nature de l'articulation qui les relie. Les corps sont reliés entre eux par des articulations qui peuvent être des rotations (articulations rotoïdes) ou des translations (articulations prismatiques). En coordonnées absolues, la position et l'orientation de chaque corps sont exprimées dans le repère global. En coordonnées relatives, le nombre de coordonnées généralisées nécessaires et donc le nombre d'équations produites par rapport à une méthode avec des coordonnées absolues est réduit. Cette seconde méthode est utilisée par le logiciel

ROBOTRAN. Enfin, des points de connexion peuvent être affectés au corps  $i$  avec des coordonnées exprimées dans le repère du corps  $i$ .

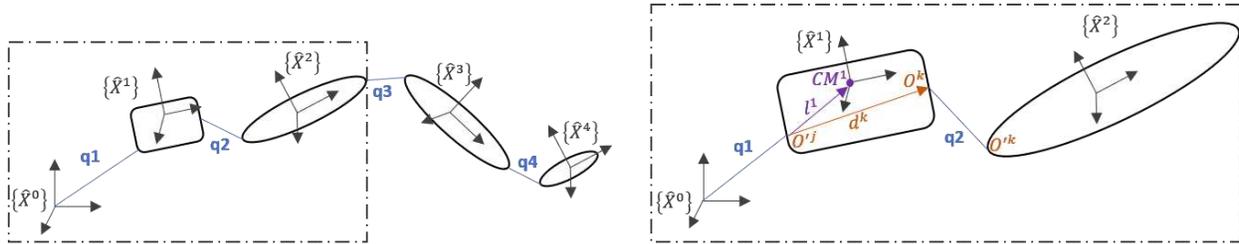


Figure 10 : Système multicorps selon le formalisme de ROBOTRAN. A gauche, 4 articulations (q1 à q4) permettent de relier 4 corps dont chacun est défini par un repère  $\{X^i\}$ . Le repère  $\{X^0\}$  correspond au repère global. A droite, le corps 1 est isolé afin d'illustrer les vecteurs qui doivent être définis dans le repère associé au corps 1.  $l^1$  : vecteur entre le point  $O^{j^1}$  et la position du centre de masse du corps 1 ( $CM^1$ ).  $d^k$  : vecteur entre les points de connexion  $O^{j^1}$  et  $O^{k^1}$ . Si l'articulation q2 est une rotation, alors  $O^k$  et  $O^{k^1}$  sont confondus.

#### D. Fermeture de boucle sur ROBOTRAN

Les systèmes multicorps en boucle fermée sont composés d'un nombre de DDL inférieur au nombre d'articulations élémentaires de leur structure. Dans le logiciel ROBOTRAN, les formalismes utilisés pour ces structures se basent sur les mêmes formalismes que ceux utilisés pour les structures ouvertes (se référer à la Figure 9). En effet, les structures fermées sont transformées en structures ouvertes dans ROBOTRAN par une technique de coupures auxquelles sont associées des équations de contraintes. Les coupures peuvent être des coupures d'articulation ou de corps (Figure 11). Dans le cas d'une coupure d'un corps, le corps ciblé est séparé en un corps principal avec une masse et une matrice d'inertie associée et un corps secondaire dont la masse et l'inertie sont généralement définies comme nulles. Pour le cas d'une coupure d'articulation, les points de connexion des corps de chaque côté de l'articulation ont des coordonnées identiques dans le repère global.

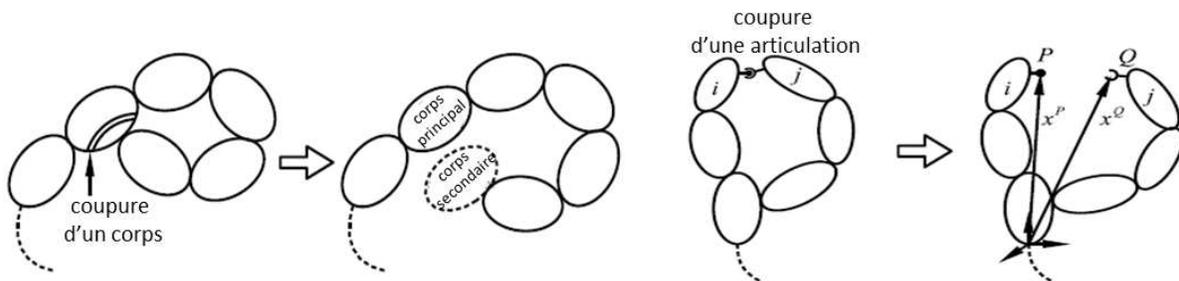
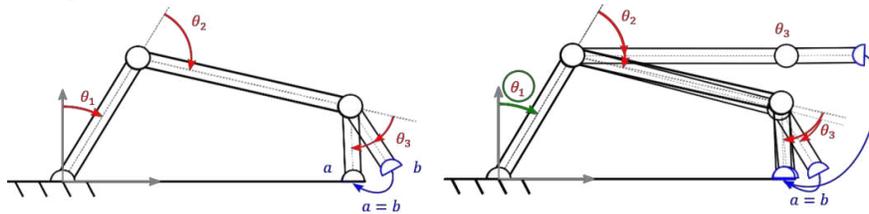


Figure 11 : Illustrations des coupures d'un corps (à gauche) et d'une articulation (à droite) pour la construction d'un système en structure fermée (Postiau 2004). Pour la coupure d'une articulation, les points de connexion  $P$  et  $Q$  des corps  $i$  et  $j$  ainsi que les vecteurs  $x^P$  et  $x^Q$  sont confondus.

L'ajout de coupures nécessite deux conditions pour reproduire le comportement du système en structure ouverte : les contraintes géométriques imposées par le corps coupé ou l'articulation coupée doivent être vérifiées à chaque instant et les forces internes originales doivent être prises en compte. Dans le cas de la coupure d'un corps, trois contraintes de translations d'un point de connexion du corps principal et du corps secondaire ainsi que trois contraintes de rotation des repères du corps principal et du corps secondaire doivent être

respectées. Dans le cas d'une coupure à l'articulation, comme illustré sur la Figure 11, seulement trois équations de contraintes géométriques sont à résoudre (contraintes de translation).

Chaque articulation (ou « variable ») est « commandée » ou « dépendante ». Les articulations commandées sont définies en fonction du temps. Au contraire, les articulations dépendantes sont calculées en fonction des articulations commandées et des contraintes de fermeture de boucle (Figure 12). La méthode de partitionnement des coordonnées utilisée par le logiciel permet de respecter les contraintes du modèle (Wehage & Haug 1982). Cette étape réduit le plus possible le nombre d'équations de la dynamique en les complexifiant pour obtenir un système d'équations différentielles ordinaires (ODE pour *Ordinary Differential Equations* en anglais). Un algorithme de Newton-Raphson détermine alors les variables dépendantes de manière itérative à partir des valeurs des variables commandées.



**Figure 12 : Fermeture de boucle pour un système à 3 articulations et 4 corps. La fermeture de boucle impose que la condition  $a = b$  soit respectée (à gauche). A droite, l'étape de partitionnement de coordonnées est illustrée lorsque l'articulation  $\theta_1$  est commandée. Les articulations dépendantes  $\theta_2$  et  $\theta_3$  sont alors recherchées pour répondre à la condition  $a = b$ . Figures de Lantsoght (Lantsoght 2019).**

Dans le cadre de l'analyse d'activités sportives telles que l'aviron, cette méthodologie est un axe de travail pour analyser la cinématique du membre inférieur des sportifs *in situ*. En effet, nous pouvons faire l'hypothèse que les rameurs sont toujours en contact avec le bateau au niveau de la coulisse et des pieds. Avec ce type de modélisation, les flexions de hanches, de genoux et de chevilles pourraient être définies comme indépendantes et pourraient être résolues à partir de la position et de l'orientation des pieds et du bassin. Ces données pourraient être mesurées non plus à l'aide d'un système de Mocap mais grâce à l'installation de capteurs de déplacement et de centrales inertielles.

---

### **Problématiques soulevées sur la cinématique articulaire par méthode numérique :**

- la modélisation du membre inférieur par un système multicorps en fermeture de boucle permettrait d'analyser la cinématique du rameur à moindre coût expérimental

---

## OBJECTIFS DE LA THÈSE

La revue de littérature a permis de soulever différentes questions concernant les mouvements cycliques et leur analyse par des outils de modélisation. Tout d'abord, les mouvements cycliques se distinguent des autres pratiques par la répétition importante d'une même gestuelle. Les amplitudes de mouvements élevées observées dans le plan sagittal pour l'aviron mobilisent certaines articulations du membre inférieur à des amplitudes extrêmes. La suite de ce travail sera donc axée principalement sur le mouvement des rameurs. L'extensibilité musculaire joue un rôle primordial dans la compréhension des mécanismes de performances et de blessures. L'extensibilité musculaire peut être appréhendée à partir de la cinématique articulaire. La cinématique articulaire au cours d'un mouvement cyclique est couramment analysée par un système de Mocap et les longueurs musculaires peuvent ainsi être estimées à partir d'équations de régression ou de modèles musculo-squelettiques. Peu d'études sont axées sur la cinématique musculaire alors que la **compréhension du fonctionnement musculaire et notamment les modes de contraction permettrait d'analyser la performance dans sa globalité et émettre des recommandations en terme d'entraînement.**

Pour l'analyse de mouvement à grande amplitude, l'extensibilité musculaire doit être exprimée en fonction des caractéristiques de chaque rameur puisqu'il s'agit d'un paramètre spécifique à chaque personne. La mesure indirecte de l'extensibilité musculaire dans des conditions d'étirements statiques est une méthode qui permet d'individualiser les résultats en fonction de la capacité du muscle à s'allonger maximale. Les tests d'étirements statiques spécifiques aux muscles mono-articulaires font consensus. Cependant, pour mesurer l'extensibilité des muscles bi-articulaires, plusieurs tests pour un même muscle sont proposés mais aucun critère permettant de faire un choix objectif n'est reporté dans la littérature. Il est important de **déterminer quel test doit être mis en place pour estimer la longueur maximale en statique pour les muscles bi-articulaires du membre inférieur.** Pour l'extensibilité des muscles lombaires, l'inclinaison du bassin est un paramètre déterminant à prendre en compte dans la mesure de l'amplitude de flexion lombaire. Les interactions entre les tensions musculaires au niveau des lombaires et au niveau des hanches ne sont pas connues et rendent difficile la mise en place d'un test spécifique pour les lombaires. Un de nos objectifs sera de **sélectionner un test fiable pour la mesure d'extensibilité des muscles lombaires.**

L'analyse des longueurs musculaires est permise par des méthodes de calcul en fonction des angles articulaires avec les équations de régression. Avec ces équations, seuls les DDL du plan sagittal sont pris en compte et les amplitudes de mouvement pour lesquelles elles sont définies ne couvrent pas les amplitudes de mouvement importantes observées dans certaines

activités cycliques. Afin de proposer des recommandations pour les conditions d'utilisation des équations de régression en vue d'une analyse des mouvements cycliques à grande amplitude, il est important **d'analyser les longueurs musculaires avec ces équations de régression pour des amplitudes de mouvement supérieures aux bornes pour lesquelles elles sont définies et comparer ces longueurs à des mesures obtenues en 3D.**

Les longueurs musculaires peuvent être analysées en 3D par la modélisation musculosquelettique. Rabbe et Chaudari (Raabe & Chaudhari 2016) ont notamment développé un modèle sur OpenSim pour l'analyse du membre inférieur et des muscles lombaires. Cependant les DDL autorisés par ce modèle ne couvrent pas non plus les amplitudes de mouvement observées dans le plan sagittal pour certains mouvements cycliques ou sur les tests d'étirements statiques. **Développer un modèle musculo-squelettique qui couvre les DDL extrêmes dans le plan sagittal permettra d'analyser les mouvements à grandes amplitudes.**

Certaines activités telles que l'aviron sont couramment analysées en laboratoire. La cinématique articulaire est traditionnellement calculée par des systèmes de Mocap. Peu d'études sont publiées avec des mesures directement sur l'eau puisque cette technologie n'est pas adaptée. Une solution pour analyser la cinématique articulaire sur l'eau serait l'utilisation de centrales inertielles mais certains biais sont actuellement inhérents à cette méthodologie. **Le développement d'un modèle multicorps en boucle fermée permettrait d'analyser la cinématique articulaire avec un protocole expérimental simplifié et à terme de s'orienter vers une analyse *in situ*.**

Afin de répondre à ces enjeux, 5 études sont développées dans ce manuscrit :

- Dans une première étude (p. 33), un modèle musculo-squelettique sur OpenSim sera modifié afin de pouvoir analyser des mouvements à grandes amplitudes. Les changements des caractéristiques musculaires faisant suite aux modifications apportées seront confrontés aux caractéristiques musculaires décrites dans la littérature afin d'affirmer la validité du modèle.
- Pour la seconde étude (p. 40), l'identification des tests d'étirements statiques spécifiques aux différents muscles sera permise par une étude expérimentale couplée à une simulation des postures personnalisée à chaque participant. Les différents tests décrits dans la littérature pour les muscles bi-articulaires et les muscles seront comparés. Pour chaque muscle, le test permettant d'obtenir la longueur maximale dans le plan sagittal sera retenu pour la suite des expérimentations.
- Une 3<sup>e</sup> étude (p. 67) sera portée sur la comparaison d'une analyse de la cinématique musculaire lors de mouvements cycliques en 2D (dans le plan sagittal) et en 3D. Pour cela, les longueurs musculaires au cours de mouvements de squats estimées avec les équations de régression seront comparées à celles estimées avec le modèle musculo-squelettique précédemment développé. Afin d'accéder à la fonction musculaire, une simulation personnalisée à chaque participant est réalisée. La pertinence de la modélisation musculosquelettique pour l'analyse des mouvements cycliques sera commentée.

- L'étude 4 (p. 83) est une mise en application du protocole d'étude des longueurs musculaires. Elle portera sur l'analyse de la cinématique musculaire de rameurs sur différents ergomètres en se basant sur une étude expérimentale ayant eu lieu à l'INSEP (Paris). Le modèle musculosquelettique précédemment développé sur OpenSim ainsi que les tests d'étirements statiques identifiés seront utilisés pour cette analyse. La pertinence d'une analyse des longueurs musculaires pour comprendre le mouvement des rameurs et accéder à la fonction musculaire personnalisée sera au centre de la problématique.
- Enfin, l'étude 5 (p. 108) sera axée sur le développement d'un modèle multicorps avec le logiciel ROBOTRAN. Le modèle en fermeture de boucle devrait permettre d'analyser la cinématique articulaire sans passer par un système de Mocap. Les données expérimentales de l'étude 4 seront traitées avec le modèle créé et les cinématiques articulaires obtenues avec le modèle seront comparées avec celles obtenues avec le logiciel OpenSim.

## ÉTUDE 1 : MODÈLE MUSCULOSQUELETTIQUE SPÉCIFIQUE

### 1. Introduction

Les modèles musculosquelettiques développés avec OpenSim pour l'analyse du membre inférieur ont généralement comme champ d'application la marche et la course à pied (Arnold et al. 2010; Rajagopal et al. 2016). Ces modèles ne sont pas adaptés pour l'étude de mouvements à grandes amplitudes dans le plan sagittal tels que les gestes d'aviron ou de squats. Un modèle a récemment été développé pour l'analyse de squats (Catelli et al. 2017). Les amplitudes de flexions de 130° pour la hanche, 135° pour le genou et de 40° pour la dorsiflexion de cheville semblent adéquates pour l'analyse du mouvement d'aviron mais ne permettent pas de couvrir les amplitudes de mouvements observées lors de tests d'étirements statiques (présentées dans le Tableau 2). Une équipe a également récemment développé un modèle pour des amplitudes allant jusqu'à 120° et 140° pour les flexions de hanches et de genoux respectivement ainsi que 30° pour la dorsiflexion de cheville (Lai et al. 2017). Bien que les amplitudes de flexions de ce modèle soient proches des amplitudes maximales au cours de tests d'étirements statiques, le modèle présente cependant une limite majeure quant à l'analyse que nous souhaitons réaliser. En effet, les muscles du dos ne sont pas modélisés alors que dans le cadre de l'analyse sur ergomètre, les longueurs musculaires associées à la zone lombaire constituent un axe de travail important. Afin d'analyser à la fois la cinématique musculaire au cours de tests d'étirements statiques et au cours de mouvements sur ergomètre d'aviron (ou d'autres mouvements présentant des amplitudes maximales), les modèles existants doivent être modifiés.

L'augmentation des amplitudes de mouvement dans un modèle musculosquelettique a pour conséquence de modifier les bras de levier musculaires. Plusieurs auteurs ont publié des valeurs moyennes de bras de levier musculaires pour les muscles que nous avons ciblés autour de la hanche, du genou et de la cheville (Hoy et al. 1990; Delp et al. 1990; Buford et al. 1997). L'évolution du bras de levier sur l'ensemble de l'amplitude de mouvement du DDL est la référence reportée dans la littérature pour valider un modèle musculosquelettique.

**L'objectif de cette étude** est de développer un modèle musculosquelettique dont les amplitudes de mouvement couvriront les amplitudes de mouvements maximales obtenues au cours de tests d'étirement statiques. De plus, ce modèle doit être suffisamment détaillé au niveau des muscles de la zone lombaire. Notre critère de validation est qu'à la suite des modifications apportées, les bras de levier de chaque muscle sur l'amplitude de mouvement du DDL soient en accord avec les données publiées dans la littérature.

## 2. Matériel et méthodes

Un modèle est développé sur OpenSim en s'appuyant sur le modèle de Raabe (Raabe & Chaudhari 2016) présenté en détail dans la PARTIE 2.C. Des modifications sont apportées pour les DDL dans le plan sagittal pour l'extension lombaire [-115° ; 40°], la flexion de hanche [-45° ; 150°], l'extension de genou [-160° ; 17°], et la dorsiflexion de cheville [-70° ; 60°]. Deux DDL sont également ajoutés pour la rotation interne/externe (interne<sup>+</sup>) de genou [-35° ; 50°] et l'adduction (adduction<sup>+</sup>) de genou [-15° ; 15°].

Certains bras de levier musculaires présentent des discontinuités lorsque les amplitudes de mouvement sont importantes. Le modèle modifié est donc complété avec 48 points d'attaches conditionnels et une surface de contournement présentés en ANNEXES. Les modifications apportées sont présentées pour le côté droit uniquement. Ces modifications concernent le *multifidus*, le *GlutMax1*, le *GlutMax2*, le *GlutMax3*, le *SemiMem*, le *SemiTen*, le *BicepsFemL*, le *RecFem*, le *VasLat*, le *VasInt*, le *VasMed*, le *GasMed* et le *GasLat*. Des points d'attache conditionnels ont ainsi été ajoutés lorsque le bras de levier du muscle présentait une discontinuité ou lorsque la ligne d'action du muscle traversait le modèle osseux.

Les bras de levier musculaires simulés avec OpenSim pour l'ancien modèle (modèle générique) et le nouveau modèle (modèle modifié) sont comparés par un calcul de l'écart aux moindres carrés (RMS pour *Root Mean Square*). Pour cela, les amplitudes de mouvement du modèle générique sont augmentées afin de correspondre aux amplitudes maximales souhaitées dans le modèle modifié. La procédure d'analyse musculaire d'OpenSim est appliquée pour des angles de flexions articulaires sur l'ensemble de l'amplitude de flexion/extension avec une incrémentation de 1°. Les bras de levier du modèle modifié sont comparés aux données publiées dans la littérature.

## 3. Résultats et discussion

Aucune modification des bras de levier n'est identifiée pour les muscles mono-articulaires du *BicepsFemC*, des vastus, et du *soleus* et pour les muscles lombaires entre le modèle générique et le modèle modifié. Les bras de levier de ces muscles sont similaires malgré l'augmentation des DDL et les changements apportés pour les vastus (Figure 13). Les bras de levier des muscles traversant les lombaires ne sont que très peu modifiés.

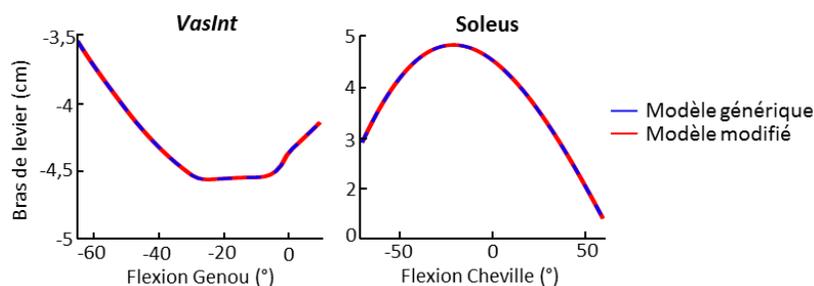


Figure 13 : Bras de levier des muscles *VasInt* et *soleus* en fonction de la flexion de genou et de cheville respectivement ( $^{\circ}$ ) pour le modèle générique et le modèle modifié.

Avec l'augmentation des amplitudes dans le plan sagittal, lorsque la hanche ou le genou atteignent des flexions extrêmes, les lignes d'action des muscles *GlutMax*, des ischio-jambiers (bi-articulaires) et du quadriceps traversent le volume osseux du fémur pour le modèle générique (Figure 14 et Figure 15). Le modèle modifié corrige le trajet des muscles qui contournent alors les volumes osseux à la fois pour le bassin et le fémur. Les bras de levier obtenus avec le modèle modifié montrent des différences avec ceux du modèle générique à partir de  $30^{\circ}$  d'extension de hanche (RMS = 0,88 cm) et  $60^{\circ}$  et  $90^{\circ}$  de flexion de hanche pour les *GlutMax* (RMS = 0,52 cm) et les ischio-jambiers respectivement (RMS = 1,4 cm) (Figure 14).

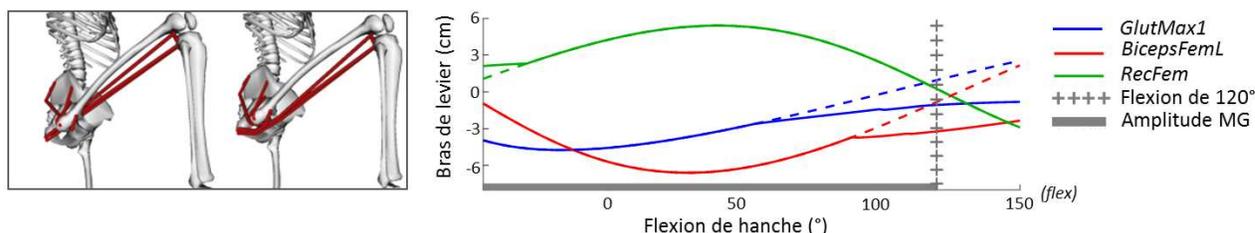


Figure 14 : Bras de levier des muscles *GlutMax1*, *BicepsFemL* et *RecFem* en fonction de la flexion de hanche ( $^{\circ}$ ). Traits pointillés : modèle générique. Trait plein : modèle modifié. L'amplitude définie pour le modèle générique (MG) est représentée par le rectangle gris. Les illustrations du squelette montrent les lignes d'actions des muscles extenseurs de hanche pour une flexion de hanche de  $120^{\circ}$  avec le modèle générique (à gauche) et le modèle modifié (à droite).

Pour le genou, une différence est observée pour les bras de levier entre les 2 modèles à partir de  $120^{\circ}$  de flexion (Figure 15) pour les *gastrocnemii* (RMS = 0,23 cm) et les quadriceps (RMS = 0,95 cm). Aucune modification n'est constatée pour les muscles ischio-jambiers. Pour les articulations de la cheville et des lombaires, un écart moindre est constaté entre les 2 modèles pour les bras de levier en fonction de la flexion pour les *gastrocnemii* (RMS = 0,0002 cm) et les muscles lombaires respectivement (RMS = 0,15 cm).

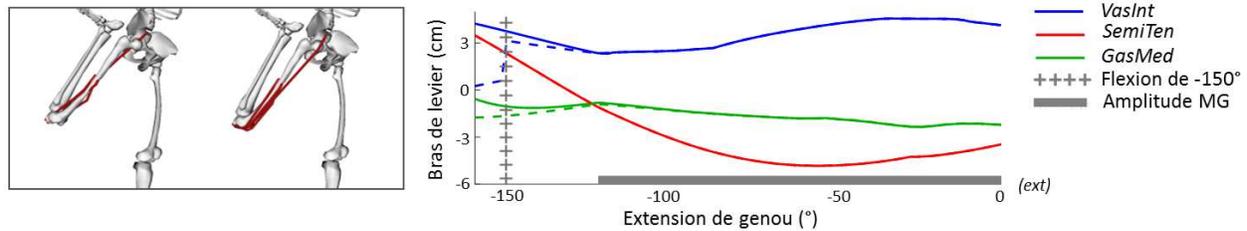


Figure 15 : Bras de levier des muscles *VasInt*, *SemiTen* et *VasMed* en fonction de la flexion de genou ( $^{\circ}$ ). Traits pointillés : modèle générique. Trait plein : modèle modifié. L'amplitude définie pour le modèle générique (MG) est représentée par le rectangle gris. Les illustrations du squelette montrent les lignes d'actions des muscles fléchisseurs de genou pour une flexion de genou de  $150^{\circ}$  avec le modèle générique (à gauche) et le modèle modifié (à droite).

Ces résultats montrent que les lignes d'action du modèle modifié sont modélisées de telle sorte que les chemins musculaires contournent les volumes osseux. Les bras de leviers musculaires pour des amplitudes de flexion-extension qui ne sont pas extrêmes sont inchangés par rapport au modèle générique. Pour les amplitudes extrêmes, les modifications permettent de corriger des discontinuités pour les muscles du quadriceps lorsque le genou est fléchi à  $150^{\circ}$  (Figure 15). Les allures de courbes des bras de levier ainsi obtenues sont confrontées à des données de bras de levier publiées dans la littérature.

Les bras de levier des **muscles extenseurs de hanches** en fonction de la flexion de hanche sont différentes entre les valeurs publiées par Hoy (Hoy et al. 1990) et le modèle générique d'OpenSim (Figure 16). A  $0^{\circ}$  de flexion de hanche, le bras de levier pour les *GlutMed* & *GlutMin* sont proches de 4 cm selon Hoy contre 2 cm selon le modèle générique. Pour les ischio-jambiers, les bras de levier selon Hoy sont confondus avec ceux du modèle générique lorsque l'amplitude de flexion de hanche est faible. Pour une flexion plus importante, les allures de courbes du modèle modifié sont plus proches des allures de courbes proposées par Hoy que du modèle générique avec un aplatissement des courbes à partir de  $60^{\circ}$  et  $90^{\circ}$  de flexion de hanche pour les *gluteus* et les ischio-jambiers respectivement. Ces différences entre les bras de levier de Hoy et du modèle générique peuvent être expliquées par le choix des lignes d'actions qui sont différentes selon les 2 méthodes. Hoy calcule les bras de levier pour l'ensemble du groupe musculaire *GlutMed* & *GlutMin* alors que la moyenne des bras de levier des 3 lignes d'action des *GlutMed* et des 3 lignes d'action des *GlutMin* est réalisée pour les modèles d'OpenSim. Pour les ischio-jambiers, Hoy considère un seul muscle alors que la moyenne des bras de levier pour les lignes d'action du *SemiTen*, du *SemiMem* et du *BicepsFemL* est calculée pour les modèles d'OpenSim.

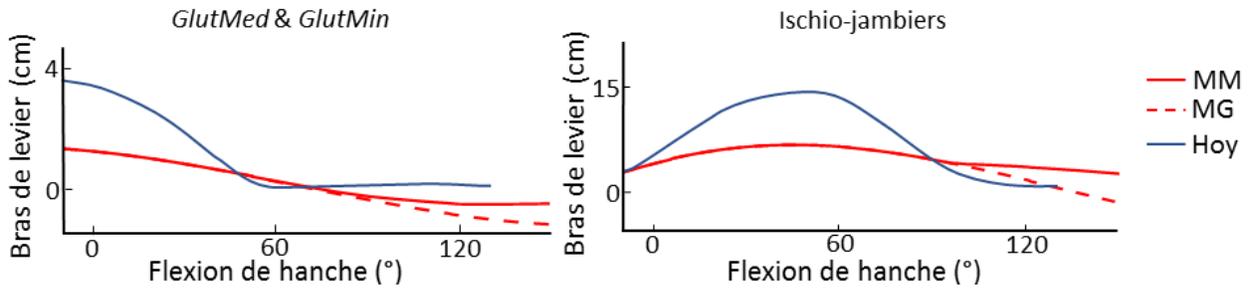


Figure 16 : Bras de levier (cm) en fonction de la flexion de hanche (°) pour les *GlutMed* et *GlutMin* (à gauche) et les ischio-jambiers (à droite) pour les modèles OpenSim en rouge et les mesures de Hoy en bleu (Hoy et al. 1990). MM : modèle modifié. MG : modèle générique.

Pour les **muscles de la cuisse traversant le genou**, les bras de levier sont comparés aux bras de levier proposés par Buford (Buford et al. 1997) et Hoy (Hoy et al. 1990) uniquement pour le *RecFem* pour ce dernier auteur. Les bras de levier des quadriceps fémoraux et ischio-jambiers sont proches de ceux publiés par Buford jusqu'à 130° de flexion de genou. La Figure 17 illustre ces résultats pour le *SemiMem* et le *RecFem* bien que les tendances soient les mêmes pour les autres muscles des quadriceps fémoraux et des ischio-jambiers. Pour le *RecFem*, un offset est constaté entre les données publiées par Hoy et les données des modèles OpenSim. En comparant ces résultats aux moyennes et écart-types proposées par Buford, le bras de levier publié par Hoy est proche de la moyenne retranchée d'un écart-type alors que celui des modèles OpenSim est proche de la moyenne à laquelle est ajouté un écart-type. Nos résultats sont donc acceptables pour les amplitudes de flexion publiées dans la littérature. Pour une amplitude de flexion importante, le bras de levier du modèle modifié augmente alors que la tendance suggérée par les données de Hoy et Buford est une constante. Cela peut s'expliquer car la translation du tibia par rapport au fémur n'est pas prise en compte dans le modèle d'OpenSim. Cette perspective constitue une piste d'amélioration pour le modèle modifié. Pour le *SemiMem*, lorsque l'amplitude de flexion dépasse 130°, le bras de levier devient négatif. Les données publiées par Buford suggèrent cependant que cette valeur devrait tendre vers 0 cm. Les valeurs du modèle modifié sont calquées sur celle du modèle générique et la complexité de la modélisation musculosquelettique autour de cette zone ne permet pas d'améliorer les bras de levier pour cette phase.

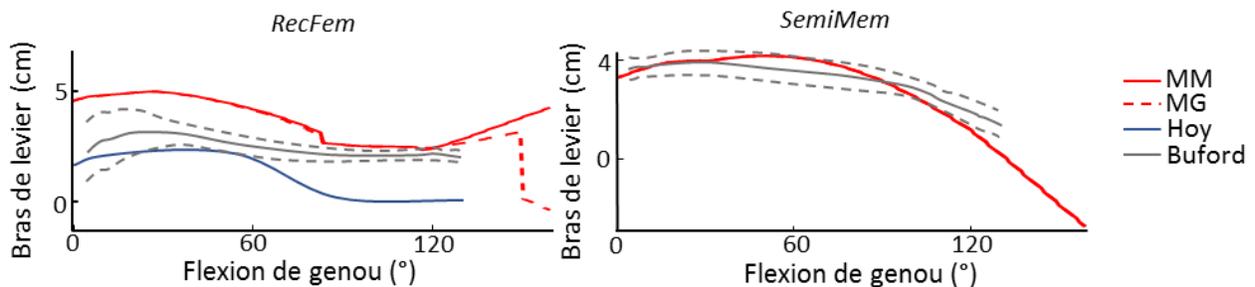
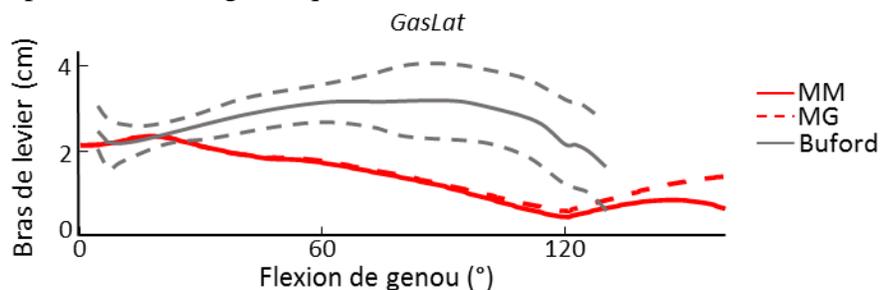


Figure 17 : Bras de levier (cm) en fonction de la flexion de genou (°) pour le *RecFem* (à gauche) et le *SemiMem* (à droite) pour les modèles OpenSim en rouge, les mesures de Hoy en bleu (Hoy et al. 1990) et les mesures de Buford en gris illustrées par la moyenne en trait plein encadrée par l'écart-type en traits pointillés (Buford et al. 1997). MM : modèle modifié. MG : modèle générique.

Pour les **muscles *gastrocnemii***, les bras de levier des muscles sont comparés aux bras de levier proposés par Buford (Buford et al. 1997). Les bras de levier obtenus avec les modèles sur OpenSim ne présentent pas les mêmes allures de courbes que les données publiées par Buford (Figure 18). Cependant, les ordres de grandeurs des valeurs sont acceptables compte tenu des écart-types illustrés par l'auteur (0,5 cm et 1 cm pour une flexion de genou de 10° et 120° respectivement). La différence observée entre les bras de levier estimés avec les modèles musculo-squelettiques et les données issues de dissections peuvent être expliqués car les bras de levier pour ce groupe musculaire est différent si le pied est en contact avec le sol ou pas (Maganaris et al. 1998). En effet, ces auteurs montrent que le déplacement du tendon d'Achille et du centre de rotation lorsque le pied est chargé lors de l'appui au sol est différent. Au-delà de 120° de flexion de genou, le bras de levier du modèle modifié est stabilisé autour de 0 cm alors qu'il augmente pour le modèle générique.



**Figure 18 : Bras de levier (cm) en fonction de la flexion de genou (°) pour le *GasLat* pour les modèles OpenSim en rouge et les mesures de Buford en gris illustrées par la moyenne en trait plein encadrée par l'écart-type en traits pointillés (Buford et al. 1997). MM : modèle modifié. MG : modèle générique.**

Les bras de levier des modèles OpenSim ne sont pas strictement équivalents aux données publiées dans la littérature puisque comme vu précédemment, un offset ou une allure de courbe différente sont constatés. Les données issues de données cadavériques ont cependant un biais puisque le muscle est isolé et la procédure faire état d'une mesure *in situ* du comportement du muscle. A contrario, le modèle générique sur OpenSim est validé avec des simulations de tâches « simples » telles que la marche. Au cours de ces simulations, la cinématique de la marche est alors reconstituée uniquement à partir des patterns d'activation EMG et de données de force (Rajagopal et al. 2016). Les bras de levier ainsi utilisés dans les modèles sont donc cohérents avec la mise en action du muscle dans son ensemble. De plus, les valeurs publiées à partir de cadavres sont réalisées pour uniquement 15 cadavres pour Buford (Buford et al. 1997). Les insertions sur les segments osseux sont donc définies à partir de peu de données cadavériques et d'imagerie pour les modèles musculo-squelettiques (uniquement 2 hommes et une femme (Brand et al. 1982) pour le modèle de Raabe et Chaudari (Raabe & Chaudhari 2016) pour le membre inférieur). Ces valeurs sont dans les 2 cas moyennées afin d'obtenir un standard pour une modélisation générique. Pour certains muscles comme les *gastrocnemii*, les bras de leviers varient aussi en fonction de si l'articulation est en charge. Les caractéristiques musculaires sont propres à chaque individu : les insertions musculaires, les géométries osseuses sont spécifiques à chacun et donc les bras de levier sont inévitablement différents. Toutes ces raisons expliquent les différences entre les bras de levier publiés dans la littérature et ceux observés dans les modèles

musculo-squelettiques. L'utilisation d'un modèle musculo-squelettique peut être amélioré en définissant les caractéristiques spécifiques au participant au cours d'une étude expérimentale (Scheys et al. 2008). Ce protocole est cependant coûteux en temps et en ressource, c'est pourquoi les caractéristiques « standard » préconisées sont généralement utilisées. Les axes de rotations du modèle pour l'articulation du genou notamment sont actuellement définis comme orthonormés et ne sont donc pas le reflet du fonctionnement anatomique. De plus, pour la cheville, les axes de rotation ne sont pas spécifiques au participant. La définition des axes de rotation pourraient à terme être améliorée en se basant sur de l'imagerie (Sauret et al. 2016).

#### 4. Conclusion

Les modifications des chemins musculaires du modèle générique préexistant sur OpenSim permettent de développer un modèle spécifique pour l'analyse de mouvements à grandes amplitudes de flexion. Les discontinuités des bras de levier provoquées par un non-contournement des surfaces osseuses sont corrigées pour les muscles du membre inférieur et des lombaires. Les bras de leviers des muscles *gluteus*, ischio-jambiers bi-articulaires et quadriceps du modèle modifié sont différents de ceux du modèle générique lorsque les flexions de hanche et de genou sont importantes.

Les bras de leviers ainsi obtenus sont comparés à des bras de levier publiés dans la littérature. Pour les muscles extenseurs de hanches (*gluteus* et ischio-jambiers), ils suivent les allures de courbes publiées dans la littérature pour des flexions importantes de hanche et de genou. Pour les muscles ischio-jambiers et quadriceps, ces bras de levier sont en accord avec la littérature. Ceux des *gastrocnemii* semblent en accord avec les ordres de grandeurs publiés dans la littérature bien que les allures de courbes soient différentes. La translation du tibia par rapport au fémur n'est pas implémentée dans le modèle OpenSim. L'articulation du genou ainsi simplifiée ne permettrait pas d'obtenir des valeurs en accord avec les données de dissections cadavériques lors de flexions de genou importantes.

Le modèle musculo-squelettique développé dans cette ÉTUDE 1 couvre désormais les amplitudes de mouvement maximales observées lors de tests d'étirements et de mouvements cycliques à grandes amplitudes dans le plan sagittal. L'analyse des longueurs musculaires est maintenant envisageable. Rappelons qu'un des enjeux de l'analyse des longueurs musculaires au cours de mouvements cycliques avec de grandes amplitudes est de déterminer si les muscles sont proches de leur capacité d'allongement maximale au cours de l'exercice. La détermination de la capacité d'allongement d'un muscle passe par la réalisation de tests d'étirements.

---

**Dans cette étude 1**, un modèle musculo-squelettique permettant l'analyse de gestes à grandes amplitudes de mouvement est développé à partir d'un modèle existant. L'enjeu est d'analyser les longueurs musculaires pour des mouvements avec de grandes amplitudes de mouvement.

#### **Problématique soulevée**

Quels tests utiliser pour déterminer si le muscle est proche de son allongement maximal ?

---

## ÉTUDE 2 : DÉTERMINATION DE TESTS D'ÉTIREMENTS STATIQUES

### 1. Introduction

Les tests d'étirements statiques pour obtenir la longueur maximale des muscles mono-articulaires dans le plan sagittal sont clairement identifiés puisqu'une seule articulation est mobilisée (PARTIE 3.B). Cependant, les tests pour déterminer la longueur maximale des muscles bi-articulaires et des lombaires ne font pas consensus (PARTIE 4.B). Identifier le test de référence pour ces muscles est un enjeu incontournable pour la suite de notre étude. La prise de mesure au cours de ces tests est couramment réalisée avec du matériel métrique (goniomètres, ruban mètre, ...) facile à mettre en place pour des analyses sur le terrain. L'enjeu est de mesurer l'angle articulaire atteint au cours du test afin de déduire l'extensibilité du muscle sous-jacent.

Lors de l'exécution du test, un biais peut être induit par des mouvements compensatoires du bassin (rotation axiale), des hanches (rotation externe et/ou abduction) et des genoux (légère flexion au lieu d'une extension complète) lorsque le groupe musculaire ciblé est étiré. Ces mouvements compensatoires permettent d'obtenir un angle articulaire mesuré plus grand. Lorsque l'angle maximal est atteint dans le plan sagittal, un grand nombre de structures en 3D (muscles, tendons, ligaments, articulations et os) interagissent les unes avec les autres. Pour les muscles pluri-articulaires, l'étirement de la zone proximale peut être compensé par une modification dans la cinématique de l'articulation distale. Par conséquent, la mesure d'un seul DDL n'est pas suffisante pour déterminer un test de référence. Dans ce contexte, la mesure cinématique de l'articulation ciblée par le test doit être étudiée en la couplant à une mesure de la cinématique des articulations environnantes pour comprendre les interactions entre les structures. Les outils métriques ne sont donc pas adaptés pour identifier un test de référence. L'utilisation d'un modèle musculo-squelettique caractérisant toute la chaîne cinématique est donc indispensable pour prendre en compte les mouvements compensatoires.

Un modèle musculo-squelettique mis à l'échelle à l'anthropométrie des participants permet également de simuler un/plusieurs angle(s) « pur(s) », c'est-à-dire en s'affranchissant de tous mouvements compensatoires. La procédure d'extraction des longueurs en fonction de ces angles « purs » permet de mieux comprendre la relation angle-longueur musculaire en prenant en compte l'anthropométrie du participant. Des différences d'extensibilité sont observées entre les femmes et les hommes (Trope et al. 2001). La complexité des structures du SMT pourrait en être une cause.

**Les objectifs de cette étude** sont d'identifier le/les tests de références pour obtenir les longueurs maximales des muscles bi-articulaires du membre inférieur et des muscles lombaires et de comprendre les interactions entre les différentes structures musculo-squelettiques au cours de mouvements à grandes amplitudes à travers l'utilisation d'une nouvelle méthodologie. Nous supposons que :

- i)* le développement d'une méthodologie adaptée permet de discriminer les tests les plus adaptés pour obtenir la longueur maximale statique dans le plan sagittal,
- ii)* des différences entre les hommes et les femmes sont observées pour les performances du fait de leur anthropométrie et de leur composition hormonale,
- iii)* des mouvements compensatoires spécifiques à certains tests peuvent biaiser la performance,
- iv)* la simulation d'un mouvement « pur » dans le plan sagittal illustre la fonction musculaire en s'affranchissant des mouvements compensatoires.

## 2. Matériel et méthodes

### *A. Participants et procédure expérimentale*

Vingt-six participants (13 femmes et 13 hommes) dont les caractéristiques sont présentées dans le Tableau 10 ont donné leur consentement pour participer à une expérimentation. Ces participants n'ont pas de douleurs musculo-squelettiques à la date de l'expérimentation. Ils sont équipés de 44 marqueurs cutanés (tête (4), tronc (8), bassin (9), cuisse gauche (5), tibia gauche (3), cuisse droite (7), tibia droit (4) et pied droit (4)) et leurs mouvements sont enregistrés par 19 caméras optoélectroniques (T40, VICON) à une fréquence de 100 Hz. Une redondance de marqueurs est utilisée pour les segments du membre inférieur afin de pouvoir estimer leur orientation. En effet, lorsque le participant est sur le dos ou sur le ventre, certains marqueurs ne sont pas visibles par les caméras et d'autant plus lorsque l'opérateur rend leur perception par les caméras difficile. Les marqueurs qui ne sont pas visibles sont reconstruits en post-traitement avec un programme développé sur Matlab à partir de 3 autres marqueurs situés sur le segment associé au marqueur manquant.

**Tableau 10 : Caractéristiques des participants pour l'ETUDE 2 (moyenne (moy) et écart-type (ET)) pour les femmes, les hommes et tous les participants.**

	Femmes	Hommes	Total
	n = 13	n = 13	n = 26
	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]
<b>Age (années)</b>	24 ± 4 [19 31]	23 ± 4 [19 28]	24 ± 4 [19 31]
<b>Taille (m)</b>	1,63 ± 0,06 [1,55 1,72]	1,80 ± 0,07 [1,69 1,91]	1,72 ± 0,11 [1,55 1,91]
<b>Masse (Kg)</b>	55 ± 6 [45 68]	74 ± 10 [54 95]	65 ± 12 [45 95]

Les participants effectuent 6 mouvements fonctionnels afin de calculer les centres articulaires du cou, des lombaires, des hanches droite et gauche, des genoux droit et gauche et de la cheville droite grâce à la méthode SCORE (Ehrig et al. 2006). Une acquisition statique en

position anatomique de référence est effectuée afin de mettre à l'échelle le modèle OpenSim grâce aux positions des centres articulaires (Figure 19). Après un échauffement de 20 squats répétés, le participant réalise des tests d'étirements statiques maintenus pendant 4 secondes. Les tests sont présentés ci-dessous en fonction des muscles ciblés. L'objectif étant d'obtenir les longueurs maximales dans le plan sagittal, l'opérateur guidait l'étirement jusqu'à obtenir des mouvements de rotation ou d'adduction qui était provoqués par les tensions mises en jeu par l'étirement. Les tests qui nécessitaient que le participants soit sur le dos ont été effectués en fin d'expérimentation



**Figure 19 : Photos de la position statique d'une participante au cours de l'ÉTUDE 2 (vue de face et de dos) et visualisation des marqueurs avec le logiciel Mokka sans la reconstruction des centres articulaires (à gauche) et avec la reconstruction des centres articulaires en bleu (à droite).**

L'activité EMG du participant est enregistrée pour 7 muscles pendant les tests d'étirements statiques afin de vérifier que les tests sont réalisés de manière passive, c'est-à-dire que les participants ne contractent pas volontairement leur muscle. Pour cela, des électrodes EMG de surface (Delsys, 2000Hz) sont placées sur les *erector spinae* droit et gauche, le *GlutMed*, le *BicepsFemL*, le *SemiTen*, le *RecFem* et le *VasLat* droits. Les signaux obtenus au cours des tests sont normalisés en fonction du signal obtenu au cours d'une contraction maximale volontaire. Les 5 postures pour obtenir les contractions maximales volontaires placent le muscle ciblé dans une position étirée. Les signaux obtenus sont filtrés par une bande passe-haut de 500Hz et passe-bas de 20Hz. Les signaux EMG sont en moyenne de 2,2% d'activation au cours des tests des ischio-jambiers, 0,4% pour les tests du *RecFem*, 1,1% pour les tests des *gastrocnemii* et 3% pour les tests lombaires. Ces faibles activations suggèrent que l'étirement maximal du muscle provoque une légère activation malgré que la consigne donnée au participant soit de ne pas effectuer de contraction volontaire. Le signal pour un participant est illustré pour les acquisitions d'un test d'étirement statique pour les ischio-jambiers à gauche et un test pour le droit fémoral à droite sur la Figure 20. La figure illustre le faible signal enregistré par les muscles antagonistes lors des quelques secondes retenues pour le test. Ce type de résultats est similaire pour les autres participants et les autres tests.

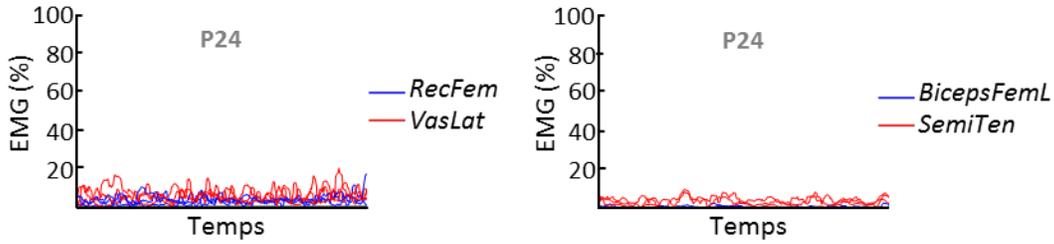


Figure 20 : signaux EMG (% de contraction maximale volontaire) en fonction du temps pour le participant 24 pour 3 acquisitions d'un test des ichio-jambiers à gauche et du droit fémoral à droite.

### B. Analyse expérimentale

Le modèle générique présenté précédemment (ÉTUDE 1) est mis à l'échelle pour chaque participant. Les procédures de calcul de la cinématique inverse et d'analyse musculaire sont réalisées avec OpenSim afin d'extraire les longueurs musculaires au cours des tests d'étirement. La variation de longueur maximale ( $\Delta L_{max}$ ) est calculée pour chaque sujet par la différence entre la longueur maximale du muscle ciblé ( $L_{max}$ ) et la longueur de référence ( $L_{static}$ ) :

$$\Delta L_{max} = L_{max} - L_{static} \quad (6)$$

Pour la plupart des muscles, la longueur statique correspond à la longueur obtenue en position anatomique de référence. Pour quatre muscles, à savoir, les muscles du triceps sural (*GasMed*, *GasLat* et *soleus*) et le *BicepsFemC*, lorsque le participant maintient la position anatomique de référence, la longueur est proche de la longueur maximale. La variation de longueur maximale est donc faible et rend la lecture des résultats difficile. De ce fait, pour ces 4 muscles, la longueur statique est définie comme la longueur lorsque le participant est dans une position assise avec les genoux et les chevilles fléchies à  $90^\circ$  comme la posture décrite par Grieve (Grieve et al. 1978) . Afin d'extraire cette longueur statique, la posture de référence est simulée avec OpenSim pour chaque participant.

Pour tous les muscles analysés, la variation de longueur au cours du test ( $\Delta L_{test}$ ) est ensuite exprimée en pourcentage de la variation de longueur maximale :

$$\Delta L_{test} = \frac{L_{test} - L_{static}}{L_{max} - L_{static}} * 100 \quad (7)$$

## 3. Tests d'étirements statiques pour les ischio-jambiers

### A. Enjeux

Pour déterminer le test de référence pour le *BicepsFemL*, le *SemiTen* et le *SemiMem*, la flexion de hanche doit être mobilisée en même temps que l'extension de genou. A l'heure actuelle, deux tests ressortent dans la littérature (PARTIE 2.B). L'un des tests place le genou en extension maximale et l'opérateur induit la flexion de hanche. L'autre nécessite d'abord une flexion de hanche à  $90^\circ$  puis un opérateur induit l'extension de genou. La comparaison de ces deux postures quant aux longueurs musculaires sous-jacentes n'est à ce jour pas décrite dans la

littérature. Les muscles ischio-jambiers contournent les volumes osseux du bassin en proximal et du fémur en distal. Pour la première posture, l'hypothèse est faite que l'extension de genou est de 0° et l'angle de flexion de hanche est mesuré comme indicateur de performance. L'inclinaison du bassin doit être contrôlée puisqu'elle constitue un biais dans la mesure de l'angle de flexion de hanche par des outils métriques (Herrington 2013). Pour la 2<sup>e</sup> posture, la hanche est placée à 90° afin de mesurer uniquement la flexion de genou comme indicateur de performance. Cette méthodologie permet de comparer les personnes entre elles. Dans notre cas, puisque nous utilisons un modèle musculo-squelettique, une troisième posture qui place le participant avec une flexion de hanche maximale (au lieu de 90°) peut être analysée.

Une valeur moyenne de la flexion maximale de hanche de 120° est donnée comme référence dans la littérature pour les hommes et les femmes (Reese & Bandy 2016). Certains auteurs recensent une flexion de hanche plus grande pour les femmes par rapport aux hommes (Svenningsen et al. 1989), de même lorsque le genou est en extension complète (Youdas et al. 2005). Pour le test lorsque la hanche est placée à 90°, l'extension de genou est plus faible pour les hommes (Reese & Bandy 2016).

Les objectifs sont de comparer l'utilisation de la modélisation musculo-squelettique pour l'analyse des tests d'étirements statiques des ischio-jambiers avec d'autres méthodes traditionnellement utilisées, de trouver un test de référence pour obtenir les longueurs maximales dans le plan sagittal et d'analyser les variations de longueurs en fonction des flexions de hanche et de genou. Les hypothèses sont que :

- i)* les femmes ont une flexion de hanche et une extension de genou plus grande que les hommes,
- ii)* les longueurs musculaires sont plus grandes pour les hommes,
- iii)* les variations de longueurs sont différentes en fonction des tests,
- iv)* la simulation permet d'expliquer les différences obtenues entre les tests.

## ***B. Méthodes***

Pour obtenir la longueur maximale des muscles bi-articulaires des ischio-jambiers, trois postures sont exécutées pour les ischio-jambiers (Tableau 11). Chaque test est effectué à 3 reprises pour le membre inférieur droit uniquement. Les résultats des 3 répétitions sont moyennés. Les angles obtenus sont comparés aux angles obtenus au cours de ces tests lorsqu'ils sont mesurés par des outils métriques afin de comparer notre méthode avec d'autres méthodes traditionnellement utilisées. La longueur maximale obtenue sur l'un des tests est retenue comme données d'entrée dans l'équation (6) afin de calculer la variation de longueur maximale. Les longueurs pour chacun des tests sont ensuite exprimées en % de la variation de longueur maximale. Les longueurs et les variations de longueurs des *BicepsFemL*, *SemiTen* et *SemiMem* sont comparées avec une ANOVA (post-hoc Tukey-Kramer, seuil de tolérance 0,05) pour les facteurs sexe et test.

Pour chaque participant, une simulation de la longueur obtenue pour une flexion de hanche de -30 à 150° couplée à une flexion de genou de -17° à 160° est effectuée pour le côté droit. Cette longueur est exprimée en variation de longueur maximale. La moyenne et l'écart-type

de la variation de longueur maximale de tous les participants en fonction de la flexion de hanche et de genou sont calculés. Les variations de longueurs expérimentales sont ensuite comparées graphiquement aux variations de longueurs moyennes issues de la simulation. Cette méthodologie est également appliquée pour les variations de longueurs de flexion de hanche de 0° à 150° couplée à une adduction de hanche de -30° à 30°. L'impact de l'adduction de hanche sur les différents muscles est analysé.

**Tableau 11 : Tests d'étirements statiques pour les muscles bi-articulaires des ischio-jambiers.**

Illustration	Test	Description	Déroulement
	$FH_{GE_{max}}$	Flexion de hanche avec le genou en extension maximale	Le participant est allongé sur le dos avec le genou en extension. Un opérateur applique une force au-dessus de la cheville pour induire une flexion de hanche maximale. L'opérateur vérifie visuellement que le test n'induit pas de rotation ou d'adduction de hanche.
	$EG_{HF90}$	Extension de genou avec la hanche en flexion à 90°	Le participant est allongé sur le dos avec la hanche droite fléchie à 90° (goniomètre). Un opérateur applique une force au-dessus de la cheville pour induire une flexion de hanche maximale. L'opérateur vérifie visuellement que le test n'induit pas de rotation ou d'adduction de hanche.
	$EG_{HF_{max}}$	Extension de genou avec la hanche en flexion maximale	Le participant est allongé sur le dos avec la hanche droite fléchie maximale. Un opérateur applique une force au-dessus de la cheville pour induire une flexion de hanche maximale. L'opérateur vérifie visuellement que le test n'induit pas de rotation ou d'adduction de hanche.

### C. Résultats et discussion

**Les flexions de hanche et de genou** obtenues au cours des tests des ischio-jambiers sont présentées dans le Tableau 12. La flexion de hanche pour  $EG_{HF_{max}}$  est plus grande pour les femmes (130°) par rapport aux hommes (118°). Ces résultats sont acceptables par rapport aux méthodes de mesure traditionnelles puisqu'une valeur moyenne de 120° est donnée pour l'ensemble des femmes et des hommes (Reese & Bandy 2016). Nos résultats supérieurs de flexions de hanche pour les femmes par rapport aux hommes (+12°) sont cohérents avec les tendances observées dans la littérature (Svenningsen et al. 1989) qui rescence +4° pour les femmes. De même, lorsque le genou est placé en extension complète pour  $FH_{GE_{max}}$ , les angles maximaux de hanches sont plus grands chez les femmes (84°) par rapport aux hommes (67°). Ces angles obtenus dans l'étude sont en adéquation avec les angles publiés par Youdas (Youdas et al. 2005) pour ces tests (78° pour les femmes et 70° pour les hommes). Les flexions de genou obtenues pour  $EG_{HF90}$  sont de 25° pour les femmes et 29° pour les hommes. Ces valeurs sont en adéquation avec celles préconisées par Reese et Bandy (Reese & Bandy 2016) pour ce test : 25° pour les femmes et 40° pour les hommes. Cette différence pour les hommes peut s'expliquer par le fait que le test doit placer la hanche à une flexion de 90°. Cet angle est pratiquement atteint pour les femmes (86°) mais semble toutefois en dessous de la valeur cible pour les hommes (78°). Ces résultats montrent la difficulté de placer une articulation avec un angle ciblé à l'aide d'un goniomètre et de repère anatomique visualisé par l'opérateur. L'inclinaison du bassin est de

6° pour  $EG_{HFmax}$ , 4° pour  $EG_{HF90}$  et 3° pour  $FH_{GEmax}$ , avec un écart-type similaire (6°). L'utilisation d'un modèle musculo-squelettique permet d'avoir du recul sur ces mesures.

Cette méthode n'ayant jamais été utilisée auparavant, nos données ne peuvent pas être confrontées à la littérature. Nos résultats obtenus concernant les angles mesurés pour la hanche et le genou sont en accord avec les angles précédemment publiés dans la littérature validant ainsi la bonne exécution des tests. Les résultats pour  $EG_{HFmax}$  montrent que la flexion de hanche maximale atteinte est différente entre les femmes et les hommes (130° pour les femmes contre 118° pour les hommes) alors que la flexion de genou est identique pour les 2 groupes (63° pour les femmes et 64° pour les hommes). Ces résultats suggèrent que lorsque les ischio-jambiers sont étirés maximalement au niveau de la hanche, quel que soit l'angle de hanche atteint, la flexion de genou est limitée par une valeur aux alentours de 60°. Il serait intéressant d'avoir recours à de l'imagerie pour appréhender les interactions entre les tissus (Pappas et al. 2002) pour les portions distales et proximales des muscles.

**Tableau 12 : Flexions de hanche et de genou (°) obtenues sur les tests des ischio-jambiers chez les femmes, les hommes et tous les participants (moyenne (moy), écart-type (ET), minimum (min) et maximum (max)).**

		Flexion de hanche (°)			Flexion de genou (°)		
		Femmes	Hommes	Total	Femmes	Hommes	Total
		moy ± ET	moy ± ET	moy ± ET	moy ± ET	moy ± ET	moy ± ET
		[min max]	[min max]	[min max]	[min max]	[min max]	[min max]
$FH_{GEmax}$		84 ± 5 [71 99]	67 ± 5 [57 76]	75 ± 11 [57 99]	7 ± 4 [13 -2]	5 ± 3 [12 -2]	6 ± 4 [13 -2]
$EG_{HF90}$		86 ± 3 [77 92]	78 ± 5 [70 90]	82 ± 6 [70 92]	25 ± 5 [10 37]	29 ± 5 [14 45]	27 ± 5 [10 45]
$EG_{HFmax}$		130 ± 11 [111 150]	118 ± 6 [109 127]	124 ± 11 [109 150]	63 ± 10 [40 84]	64 ± 10 [30 84]	63 ± 10 [30 84]

**Les résultats de l'ANOVA pour les longueurs** des *SemiTen*, *SemiMem* et *BicepsFemL* montrent un effet du sexe ( $p < 0,05$ ), pas d'effet du test ( $p = 0,364$ ;  $p = 0,506$  et  $p = 0,248$  respectivement) et pas d'interaction ( $p = 0,9$ ). Les hommes ont des longueurs musculaires supérieures à celles des femmes pour chacun des tests (Tableau 13). Cette différence peut être expliquée par la différence entre l'anthropométrie des participantes et des participants respectivement de 1,63 m et 1,80 m. La longueur plus importante des muscles pour les hommes est directement expliquée par la longueur du fémur des hommes qui est plus grande. Ces résultats qui tiennent compte de la longueur exprimée en mm ne permettent pas de discriminer si la longueur est plus grande sur un test par rapport à l'autre. Cela s'explique car les muscles bi-articulaires des ischio-jambiers sont des muscles longs (417 mm pour les femmes et 457 mm pour les hommes lors du maintien de la position statique pour le *SemiTen*), ainsi une différence d'allongement de 11 mm entre  $EG_{HF90}$  et  $FH_{GEmax}$  pour le *SemiTen* chez les femmes (soit 2% de la longueur maximale) n'est pas significative.

Tableau 13 : Longueur du *SemiTen* (mm) pour les 3 tests d'étirement des ischio-jambiers pour les femmes et les hommes (moyenne, écart-type, minimum (min) et maximum (max)). \* : différence significative par rapport aux femmes.

		Longueur <i>SemiTen</i> (mm)		
		Femmes	Hommes	
		Moyenne ± écart-type	Moyenne ± écart-type	
		[min max]	[min max]	
<i>FH<sub>GEmax</sub></i>		519 ± 18 [480 563]	545 ± 24* [475 574]	
<i>EG<sub>HF90</sub></i>		508 ± 17 [475 541]	539 ± 23* [480 567]	
<i>EG<sub>HFmax</sub></i>		511 ± 18 [477 540]	541 ± 26* [482 581]	

Les résultats de l'ANOVA pour les variations de longueurs des *SemiMem*, *SemiTen* et *BicepsFemL* montrent un effet du test ( $p < 0,05$ ) mais pas d'effet du sexe ( $p = 0,367$  ;  $p = 0,233$  et  $p = 0,926$  respectivement) et pas d'interaction ( $p = 0,926$  ;  $p = 0,734$  ;  $p = 0,926$ ) (Figure 22). Les variations de longueurs prenant en compte l'anthropométrie des participants permettent de s'affranchir de l'effet du sexe pour l'interprétation des résultats. Dans ce contexte, les résultats des hommes et des femmes peuvent être assemblés en un seul et même groupe pour l'interprétation des résultats concernant les variations de longueur. Ces résultats confirment notre hypothèse selon laquelle l'anthropométrie différente entre les femmes et les hommes expliquent les différences de longueurs pour ces muscles sur chacun des tests. Un effet du test est identifié au cours de cette procédure. La variation de longueur maximale du *SemiTen* pour les femmes est en moyenne de 104 mm et 92 mm pour les hommes. Dans ce contexte, pour les femmes, une différence d'allongement de 11 mm entre *EG<sub>HF90</sub>* et *FH<sub>GEmax</sub>* pour le *SemiTen* représente 11% d'augmentation. Un test post-hoc permet de caractériser les différences entre les tests.

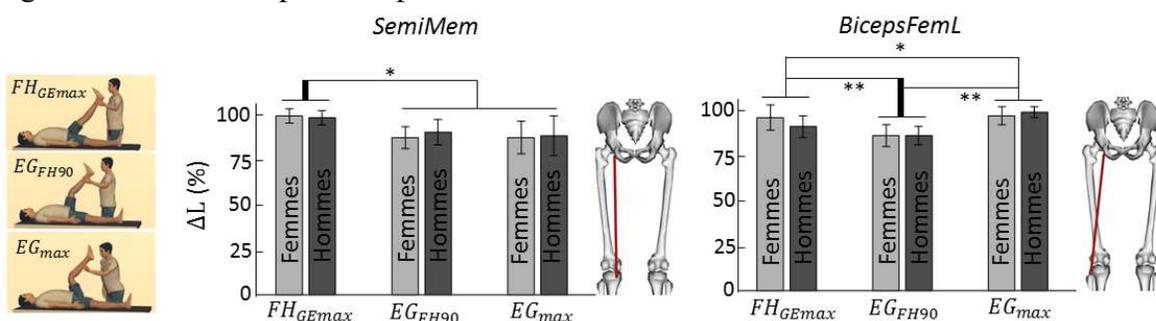


Figure 21 : Variations de longueur ( $\Delta L$ ) du *SemiMem* (à gauche) et du *BicepsFemL* (à droite) en % obtenus pour 3 tests d'étirements statiques chez les femmes et les hommes (moyenne et écart-type). \* : différence significative par rapport à *FH<sub>GEmax</sub>*. \*\* : différence significative par rapport à *EG<sub>HF90</sub>*.

Les résultats post-hoc des variations de longueur montrent que les variations de longueurs du *SemiMem*, du *SemiTen* et du *BicepsFemL* sont significativement plus grandes pour *FH<sub>GEmax</sub>* par rapport à *EG<sub>HF90</sub>* ( $p < 0,05$ ) (Figure 22). Pour les *SemiTen* et *SemiMem*, les variations de longueur pour *FH<sub>GEmax</sub>* sont significativement plus grandes que pour *EG<sub>HF90</sub>* ( $p < 0,05$ ) et sont identiques à *EG<sub>HFmax</sub>* ( $p = 0,859$  pour le *SemiMem* et  $p = 0,586$  pour le *SemiTen*). Pour le *BicepsFemL*, la variation de longueur est significativement plus grande pour

$FH_{GE_{max}}$  et  $EG_{HF_{max}}$  par rapport à  $EG_{HF90}$  et  $EG_{HF_{max}}$  ( $p < 0,05$ ). Ces résultats montrent que  $FH_{GE_{max}}$  est le test qui permet d'obtenir la longueur musculaire la plus importante pour les *SemiTen* et *SemiMem*. Pour le *BicepsFemL*,  $EG_{FH_{max}}$  est le test le plus adapté pour obtenir la longueur maximale. Les différences entre les *SemiMem* & *SemiTen* et le *BicepsFemL* peuvent provenir de leur insertion distale au niveau du fémur du côté médial ou latéral respectivement. Au cours de ces différents tests, de légers mouvements compensatoires sont observés tels qu'une abduction de hanche droite de  $9^\circ$  en moyenne pour  $EG_{HF_{max}}$ ,  $2^\circ$  pour  $EG_{HF90}$  et  $4^\circ$  pour  $FH_{GE_{max}}$  et une rotation interne de hanche droite de  $5^\circ$  pour  $EG_{HF_{max}}$ ,  $1^\circ$  pour  $EG_{HF90}$  et  $2^\circ$  pour  $FH_{GE_{max}}$ . Une étude précédente basée sur de l'imagerie a mesuré l'étirement du muscle localement (Le Sant et al. 2015) et montré que l'étirement de ces 3 muscles des ischio-jambiers est plus grand lorsque la hanche est fléchie maximale par rapport au test lorsque la hanche est placée à  $90^\circ$ . Nos résultats sont en accord avec cette étude pour le *BicepsFemL* bien que notre méthodologie n'ait pas permis de confirmer ces résultats pour le *SemTen* et le *SemiMem*. Ces auteurs ont placé l'électrode au milieu du chef musculaire. Des différences dans l'étirement régional en fonction du placement de l'électrode sont à envisager.

**Les variations de longueur simulées** moyennes des 26 participants (Figure 22) en couleur montrent l'évolution de la variation de longueur en % en fonction de la flexion de hanche et de genou en s'affranchissant des angles d'abduction et de rotation et des mouvements compensatoires. Les variations de longueurs obtenues au cours des tests sont comprises entre 75% et 100% (traits pointillés) de la variation de longueur maximale moyenne pour la plupart des tests. Les patterns des variations de longueur moyenne sont différents entre le *SemiTen* et *BicepsFemL*. Lorsque la hanche est fléchie à  $75^\circ$  (flexion moyenne obtenue pour  $FH_{GE_{max}}$ ), la variation de longueur maximale moyenne est de 100% pour une flexion de genou de  $4^\circ$  pour le *SemiTen* alors qu'une hyperextension de  $3^\circ$  est nécessaire pour le *BicepsFemL*. Ces résultats montrent que lorsque le genou est proche de l'extension maximale avec un genou tendu, le *SemiTen* est plus sensible à l'extension de genou que le *BicepsFemL*. Au contraire, pour une flexion de genou à  $63^\circ$  (flexion moyenne obtenue pour  $EG_{HF_{max}}$ ), la variation de longueur est maximale en moyenne à  $140^\circ$  de flexion de hanche pour le *SemiTen* contre  $132^\circ$  pour le *BicepsFemL*. Ces résultats suggèrent que lorsque le genou est légèrement fléchi avec la hanche proche de la flexion maximale, le *BicepsFemL* est plus sensible à la flexion de hanche que le *SemiTen*. Ces deux observations justifient que la variation de longueur maximale est atteinte par le *SemiTen* & *SemiMem* pour  $FH_{GE_{max}}$  alors qu'elle est atteinte par le *BicepsFemL* pour  $EG_{HF_{max}}$ . Les résultats des variations de longueurs en fonction de la flexion de hanche couplée à l'adduction de hanche montrent que l'impact de l'adduction de hanche sur les longueurs des ischio-jambiers est faible (+3% de variation de longueur si l'adduction augmente de  $15^\circ$  pour un genou en extension et une hanche à  $75^\circ$ ). Les angles de rotation de hanche et d'adduction de hanche lorsqu'ils sont contrôlés par l'opérateur ne viennent pas biaiser les résultats de longueurs musculaires obtenues au cours de ces tests.

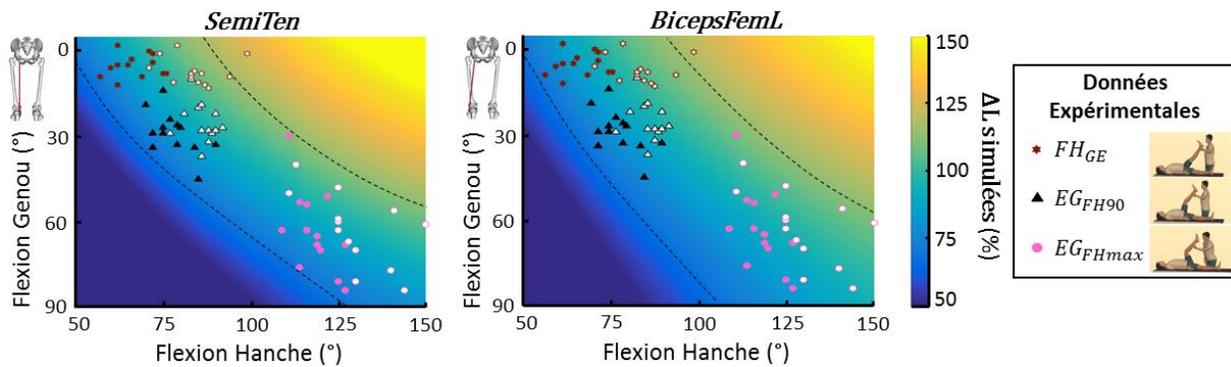


Figure 22 : Variations de longueur ( $\Delta L$ ) simulées (%) du *SemiTen* (à gauche) et du *BicepsFemL* (à droite) en fonction des flexions (°) de genou et de hanche et données expérimentales. La carte de couleur représente la moyenne des variations de longueurs simulées pour les 26 participants. Les symboles colorés représentent les données expérimentales de flexions de hanche et de genou atteintes par chaque participant. Symboles vides : femmes. Les traits pointillés correspondent aux variations de longueurs de 75% et 100% de la variation maximale. Symboles pleins : hommes.

## 4. Tests d'étirements statiques pour le rectus femoris

### A. Enjeux

Pour déterminer le test de référence du *RecFem*, l'extension de hanche doit être mobilisée en même temps que la flexion de genou. Deux tests sont couramment utilisés dans la littérature. Pour le premier test, le participant est allongé sur le dos sur le bout d'une table et la hanche est en extension complète avec la cuisse dans le vide. Une mesure seule de l'extension de hanche ne suffit pas pour tester l'extensibilité du *RecFem* puisque le psoas-iliaque (muscle fléchisseur de hanche) peut limiter l'extension de hanche dans ce cas (Aalto et al. 2005). La performance du participant est alors obtenue par une mesure de la flexion de genou lorsque la cuisse est placée à l'horizontal (Aalto et al. 2005). Pour cette posture, l'extension de hanche varie entre 20° (Reese & Bandy 2016) et 2° (Gabbe et al. 2004) selon les auteurs et la flexion de genou est entre 120° et 130° (Vigotsky et al. 2015; Kim & Ha 2015). Un deuxième test consiste à placer le participant sur le ventre avec une extension de hanche considérée à 0°. L'opérateur mesure ensuite la flexion de genou maximale comme indicateur de performance (Peeler & Anderson 2008). La flexion de genou mesurée est alors de 124°.

Les objectifs sont de comparer l'utilisation de la modélisation musculo-squelettique pour l'analyse des tests d'étirements statiques du *RecFem*, de trouver un test de référence pour obtenir la longueur maximale dans le plan sagittal et d'analyser les variations de longueurs en fonction des flexions de hanche et de genou. Les hypothèses sont que :

- i) les longueurs musculaires sont plus grandes pour les hommes que pour les femmes,
- ii) les variations de longueurs sont différentes en fonction des tests,
- iii) la simulation permet d'analyser les biais dus aux mouvements compensatoires autour du bassin.

## B. Méthodes

Deux tests sont effectués pour obtenir la longueur maximale du *RecFem* (Tableau 14). Chaque test est réalisé à 3 reprises pour le membre inférieur droit uniquement. Les résultats des 3 répétitions sont moyennés. Les angles obtenus sont comparés aux angles obtenus au cours de ces tests lorsqu'ils sont mesurés par des outils métriques afin de comparer notre méthode avec d'autres méthodes traditionnellement utilisées. La longueur maximale obtenue sur l'un des tests est retenue comme données d'entrée dans l'équation (6) afin de calculer la variation de longueur maximale. Les longueurs pour chacun des tests sont ensuite exprimées en % de la variation de longueur maximale. Les longueurs et les variations de longueurs sont comparées avec une ANOVA (post-hoc Tukey-Kramer, seuil de tolérance 0,05) pour les facteurs sexe et test.

Pour chaque participant, une simulation de la longueur obtenue pour une flexion de hanche de  $-30$  à  $150^\circ$  couplée à une flexion de genou de  $-17^\circ$  à  $160^\circ$  est effectuée pour le côté droit. Cette longueur est exprimée en variation de longueur maximale. La moyenne et l'écart-type de la variation de longueur maximale de tous les participants en fonction de la flexion de hanche et de genou sont calculées. Les variations de longueurs expérimentales sont ensuite comparées graphiquement aux variations de longueurs moyennes issues de la simulation. La méthodologie est également utilisée lorsque les flexions et adductions de hanche varient de  $-40$  à  $40^\circ$  avec un genou fléchi à  $110^\circ$ .

Tableau 14 : Tests d'étirements statiques pour le *RecFem*.

Illustration	Test	Description	Déroulement
	$FG_{HEmax}$	Flexion de genou avec la hanche en extension maximale	Le participant est allongé sur le dos avec la hanche droite en extension. Le participant attrape son genou gauche avec ses mains pendant qu'un opérateur applique une force au-dessus de la cheville droite pour induire une flexion de genou maximale. L'opérateur vérifie que le test ne provoque pas de flexion de hanche droite.
	$FG_{HE0}$	Flexion de genou avec la hanche à $0^\circ$	Le participant est allongé sur le ventre. L'opérateur applique une force au-dessus de la cheville droite pour induire une flexion de genou maximale.

## C. Résultats et discussion

Les angles de flexion de hanche et de genou obtenus pour les 2 tests d'étirement du *RecFem* sont présentés dans le Tableau 15. Pour  $FG_{HEmax}$ , l'extension de hanche maximale pour les femmes est de  $10^\circ$  et  $15^\circ$  pour les hommes pour une flexion de genou de  $111^\circ$  et  $109^\circ$  respectivement. L'extension maximale est légèrement plus faible que la norme de  $20^\circ$  publiée par Reese et Bandy (Reese & Bandy 2016). Cette différence peut s'expliquer car l'angle d'inclinaison du bassin n'est pas contrôlée au cours de notre étude bien qu'il ait un impact significatif sur la mesure de l'extension de hanche maximale (Vigotsky et al. 2016). D'autres auteurs (Gabbe et al. 2004) rapportent des angles bien inférieurs d'extension de hanche pour ce test avec  $2^\circ$  d'extension mesurés. Pour  $FG_{HE0}$ , la flexion de hanche observée est de  $20^\circ$ . Le

participant est allongé sur le ventre sur une table afin de bloquer la flexion de hanche à 0° mais cet angle important de flexion de hanche montre que des mouvements compensatoires apparaissent. Lorsque le *RecFem* est étiré maximalelement par la flexion de genou, une légère flexion de hanche est induite. La flexion de genou est de 149° pour ce test. Cela correspond à 25° de plus que l'angle mesuré par un goniomètre (124°) dans l'étude de Peeler et Anderson (Peeler & Anderson 2008). Cette différence peut être expliquée par le fait que l'angle d'inclinaison du bassin n'est pas contrôlé dans leur étude, la cuisse étant considérée comme parallèle à la table alors que ce n'est pas le cas puisque le bassin décolle légèrement.

**Tableau 15 : Flexions de hanche et de genou (°) obtenues pour les tests des quadriceps chez les femmes, les hommes et tous les participants (moyenne (moy), écart-type (ET), minimum (min) et maximum (max)).**

		Flexion de hanche (°)			Flexion de genou (°)		
		Femmes	Hommes	Total	Femmes	Hommes	Total
		moy ± ET [min max]					
<b><i>FG<sub>HEmax</sub></i></b>		-10 ± 6 [-24 3]	-15 ± 8 [-31 -3]	-12 ± 7 [-31 3]	111 ± 7 [99 129]	109 ± 9 [87 128]	110 ± 8 [87 129]
<b><i>FG<sub>HE0</sub></i></b>		20 ± 6 [5 34]	20 ± 5 [9 27]	20 ± 5 [5 34]	151 ± 3 [142 160]	147 ± 4 [133 154]	149 ± 4 [133 160]

Les résultats de l'ANOVA pour les longueurs du *RecFem* montrent un effet du sexe ( $p < 0,05$ ) mais pas d'effet test ( $p = 0,6598$ ) et aucune interaction ( $p = 0,6162$ ). Les hommes ont une longueur du *RecFem* plus grande que les femmes (Tableau 16). De la même manière que pour les ischio-jambiers, l'anthropométrie des participants explique cette différence. La longueur du *RecFem* en position statique de référence est grande (365 mm pour les femmes et 399 mm pour les hommes). Les différences d'allongement de 4 mm et 8 mm entre les 2 tests (soit respectivement 1% et 2% de la longueur maximale) sont trop petites pour pouvoir discriminer les tests.

**Tableau 16 : Longueur du *RecFem* (mm) pour 2 tests d'étirement des quadriceps (moyenne, écart-type, minimum (min) et maximum (max)) chez les femmes et les hommes. \* : différence significative avec les femmes.**

		Longueur (mm)		
		Femmes	Hommes	
		Moyenne ± écart-type [min max]	Moyenne ± écart-type [min max]	
<b><i>FG<sub>HE0</sub></i></b>		443 ± 16 [405 480]	480 ± 20* [430 517]	
<b><i>FG<sub>HEmax</sub></i></b>		539 ± 17 [394 482]	572 ± 21* [419 511]	

Les résultats de l'ANOVA pour les variations de longueur du *RecFem* montrent un effet du test ( $p < 0,05$ ) mais pas du sexe ( $p = 0,945$ ) et pas d'interaction ( $p = 0,075$ ) (Figure 23). Les variations de longueurs obtenues pour *FG<sub>HEmax</sub>* (moyenne de 98%) sont plus grandes que

celles obtenues pour  $FG_{HE0}$  (moyenne de 91%) (Figure 24). Une seule participante n'obtient pas sa longueur maximale pour  $FG_{HEmax}$  par rapport à  $FG_{HE0}$  (431 mm contre 440 mm). Cette participante a la particularité d'avoir une importante flexion de genou ( $160^\circ$ ) pour  $FG_{HE0}$  alors que sa flexion de hanche ( $12^\circ$ ) est dans la moyenne des participants.

Les résultats post-hoc des variations de longueur du *RecFem* obtenues pour ces 2 tests (Figure 23) montrent des valeurs plus grandes pour  $FG_{HEmax}$  (98%) par rapport à  $FG_{HE0}$  (91%). Ces résultats permettent d'identifier  $FG_{HEmax}$  comme étant le meilleur test pour obtenir la longueur maximale du *RecFem*. Dans la littérature, bien que ce test ne soit pas encore identifié comme référence, il est le plus utilisé (PARTIE 1.B). Pour les mouvements compensatoires au niveau de la hanche, les angles obtenus pour  $FG_{HEmax}$  et  $FG_{HE0}$  sont respectivement de  $19^\circ$  contre  $12^\circ$  (abduction) et  $15^\circ$  contre  $-1^\circ$  (rotation externe). Ces résultats montrent que pour  $FG_{HE0}$ , le fait d'être allongé sur le ventre limite les mouvements compensatoires au niveau des hanches. Une étude complémentaire afin d'identifier l'impact de ces mouvements compensatoires sur les longueurs musculaires pourrait être menée.

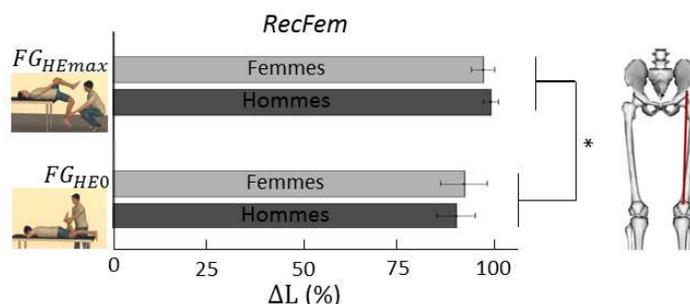


Figure 23 : Variations de longueur du *RecFem* ( $\Delta L$ ) en % obtenues sur 2 tests d'étirements des quadriceps pour les femmes et les hommes. \* : différence significative entre les tests.

Les variations de longueurs simulées du *RecFem* sont présentées dans la Figure 24. La flexion de hanche est de  $20^\circ$  pour  $FG_{HE0}$ . Lorsque la flexion de genou est de  $149^\circ$  (angle moyen obtenu pour  $FG_{HE0}$ ), si la flexion de hanche est de  $20^\circ$  (comme observé pour nos données expérimentales), les variations de longueurs moyennes sont de 96% contre 103% si la flexion de hanche est de  $15^\circ$  (figure de gauche). Autrement dit, lors de l'exécution du test, l'étirement du *RecFem* provoque un mouvement d'antéversion du bassin, diminuant ainsi l'étirement du muscle dans sa portion proximale. La simulation permet ici de souligner un biais de l'exécution du  $FG_{HE0}$  qui ne permet pas de bloquer le bassin comme la position ventrale prétendrait le faire. La figure de droite illustre l'évolution de la variation de longueur du *RecFem* lorsque le genou est à  $110^\circ$  (angle de flexion moyen pour  $FG_{HEmax}$ ) en fonction de la flexion de hanche et de l'adduction de hanche. Les données expérimentales montrent que l'abduction est plus grande pour  $FG_{HEmax}$  ( $19^\circ$ ) par rapport à  $FG_{HE0}$  ( $12^\circ$ ). Sur cette figure, lorsque l'extension de hanche est de  $12^\circ$  (angle moyen d'extension obtenue pour  $FG_{HEmax}$ ), la variation de longueur est de 100% si l'abduction est de  $19^\circ$  comme c'est le cas pour les données expérimentales, alors qu'elle augmente de 8% lorsque l'adduction est nulle. Les résultats issus des données simulées montrent que l'abduction de hanche a un impact significatif sur la longueur du *RecFem*. L'abduction plus grande pour  $FG_{HEmax}$  par rapport à  $FG_{HE0}$  peut d'ailleurs expliquer que la variation de longueur

pour ce test soit plus grande que pour le second. Pour  $FG_{HEmax}$ , le participant attrape son genou opposé dans ses mains créant ainsi une rotation du bassin suivant l'axe vertical et provoquant ainsi cette abduction importante.

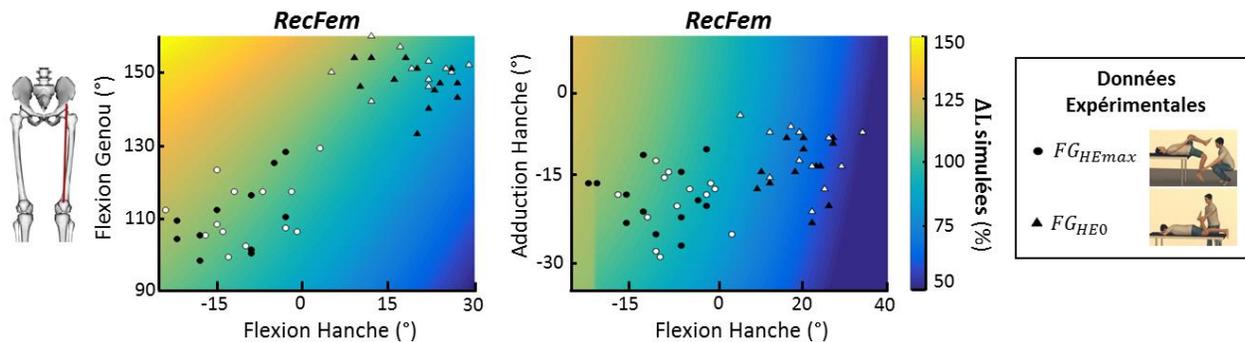


Figure 24 : Variations de longueur ( $\Delta L$ ) simulées (%) du *RecFem* en fonction des flexions ( $^{\circ}$ ) de hanche et de genou (à gauche) et en fonction de la flexion de hanche et de l'adduction de hanche (à droite) pour une flexion de genou de  $110^{\circ}$  et données expérimentales. La carte colorée représente la moyenne des variations de longueurs simulées des 26 participants. Les symboles représentent les données expérimentales de flexions de hanche et de genou pour chaque participant. Symboles vides : femmes. Symboles pleins : hommes.

## 5. Tests d'étirements statiques pour les triceps suraux

### A. Enjeux

Pour déterminer le test de référence pour les *GasLat* et *GasMed*, l'extension de genou doit être mobilisée en même temps que la flexion de cheville (dorsiflexion). A ce jour, la littérature ne décrit pas la posture qui permet d'avoir un angle de flexion de genou optimum pour obtenir la longueur maximale des *gastrocnemii* tout en ne mobilisant pas l'allongement maximal du *soleus* (muscle mono-articulaire extenseur de cheville). Au cours de ces tests de terrain, l'angle de flexion de cheville peut être défini par l'angle entre le plat du pied et le tibia (McKechnie et al. 2007). La flexion de cheville peut aussi être définie comme l'angle entre le l'axe long du tibia défini de la malléole externe à l'épicondyle latéral et l'axe long du pied défini de la malléole externe au 5<sup>e</sup> métatarse (Reese & Bandy 2016). Ces auteurs préconisent également qu'un opérateur maintienne l'angle subtalaire dans une position neutre en appuyant sur la tête du talus alors qu'il n'est traditionnellement pas bloqué (Denegar et al. 2002; Mitchell et al. 2008; Krause et al. 2011; Kim et al. 2011). Les flexions sont de  $30^{\circ}$  pour la première méthode qui mesure l'angle par le plat du pied (McKechnie et al. 2007) et  $10^{\circ}$  pour la seconde (Kim et al. 2011). L'obtention de la flexion maximale de cheville avec le genou en extension est couramment analysée lorsque le participant est allongé sur le dos bien que la flexion est plus grande ( $+7^{\circ}$ ) lorsque le participant est debout et supporte le poids de son corps (Denegar et al. 2002).

Les objectifs sont de avec d'autres méthodes traditionnellement utilisées l'utilisation de la modélisation musculo-squelettique avec d'autres méthodes traditionnellement utilisées pour l'analyse des tests d'étirements statiques des *gastrocnemii* et du *soleus*, de trouver l'angle optimal de flexion de genou pour obtenir leurs longueurs maximales et d'analyser les variations de longueurs en fonction des DDL du genou et de la cheville. Les hypothèses sont que :

- i) les longueurs musculaires sont plus grandes pour les hommes que pour les femmes,
- ii) les variations de longueurs sont différentes en fonction de la flexion du genou,
- iii) la simulation permet d'analyser les mouvements d'inversion au niveau de la cheville.

### B. Méthodes

Pour les triceps suraux, deux postures sont réalisées : une posture avec le genou en extension et une posture avec le genou légèrement fléchi à 10°, 20° et 30° (Tableau 17). Pour ces tests, le participant est allongé sur le dos avec la voute plantaire collée à une plateforme en bois placée verticalement. L'opérateur augmente la flexion de cheville progressivement en modifiant l'angle d'inclinaison de la planche (Figure 25). Il vérifie que le test n'induit pas de flexion du genou plus grande que la flexion initialement mesurée et que le talon du participant reste en contact avec la planche en bois. Chaque test est effectué pour le membre inférieur droit uniquement. Les angles obtenus sont comparés aux angles obtenus au cours de ces tests lorsqu'ils sont mesurés par des outils métriques afin de comparer notre méthode avec d'autres méthodes traditionnellement utilisées. La longueur maximale obtenue sur l'un des tests est retenue comme donnée d'entrée dans l'équation (6) afin de calculer la variation de longueur maximale. Les longueurs pour chacun des tests sont ensuite exprimées en % de la variation de longueur maximale. Les longueurs et les variations de longueurs sont comparées avec une ANOVA (post-hoc Tukey-Kramer, seuil de tolérance 0,05) pour les facteurs sexe et test.



Figure 25 : photo de l'expérimentation pour le test  $DF_{GE_{max}}$ . La flexion de cheville augmente grâce à un système avec un cric tenu dans la main gauche de l'opérateur et fixé entre les planches. L'opérateur vérifie que le talon ne colle pas de la planche lorsque la flexion de cheville augmente.

Pour chaque participant, une simulation de la longueur obtenue pour une flexion de genou de 0 à 60° couplée à une flexion de cheville de 0° à 40° est effectuée pour le côté droit. Cette longueur est exprimée en variation de longueur maximale. La moyenne et l'écart-type de la variation de longueur maximale de tous les participants en fonction de la flexion de genou et de cheville sont calculés. La procédure est également effectuée pour une flexion de cheville de 0° à

60° couplée à une inversion de -35° à 30°. Les données expérimentales sont ensuite comparées graphiquement aux variations de longueurs moyennes issues de la simulation.

**Tableau 17 : Tests d'étirements statiques pour les *gastrocnemii*.**

Illustration	Test	Description	Déroulement
	$DF_{GE_{max}}$	Dorsiflexion de cheville avec le genou en extension maximale	Le genou droit du participant est en extension.
	$DF_{GF10}$ $DF_{GF20}$ $DF_{GF30}$	Dorsiflexion de cheville avec le genou en flexion à 10°, 20° et 30°	Le genou droit du participant est en flexion de 10°, 20° ou 30°. L'opérateur mesure l'angle avec un goniomètre.

### C. Résultats et discussion

**Les flexions de cheville et de genou** atteintes au cours des tests pour les triceps suraux sont présentées dans le Tableau 18 pour les femmes, les hommes et l'ensemble des participants. Pour la flexion de genou, aucun effet du sexe n'est identifié ( $p = 0,06$ ). Le placement du genou par l'opérateur est donc identique pour les femmes par rapport aux hommes. Les flexions de chevilles peuvent donc être comparées entre ces groupes. La flexion de cheville pour les femmes est significativement égale à celle des hommes ( $p < 0,05$ ). Ce résultats est en accord avec les résultats de Kim et al, (Kim et al. 2011) qui ne trouvent pas de différence significative entre les hommes et les femmes. Lorsque le genou est en flexion de 30°, la flexion maximale de cheville est de 24° en moyenne pour l'ensemble des participants. Ces résultats sont légèrement supérieurs à la norme (20°) donnée par Reese et al, (Reese & Bandy 2016). Les auteurs bloquaient l'inversion du pied à l'aide d'un opérateur, ce qui peut expliquer cette différence. Lorsque le genou est en extension maximale, la flexion de cheville atteint 18° pour les participants, soit un écart de 6° par rapport à la condition avec le genou fléchi. Cet écart est cohérent avec l'écart de flexion de cheville publié par Kim et al, (Kim et al. 2011) de 5,5° entre les 2 conditions (genou en extension versus genou en flexion).

**Les résultats de l'ANOVA pour les longueurs** du *soleus*, du *GasMed*, et du *GasLat* montrent un effet du sexe ( $p < 0,05$ ) mais pas du test ( $p = 0,88$ ,  $p = 0,98$  et  $p = 0,99$  respectivement) et pas d'interaction ( $p = 1$ ). Les longueurs maximales sont plus petites en moyenne chez les femmes par rapport aux hommes avec respectivement 31 cm contre 34 cm pour le *soleus*, 46 cm contre 51 cm pour les *gastrocnemii*. Une analyse des longueurs en mm ne permet pas de discriminer les tests entre eux. Un allongement faible pour ces muscles est en accord avec les données publiées dans la littérature avec allongement d'environ 4 cm (Hauraix et al. 2013).

**Tableau 18 : Flexions de cheville et de genou (°) obtenues sur les tests des triceps suraux pour les femmes, les hommes et tous les participants (moyenne (moy), écart-type (ET), minimum (min) et maximum (max)).**

	Flexion de cheville (°)			Flexion de genou (°)		
	Femmes	Hommes	Total	Femmes	Hommes	Total
	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]
<i>DF<sub>GEmax</sub></i>	19 ± 4 [9 27]	18 ± 5 [10 27]	18 ± 5 [9 27]	5 ± 3 [0 9]	6 ± 3 [1 12]	5 ± 3 [0 12]
<i>DF<sub>GF10</sub></i>	20 ± 4 [10 27]	18 ± 4 [10 25]	19 ± 4 [10 27]	8 ± 4 [0 14]	8 ± 3 [4 16]	8 ± 4 [0 16]
<i>DF<sub>GF15</sub></i>	22 ± 4 [11 31]	22 ± 6 [11 30]	22 ± 5 [11 31]	13 ± 7 [1 25]	15 ± 7 [6 27]	14 ± 7 [1 27]
<i>DF<sub>GF20</sub></i>	25 ± 5 [14 34]	22 ± 5 [14 29]	24 ± 5 [14 34]	18 ± 8 [3 30]	22 ± 9 [5 40]	20 ± 8 [3 40]
<i>DF<sub>GF30</sub></i>	25 ± 6 [13 36]	23 ± 6 [13 34]	24 ± 6 [13 36]	27 ± 11 [9 45]	31 ± 8 [18 50]	29 ± 9 [9 50]

Les résultats de l'ANOVA pour les variations de longueurs du *soleus*, du *GasMed* et du *GasLat* ne montrent aucun effet du sexe ( $p = 0,39$ ,  $p = 0,14$  et  $p = 0,07$  respectivement) mais un effet du test ( $p < 0,05$ ) et pas d'interaction ( $p = 0,60$ ,  $p = 0,24$  et  $p = 0,24$  respectivement). Les résultats du test post-hoc pour le facteur test illustrés dans la Figure 26 montrent que **la variation de longueur moyenne pour le *soleus*** est significativement identique entre  $DF_{GEmax}$  et  $DF_{GF10}$  ( $p = 0,85$ ), entre  $DF_{GF15}$  et  $DF_{GF20}$  ( $p = 0,60$ ) entre  $DF_{GF15}$  et  $DF_{GF30}$  ( $p = 0,09$ ) et entre  $DF_{GF20}$  et 30 ( $p = 0,83$ ). La variation de longueur est significativement plus petite pour  $DF_{GEmax}$  par rapport à  $DF_{GF15}$ , à  $DF_{GF20}$  et à  $DF_{GF30}$  ( $p < 0,05$ ). Les résultats montrent également que la variation de longueur pour  $DF_{GF10}$  (73 mm) est plus petite ( $p < 0,05$ ) que pour  $DF_{GF15}$  (85 mm), pour  $DF_{GF20}$  (91 mm) et pour  $DF_{GF30}$  (95 mm). Les résultats de variations de longueurs du *GasMed* sont identiques à ceux du *GasLat* (présenté dans la Figure 26). **Les variations de longueur pour le *GasLat*** sont similaires entre  $DF_{GEmax}$ ,  $DF_{GF10}$  ( $p = 1$ ),  $DF_{GF15}$  ( $p = 1$ ) et  $DF_{GF20}$  ( $p = 0,3$ ), entre  $DF_{GF10}$ ,  $DF_{GF15}$  ( $p = 1$ ) et  $DF_{GF20}$  ( $p = 0,3$ ), entre  $DF_{GF20}$  et  $DF_{GF15}$  ( $p = 0,14$ ). La variation de longueur est significativement plus petite ( $p < 0,05$ ) pour  $DF_{GF30}$  (88%) par rapport à  $DF_{GEmax}$  (96%), à  $DF_{GF10}$  (97%) et à  $DF_{GF15}$  (96%) et  $DF_{GF20}$  (93%). Les résultats montrent ainsi que le meilleur test pour obtenir l'allongement du *soleus* doit placer le participant dans une posture avec une flexion de genou égale ou supérieure à 30° afin de relâcher la tension qui serait due à l'étirement des *gastrocnemii*. L'allongement maximal des *gastrocnemii* correspond à la posture lorsque le genou est en extension maximale ou avec une légère flexion (10°) afin de ne pas mettre en tension le *soleus*. L'allongement des *gastrocnemii* est similaire lorsque le genou est extension maximale ou en légère flexion. Ces résultats sont en accord avec une étude antérieure axée sur l'étirement des *gastrocnemii* au niveau local qui montrent que ces muscles sont plus étirés dans la portion distale par rapport à la portion médiale (Le Sant et al. 2017). Nos résultats suggèrent également que l'étirement de muscle est plus sensible à la position de la cheville que celle du genou.

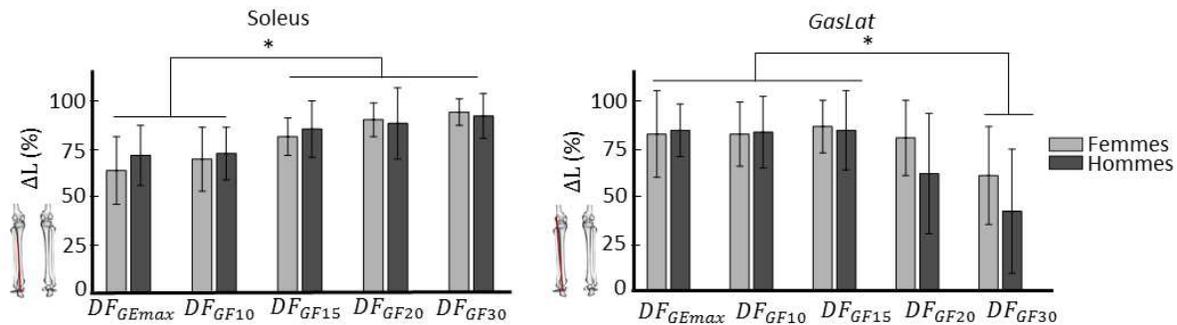
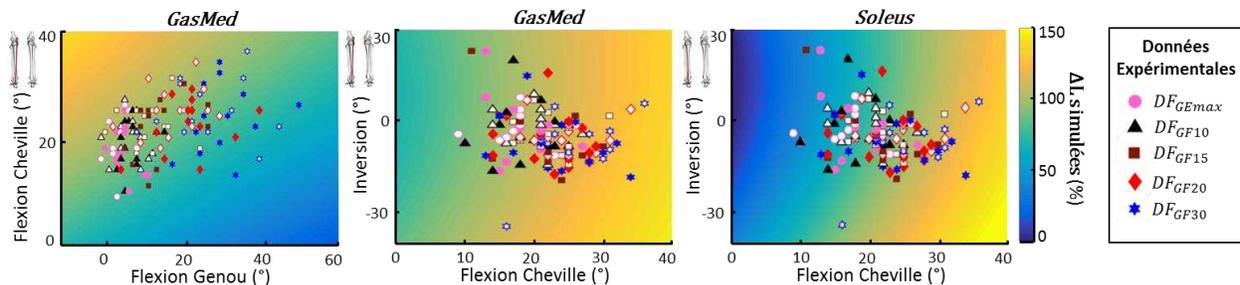


Figure 26 : Variations de longueur ( $\Delta L$ ) en % de variations maximales du *soleus* (à gauche) et du *GasLat* (à droite) sur les 5 tests de flexions dorsales de cheville chez les femmes et les hommes (moyenne et écart-type).

Les variations de longueurs issues de la simulation sont présentées dans la Figure 27. La répartition des tests expérimentaux est conforme aux résultats présentés précédemment (à gauche). En effet, les résultats pour  $DF_{GF30}$  représentés par les étoiles bleues sont globalement répartis dans la zone bleue, pour  $DF_{GF20}$  (losanges rouges), les résultats sont répartis dans une zone intermédiaire (verte), pour  $DF_{GF15}$  (carrés marrons), certains participants se rapprochent de leur variation de longueur maximale et graphiquement, pour  $DF_{GF10}$  (triangles noirs) et pour  $DF_{GEmax}$  (ronds roses), les résultats sont répartis dans la même zone. La figure illustre également que l'augmentation de la variation de longueur du *GasMed* augmente avec l'augmentation de l'extension de genou et de la flexion de cheville. Ainsi, pour une flexion de genou de  $20^\circ$  couplée à une flexion de cheville de  $0^\circ$ , la variation de longueur en moyenne est de 50% de la variation maximale. A partir de cette posture, pour une extension de genou de  $0^\circ$ , la variation de longueur passe à 68% alors que pour une flexion de cheville de  $20^\circ$ , la variation de longueur moyenne passe à 88%. Ainsi, l'allongement du *GasMed* est moins sensible une extension de  $+20^\circ$  d'extension de genou (+18%) qu'à une augmentation de  $20^\circ$  de la flexion de cheville (+38%). Les figures au milieu et à droite illustrent l'évolution des variations de longueurs du *GasMed* et du *soleus* respectivement en fonction de la flexion de cheville couplée à l'inversion du pied. La répartition des données expérimentales montre que les inversions sont aléatoires en fonction des tests et généralement comprises entre  $-20^\circ$  et  $10^\circ$ . Pour le *GasMed*, lorsque la cheville est fléchie à  $18^\circ$  (valeur moyenne obtenue pour  $DF_{GEmax}$ ), si l'inversion est de  $0^\circ$ , la variation de longueur moyenne est de 102%. Une inversion de  $20^\circ$  n'a pas d'impact sur la variation de longueur (102%) alors qu'une éversion du pied provoque une augmentation (+5%) de la variation de longueur (107%). Pour le *soleus* ce résultat est amplifié. En effet, pour une flexion de cheville de  $24^\circ$  (valeur moyenne pour  $DF_{GF30}$ ), la variation de longueur est de 90% en moyenne. Elle diminue de 6% si elle est couplée à une inversion de  $20^\circ$  et elle augmente de 12% si elle est couplée à une éversion de  $20^\circ$ . Ces résultats suggèrent que l'analyse des longueurs maximales pour les muscles du triceps sural doit prendre en compte l'inversion du pied au cours des différents mouvements effectués puisqu'il a un impact sur les longueurs musculaires et ce, même pour des valeurs faibles ( $20^\circ$ ). Un opérateur doit venir bloquer l'angle d'inversion comme cela est décrit dans la littérature afin de tester l'angle de flexion seul (Reese & Bandy 2016). Une étude antérieure basée sur de l'imagerie a montré que pour une flexion plantaire de  $10^\circ$ ,

l'étirement du muscle était plus grand lorsque l'inversion du pied augmentait mais ce n'était pas le cas avec l'augmentation de l'éversion (Edama et al. 2015). Il serait intéressant d'obtenir ce type de résultats en plaçant la cheville dans une position de dorsiflexion maximale afin de confronter les résultats avec notre étude.



**Figure 27 : Variations de longueur ( $\Delta L$ ) simulées (%) du *GasMed* en fonction des flexions ( $^{\circ}$ ) de genou et de cheville (à gauche) ainsi que du *GasMed* (au milieu) et du *soleus* (à droite) en fonction de la flexion de cheville et de l'inversion ( $^{\circ}$ ) et données expérimentales. La carte colorée représente la moyenne des variations de longueurs simulées des 26 participants. Les symboles colorés représentent les données expérimentales de flexions de genou et de cheville et de l'inversion pour chaque participant. Symboles vides : femmes. Symboles pleins : hommes.**

## 6. Tests d'étirements statiques pour les lombaires

### A. Enjeux

Pour déterminer le test de référence pour les lombaires, l'inclinaison du bassin ressort comme un des paramètres important à contrôler (Esola et al. 1996; Youdas et al. 1996; Lee & Wong 2002). La limitation de l'antéversion du bassin par une mise en tension des ischio-jambiers quand les genoux sont en extension (Gajdosik et al. 1994) ou par les *gluteus* quand les genoux sont en flexion (Keegan 1953) joue un rôle important dans la mise en place du test. La limitation de l'antéversion peut également être provoquée par le contact entre le fémur et les crêtes iliaques antérosupérieures lorsque la flexion de hanche maximale est atteinte. La posture du rameur à l'attaque (Figure 2) place le participant dans cette configuration.

La complexité des interactions entre les différentes structures lors de l'exécution des tests peut induire des spécificités inter-individuelles importantes que des outils de mesures métriques classiquement utilisés ne sont pas capables de détecter. La compréhension de la fonction des muscles lombaires au regard de l'angle de flexion lombaire dépend en effet de l'anthropométrie du participant, de son extensibilité et de la posture induite par le test. Une analyse de la fonction musculaire sur l'ensemble de l'amplitude de la flexion lombaire est à envisager pour compléter les résultats de données expérimentales obtenues au cours de différentes postures.

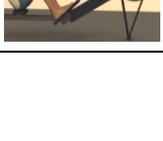
Dans la littérature, quatre tests sont reportés pour obtenir la flexion maximale lombaire (Keegan 1953; Mayorga-Vega et al. 2014; Reese & Bandy 2016). Un cinquième test est développé pour cette étude qui place le bassin en rétroversion dans une posture qui ressemble à la position du rameur à l'attaque. Les hypothèses sont que :

- i) les flexions lombaires et les longueurs musculaires sont plus grandes pour les hommes que pour les femmes,
- ii) la flexion lombaire et les variations de longueurs sont plus grandes pour les tests qui favorisent la rétroversion du bassin,
- iii) les muscles extenseurs de hanches sont étirés au maximum au cours des tests (*gluteus* pour les postures avec les genoux fléchis et ischio-jambiers pour les postures genoux tendus),
- iv) la simulation permet d'identifier des patterns différents de fonctions musculaires.

### B. Méthodes

Pour obtenir la flexion lombaire maximale, 5 tests d'étirements sont réalisés dans un ordre aléatoire (Tableau 19). Les 4 premiers tests sont décrits et utilisés dans la littérature alors que le dernier test est mis en place spécifiquement dans cette étude dans le but de contrôler l'inclinaison du bassin. Pour chacun de ces tests, la consigne donnée aux participants est de fléchir le plus possible le tronc par rapport au bassin. Chaque test est réalisé à trois reprises. Les résultats des 3 tests sont moyennés pour chaque participant. Les angles obtenus pour les tests sont comparés aux angles obtenus lorsqu'ils sont mesurés par des outils métriques afin de comparer notre méthode avec d'autres méthodes traditionnellement utilisées. La longueur maximale obtenue sur l'un des tests est retenue comme donnée d'entrée dans l'équation (6) afin de calculer la variation de longueur maximale. Les longueurs pour chacun des tests sont ensuite exprimées en % de la variation de longueur maximale. Les longueurs des lignes d'actions sont moyennées pour 6 muscles : l'*IlioLomb*, le *LongTh*, le *QuadLomb*, le *multifidus*, les *gluteus* et les ischio-jambiers.

**Tableau 19 : tests d'étirements statiques pour les muscles lombaires.**

Illustration	Test	Description	Déroulement
	$FL_{DTE}$	Flexion lombaire dans une posture debout, thorax en extension	Le participant a les mains sur les genoux avec la consigne de garder le tronc droit.
	$FL_{DTF}$	Flexion lombaire dans une posture debout, thorax en flexion	Le participant est sur une caisse avec les pieds parallèles et à plat et les consignes sont de descendre les mains le long de la caisse en gardant les genoux en extension.
	$FL_{AGF}$	Flexion lombaire dans une posture assise, genoux en flexion	Le participant est assis sur une table avec les genoux et les hanches fléchies et les pieds posés parallèlement, à plat, sur la caisse. Les consignes sont de descendre les mains le long de la caisse sans induire d'adduction de hanche.
	$FL_{GE}$	Flexion lombaire dans une posture assise, genoux en extension	Le participant est assis avec les genoux en extension et les pieds à plat le long de la caisse (hauteur : 35cm). La consigne est de maintenir les genoux en extension.
	$FL_{APR}$	Flexion lombaire dans une posture assise avec la position du rameur	Le participant est assis sur un ergomètre d'aviron avec les talons au niveau du rail de l'ergomètre. Les consignes sont de fléchir les hanches et les genoux au maximum sans induire d'adduction de hanches.

La variation de longueur des muscles, ainsi que les angles de flexion lombaire et d'inclinaison du bassin sont comparés avec une ANOVA (post-hoc Tukey-Kramer, seuil de tolérance 0,05) pour les facteurs sexe et test. Les variations de longueurs obtenues pour les *gluteus* et les ischio-jambiers sont également comparées avec la variation de longueur maximale obtenue pour  $FH_{max}$  (*gluteus*) et  $FH_{GEmax}$  (ischio-jambiers) avec le même tpe d'ANOVA.

Pour chaque participant, une simulation est effectuée à partir du modèle mis à l'échelle pour extraire les longueurs sur toute l'amplitude flexion lombaire de  $0^\circ$  à  $115^\circ$  avec un incrément de  $1^\circ$ . Cette longueur est exprimée en variation de longueur maximale. La moyenne et l'écart-type de la variation de longueur maximale de tous les participants en fonction de la flexion lombaire. Les données expérimentales sont ensuite comparées graphiquement aux variations de longueurs moyennes issues de la simulation.

### ***C. Résultats et discussion***

**Pour la flexion lombaire, les résultats de l'ANOVA** révèlent un effet du facteur sexe ( $p < 0,05$ ) et du facteur test ( $p < 0,05$ ) mais pas d'interaction ( $p = 0,1$ ). La flexion lombaire chez les hommes est plus grande que chez les femmes (Tableau 20). L'analyse post-hoc montre que la flexion lombaire obtenue pour  $FL_{DTE}$  est plus faible que celle obtenue pour les autres tests pour les femmes et les hommes. Les flexions lombaires pour  $FL_{DTF}$  pour les femmes ( $65^\circ \pm 13$ ) et les hommes ( $78^\circ \pm 10$ ) sont du même ordre de grandeur que les flexions mesurées par un système orthopédique pour des adultes en bonne santé :  $68^\circ \pm 7$  chez les femmes et  $75^\circ \pm 13$  chez les hommes (Dvorák et al. 1995). La différence de  $10^\circ$  pour les hommes pourrait provenir du fait que la courbure lombaire dans le modèle OpenSim est générique et n'est pas spécifique à chacun des participants même après la mise à l'échelle. Les angles obtenus avec le modèle musculosquelettique pourraient être confrontés à l'avenir à des données d'imageries aujourd'hui considérées comme des mesures de références pour les angles de flexion lombaire (Zuberbier et al. 2001).

**Tableau 20 : Flexion lombaire (°) au cours des 5 tests lombaires pour les femmes, les hommes et tous les participants (moyenne, écart-type, minimum (min) et maximum (max)).**

		Femmes	Hommes
		Moyenne ± écart-type	Moyenne ± écart-type
		[min max]	[min max]
$FL_{DTE}$ (°)		53 ± 18 [5 73]	65 ± 7 [54 80]
$FL_{DTF}$ (°)		65 ± 13 [46 89]	78 ± 10 [62 100]
$FL_{AGF}$ (°)		74 ± 14 [50 97]	85 ± 8 [74 97]
$FL_{AGE}$ (°)		74 ± 14 [53 95]	88 ± 11 [72 109]
$FL_{APR}$ (°)		77 ± 14 [59 102]	91 ± 12 [75 111]

**La simulation des variations de longueurs** des muscles lombaires en fonction de l'amplitude de flexion des lombaires montre que les variations de longueurs augmentent de manière continue avec l'augmentation de la flexion. Les formes curvilignes décrits par les courbes des moyennes des variations de longueurs pour le *LongTh*, le *QuadLomb* et l'*IlioLomb* sont similaires. Les résultats du *LongTh* sont présentés en Figure 28. L'écart-type pour le *LongTh* est de 11,5° lorsque la flexion lombaire est de 20° contre 11,8° lorsque la flexion est de 100° (Figure 28 haut). L'*IlioLomb* et le *QuadLomb* montrent des évolutions similaires tant pour les courbes individuelles que pour les moyennes avec des écart-types de 11,3° pour 20° de flexion et 11,7° pour 100° de flexion pour chacun de ces muscles. La simulation de la variation de longueur du *multifidus* décrit quant à elle une fonction linéaire (Figure 29). La pente de la moyenne des variations de longueur est de 1,16, celles de la moyenne plus ou moins un écart-type ont des pentes de 1,07 et 1,25 (Figure 29 haut). Ces résultats peuvent être expliqués car l'insertion proximale du *multifidus* s'effectue sur la portion basse du sacrum alors que les autres muscles s'insèrent sur la portion haute. Pour la variation de longueur du *multifidus*, la prééminence du sacrum diminue l'impact de la courbure induite par les vertèbres lors d'une flexion importante.

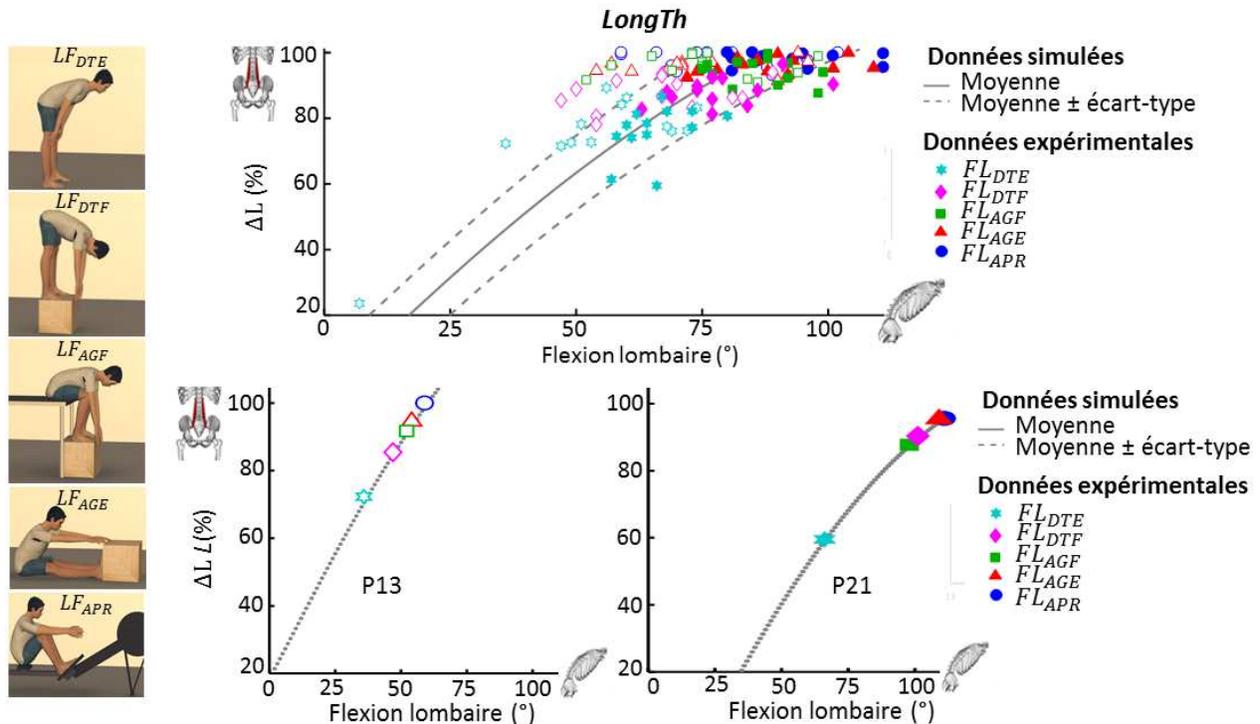


Figure 28 : Variation de longueur du *LongTh* ( $\Delta L$ ) en % en fonction de la flexion lombaire ( $^{\circ}$ ) et données expérimentales. Les courbes grises représentent les variations de longueurs simulées pour les 26 participants (moyenne en trait plein et encadrement à un écart-type en traits pointillés) en haut et pour les participants 13 et 21 en bas. Les symboles colorés représentent les flexions lombaires expérimentales de chaque participant pour les 5 tests. Symboles vides : femmes. Symboles pleins : hommes.

Les données simulées sont confondues avec les données expérimentales du participant comme illustré pour une femme (P13) et un homme (P21) sur la Figure 28 et la Figure 29. Pour chacun des muscles ciblés, les patterns des variations de longueurs sont différents entre ces 2 participants. Les résultats individuels pour le *multifidus* montrent, de la même manière, une augmentation linéaire pour les données simulées (Figure 29 bas). La participante 13 obtient la pente la plus grande (1,37) alors que le participant 21 obtient la pente la plus faible (1,11). Ces résultats montrent que le comportement des variations de longueurs musculaires est spécifique au participant. La variation de longueur du *LongTh* pour le participant P13, qui a la plus faible flexion lombaire (P13,  $50^{\circ}$ ), n'est que très légèrement courbée alors que la courbure du participant P21 qui a la flexion lombaire la plus importante (P21,  $111^{\circ}$ ) est plus grande en particulier lorsque la flexion lombaire est supérieure à  $60^{\circ}$ . La courbure est plus prononcée pour ces 3 muscles (*LongTh*, le *QuadLomb* et l'*IlioLomb*) puisque l'insertion la plus proximale est plus haute (vertèbre lombaire 1) que pour le *multifidus* (vertèbre lombaire 2). Pour le *multifidus*, les pentes spécifiques aux participants peuvent être expliquées par la valeur maximale de flexion lombaire qui est spécifique au participant mais aussi par les anthropométries des structures osseuses (dimensions du bassin, du sacrum et des vertèbres lombaires). Il est à noter que le modèle musculo-squelettique ne personnalise pas la courbure lombaire en fonction des participants car cette courbure est définie comme étant une moyenne d'une population standard (Christophy et al. 2012). Une plus grande précision pourrait être apportée à notre étude si la courbure du modèle osseux était modifiée et adaptée à la courbure de chacun des participants.

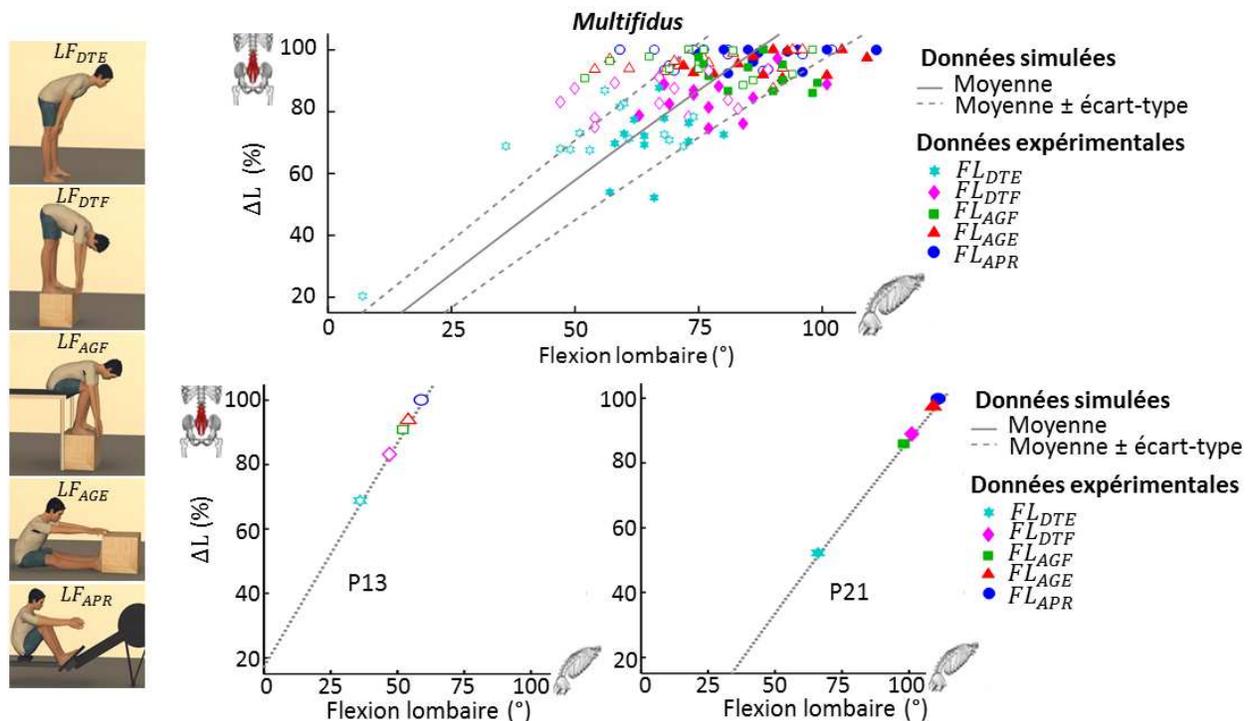


Figure 29 : Variation de longueur du *multifidus* ( $\Delta L$ ) en % en fonction de la flexion lombaire ( $^{\circ}$ ). Les courbes grises représentent les variations de longueurs simulées en fonction de la flexion lombaire de  $0^{\circ}$  à  $115^{\circ}$  pour les 26 participants (moyenne et écart-type) en haut et pour les participants 13 et 21 en bas. Les symboles colorés représentent les angles de flexions lombaires expérimentales pour chaque participant sur les 5 tests. Symboles vides : femmes. Symboles pleins : hommes.

La variation de longueur pour les tests de flexion lombaire montre un effet du test ( $p < 0,05$ ) mais pas d'effet du sexe ( $p = 0,94$ ) ni d'interaction ( $p = 0,93$ ). Les variations de longueur des muscles lombaires sont significativement plus élevées pour  $FL_{AGE}$  et  $FL_{APR}$  en comparaison à  $FL_{AGE}$  et à  $FL_{AGE}$  (Figure 29). Les *gluteus* atteignent leurs variations de longueurs maximales pour  $FL_{AGF}$  et  $FL_{APR}$  (Tableau 21). Les ischio-jambiers atteignent leurs variations de longueurs maximales pour  $FL_{DTF}$  et  $FL_{DTE}$  et  $FL_{AGE}$ . **Pour l'inclinaison du bassin**, les résultats montrent un effet du test ( $p < 0,05$ ) mais pas d'effet du sexe et pas d'interaction ( $p = 0,72$  et  $p = 0,09$  respectivement). L'analyse post-hoc sur le facteur test révèle que l'antéversion du bassin est significativement plus faible pour  $FL_{APR}$  ( $-21^{\circ} \pm 14$ ) et  $FL_{AGE}$  ( $-15^{\circ} \pm 16$ ) par rapport à  $FL_{AGF}$  ( $15^{\circ} \pm 16$ ),  $FL_{DTF}$  ( $39^{\circ} \pm 42$ ) et  $FL_{DTE}$  ( $39^{\circ} \pm 33$ ). L'inclinaison du bassin est plus grande pour  $FL_{AGF}$  en comparaison à  $FL_{DTF}$  et  $FL_{DTE}$ .

Ces résultats montrent que les postures qui placent le bassin en rétroversion permettent d'obtenir une plus grande flexion des lombaires. La consigne donnée aux participants pour ces différents tests est de fléchir au maximum le tronc. La flexion du tronc dépend à la fois de la flexion des hanches et de la flexion des lombaires. Les résultats de cette étude suggèrent que la flexion de hanche doit être limitée par les muscles extenseurs de hanches (*gluteus* et/ou ischio-jambiers) afin de faciliter la flexion maximale des lombaires. **Les tests  $FL_{APR}$  et  $FL_{AGE}$  ressortent comme les 2 meilleurs tests pour estimer la longueur maximale des muscles lombaires dans le plan sagittal.** La rétroversion du bassin est plus grande sur ces postures assises par rapport aux autres postures. Pour  $FL_{AGE}$ , la rétroversion du bassin est plus faible que

pour les hommes ( $-6^\circ \pm 14$  et  $-23^\circ \pm 13$  respectivement). La flexion de hanche des femmes est supérieure à celle des hommes lorsque le genou est en extension ( $77^\circ$  contre  $67^\circ$  pour le  $FH_{GEmax}$  respectivement). Pour  $FL_{AGE}$ , les femmes n'atteignent pas leur flexion de hanche maximale ( $84^\circ$ ) contrairement aux hommes ( $65^\circ$ ). Il se pourrait que la force développée par les muscles fléchisseurs de hanches (psoas-iliacus et *RecFem*) ne soit pas suffisante pour atteindre la flexion de hanche maximale lorsque les femmes sont placées dans cette posture. Des investigations complémentaires devront être réalisées par la suite pour confirmer cette hypothèse. Ce biais constitue une limite de cette étude pour  $FH_{GEmax}$ . L'intervention d'un opérateur pour appuyer dans le dos du participant induisant la flexion du tronc de manière passive (Dvorák et al. 1995) permettrait de s'affranchir de la contraction volontaire des participants et de supprimer ce biais.

**Tableau 21 : valeurs de p obtenues pour les variations de longueur des *gluteus* et des ischio-jambiers.**

		<i>Gluteus</i>	Hamstrings
$FL_{DTE}$		<.05	1.00
$FL_{DTF}$		<.05	0.88
$FL_{AGF}$		0.832	<.05
$FL_{AGE}$		<.05	0.293
$FL_{APR}$		0.935	<.05

**Un troisième test place le participant dans une posture assise :  $FL_{AGE}$ .** La posture imposée aux participants place le bassin avec un angle de rétroversion du bassin plus petit que les deux autres postures assises. La hauteur entre les pieds et le bassin est la même pour chaque participant. Les participants en fonction de leur anthropométrie sont positionnés différemment, ce qui constitue un biais pour la réalisation de ce test. Une adaptation du test en fonction de l'anthropométrie du participant serait à investiguer avec l'objectif de placer le participant dans une posture où le bassin serait en rétroversion. **Pour les tests qui placent le participant debout,** la longueur maximale des ischio-jambiers est atteinte mais cela ne permet pas d'obtenir la flexion maximale des lombaires car l'antéversion du bassin est trop grande ( $39^\circ$  pour  $FL_{DTE}$  et  $FL_{DTF}$ ). Pour ces tests, l'inclinaison du bassin est contrôlée par le participant qui doit gérer son équilibre afin de conserver son centre de gravité dans son polygone de sustentation. L'utilisation d'un outil permettant de bloquer l'antéversion du bassin pourrait limiter ce biais (Ng et al. 2001). La flexion lombaire est plus petite pour  $FL_{DTE}$  par rapport à  $FL_{DTF}$ . La suppression de l'effet de la masse de la partie supérieure du tronc oblige le participant à contracter volontairement ses muscles abdominaux en s'affranchissant de l'effet de la gravité. Les résultats de cette étude montrent que dissocier la flexion des articulations lombaires de la flexion des articulations du tronc n'est pas évident à effectuer. La multitude de muscles qui traversent à la fois les articulations basses et hautes du tronc pourrait expliquer cette difficulté. Pour résumer, la configuration du tronc et des cuisses, la gestion de l'équilibre et la suppression de l'effet de la gravité sur la partie supérieure

du tronc sont des biais qui ne permettent pas au participant d'atteindre sa flexion lombaire maximale.

## 7. Conclusion

L'utilisation d'un modèle musculo-squelettique permet de déterminer les tests de référence pour obtenir les longueurs maximales des muscles bi-articulaires du membre inférieur et des lombaires dans le plan sagittal. Les angles obtenus sur les différents tests sont en accord avec les résultats publiés dans la littérature à partir d'outils métriques. Les mouvements compensatoires couramment observés au cours de ces tests sont quantifiés. Les interactions entre les articulations distales et proximales des muscles pluri-articulaires sont prises en compte pour le calcul de la longueur musculaire. Nos résultats montrent qu'une analyse avec les longueurs en mm permet d'identifier des différences entre les femmes et les hommes mais pas entre les tests. Les différences entre les résultats des femmes et des hommes dépendent des muscles ciblés et montrent nos résultats sont cohérents avec les données déjà publiées. Les différences entre les tests sont identifiées grâce à l'étude des variations de longueur musculaires. L'utilisation d'un modèle musculosquelettique est donc une méthode acceptable pour l'étude des tests d'étirements statiques.

Premièrement, pour les ischio-jambiers,  $HF_{GEmax}$  ressort comme le test de référence et pour les quadriceps,  $GF_{HEmax}$  est préconisé. Pour les *gastrocnemii*,  $DF_{GEmax}$  ou ce même test avec une légère flexion de genou est recommandé. Pour les soléaires, la flexion de genoux doit dépasser  $30^\circ$  afin que les *gastrocnemii* ne soient pas limitants. Deuxièmement, pour les muscles lombaires,  $FL_{APR}$  ressort comme le test de référence à utiliser mais n'est pas significativement meilleur que  $FL_{AGE}$ . Pour la suite de l'analyse des variations de longueurs des muscles lombaires,  $FL_{APR}$  et  $DF_{AGE}$  sont préconisés afin de conserver la valeur maximale obtenue sur l'un des 2 tests. Les autres tests proposés dans la littérature comportent des biais qui ne permettent pas d'obtenir les longueurs maximales. Ces biais sont dus à des mouvements compensatoires. Une analyse en simulation permet d'améliorer la compréhension de ces mouvements compensatoires et de quantifier leurs impacts sur les interactions entre les structures musculo-tendineuses impliquées.

Cette étude pourrait être complétée par de l'imagerie au cours des tests afin de caractériser l'allongement musculaire au niveau local et de discriminer les comportements régionaux des différentes structures du SMT. La simulation des longueurs au cours de toute l'amplitude de flexion-extension permet de visualiser la répartition des variations de longueurs obtenues sur les différents tests en fonction des angles dans le plan sagittal. Une étude complémentaire axée sur l'impact des mouvements compensatoires pourrait être envisagée pour compléter nos résultats. Une étude de sensibilité en modifiant les insertions musculaires et en comparant les résultats avec une procédure classique de mise à l'échelle du modèle générique doit être envisagée afin d'estimer l'impact d'une individualisation des insertions musculaires par rapport aux résultats obtenus dans cette étude. Les mouvements fonctionnels ont permis de calculer les centres articulaires sur lesquels le calcul de la cinématique inverse est principalement basé. La validité de ces centres articulaires lorsque les amplitudes de flexion sont maximales doivent être investiguées

au cours de prochaines études. Une étude de reproductibilité permettrait de compléter ces premiers résultats et notamment l'effet de l'opérateur sur la bonne exécution des tests.

Cette analyse a été réalisée grâce à une analyse en 3D. Cependant, l'aspect tridimensionnel du modèle musculosquelettique rend son utilisation lourde expérimentalement. L'analyse en 2D des longueurs musculaires est possible grâce à des équations de régression décrites dans la littérature. On peut se demander si l'utilisation des équations serait suffisante pour l'analyse du mouvement. D'autre part, l'impact des DDL de rotation et d'adduction sur les longueurs musculaires restent à déterminer.

---

**Dans cette étude 2,** les tests permettant d'obtenir les longueurs maximales pour les muscles des lombaires et du membre inférieur sont identifiés. Le modèle musculo-squelettique ainsi que la méthode expérimentale peut ainsi être mise en application.

**Problématiques soulevées**

Quels sont les apports du modèle musculo-squelettique pour analyser les mouvements cycliques ?  
L'utilisation d'équations de régression n'est-elle pas suffisante ?

---

## ÉTUDE 3 : VARIATIONS DE LONGUEURS MUSCULAIRES EN 2D ET EN 3D

### 1. Introduction

La répétition de squats est un mouvement cyclique pour lequel la position des pieds peut être contrôlée expérimentalement. En effet, la modification de l'écart et de l'orientation des pieds a un impact respectivement sur l'abduction des hanches et sur leurs rotations. Par conséquent, les cinématiques articulaires du membre inférieur mesurées en 3D et en 2D lors de squats sont corrélées dans le plan sagittal mais pas dans le plan frontal (Schurr et al. 2017). Cependant, la différence de cinématique musculaire entre ces 2 méthodes de mesure n'est pas décrite dans la littérature. D'une part, l'analyse des longueurs musculaires en 2D lors de mouvements dynamiques est effectuée par l'utilisation d'équations de régression développées à partir de dissections cadavériques couplées avec des méthodes de simulation (PARTIE 2.C). D'autre part, l'analyse des longueurs en 3D peut être effectuée à l'aide d'un modèle musculosquelettique (PARTIE 3.B).

L'objectif de ces deux méthodes d'analyse (2D et 3D) est de modéliser le comportement du muscle au cours des sollicitations de l'articulation ou des articulation(s) traversée(s). Bien que l'analyse de données expérimentales soit encore à ce jour effectuée par ces 2 méthodes d'analyse (Sinclair et al. 2017; Hauraix et al. 2017), la comparaison entre les résultats obtenus par la modélisation musculosquelettique et les équations de régression n'a pas été réalisée. Aussi, la mise en œuvre d'un protocole expérimental pour lequel les mouvements de rotation et d'abduction peuvent être contrôlés permettrait d'effectuer cette comparaison. Par ailleurs, décrire de manière générique l'évolution des longueurs musculaires sur les amplitudes de mouvements dans le plan sagittal permettrait également de comparer ces 2 méthodes. L'utilisation de la simulation dans ce cas-ci est un bon moyen d'analyser les variations de longueurs obtenues sur toute l'amplitude du mouvement.

Les mouvements sportifs cycliques avec de grandes amplitudes dans le plan sagittal pour le membre inférieur sont couplés à des mouvements dans les plans transverses et frontaux comme nous le verrons par la suite. L'impact de ces DDL additionnels n'est pas décrit dans la littérature. Par ailleurs, la littérature ne fait pas état non plus des conditions pour lesquelles les équations de régression sont utilisables, ou pas, en fonction de l'impact des DDL additionnels sur les longueurs musculaires. Le développement d'un protocole expérimental qui permettrait de contrôler l'ajout ou la suppression de DDL dans le plan sagittal permettrait de quantifier cet impact. Pour ce faire, le mouvement de squats répétés est un mouvement cyclique approprié car

la position des pieds peut être standardisée et modifiée. La rotation de hanche et l'abduction de hanche peuvent ainsi être modifiées si le participant positionne ses orteils vers l'intérieur ou vers l'extérieur avec un écart des pieds plus ou moins grand.

Au cours d'un mouvement de squats complets, les flexions maximales de hanche ( $115^\circ$ ), de genou ( $125^\circ$ ) (Catelli et al. 2017) et de cheville ( $30^\circ$ ) (Robertson et al. 2008) dépassent les amplitudes de mouvement pour lesquelles les équations de régression sont définies. Ce mouvement est donc adapté pour analyser l'évolution des longueurs calculées par les équations de régression dans leurs conditions limites. La comparaison des longueurs obtenues par les équations de régression avec les longueurs obtenues par OpenSim permettrait de valider l'utilisation des équations de régression pour des amplitudes définies. Dans ce cas, les longueurs obtenues avec OpenSim qui prennent mieux en compte les contournements osseux (PARTIE 3.C) seront considérées comme référence.

Pour finir, au cours de squats répétés, les flexions de hanches, de chevilles et de genoux sont sollicitées de façon synchrone. Les équations de régression sont définies par les auteurs en mobilisant les articulations les unes après les autres. Cependant, l'impact des couplages entre plusieurs articulations mobilisées dans un même temps n'est pas pris en compte. Les muscles mono-articulaires ne sont pas concernés par ces couplages alors que les muscles bi-articulaires pourraient être impactés.

**Les objectifs de cette étude** sont de quantifier la différence entre les longueurs obtenues par OpenSim et les équations de régression tout au long des amplitudes de mouvement, de quantifier l'impact des DDL dans les plans transverse et frontal sur les longueurs musculaires lors de mouvements de squats et de valider ou invalider l'utilisation des équations de régression pour l'analyse des mouvements de squats. Nous supposons que :

- i*) les équations de régression permettent d'analyser les longueurs musculaires sur l'amplitude de mouvement pour lesquelles elles sont définies,
- ii*) des différences de longueurs sont d'autant plus observées lorsque le mouvement n'est pas effectué uniquement dans le plan sagittal,
- iii*) les équations de régression ne sont pas toutes valides pour l'analyse des longueurs des muscles bi-articulaires.

## 2. Matériel et méthodes

Dix-huit participants ont donné leur accord (9 hommes et 9 femmes) pour prendre part à une étude expérimentale (Tableau 22). Aucun participant ne présente de limitations articulaires ou de douleurs musculo-squelettiques des membres inférieurs avant et pendant l'expérimentation. Les participants sont équipés de 87 marqueurs cutanés placés sur la tête (4), le tronc (11), les bras ( $4 \times 2$ ), les avant-bras ( $3 \times 2$ ), les mains ( $3 \times 2$ ), le bassin (8), les cuisses ( $7 \times 2$ ), les jambes ( $7 \times 2$ ) et les pieds ( $8 \times 2$ ). Les coordonnées des marqueurs sont enregistrées à une fréquence de 250 Hz par un système de 16 caméras optoélectroniques (Oqus 735+, Qualisys, Suède). Une acquisition statique est réalisée lorsque le participant est en position anatomique de référence puis il effectue

10 mouvements fonctionnels afin d'estimer les centres articulaires par la méthode développée par Halvorsen (Halvorsen 2003) pour les hanches et la méthode SARA pour les genoux, les coudes et les poignets (Ehrig et al. 2006). Les centres articulaires des chevilles sont définis comme étant le milieu des malléoles médiales et latérales.

**Tableau 22 : Caractéristiques des participants pour l'ETUDE 3 (moyenne (moy) et écart-type (ET)) pour les femmes, les hommes et tous les participants.**

	Femmes	Hommes	Total
	n = 9	n = 9	n = 18
	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]	moy ± ET [min max]
<b>Age (années)</b>	23,2 ± 1,3 [22-25]	25,5 ± 4,6 [21-30]	24,4 ± 3,4 [21-30]
<b>Taille (m)</b>	165,2 ± 3,7 [161-170]	182 ± 10,1 [169-190]	173,6 ± 11,4 [161-190]
<b>Masse (Kg)</b>	59,5 ± 4,4 [55-64]	75 ± 16,7 [60-96]	67,3 ± 14 [55-96]

Le participant réalise ensuite 6 conditions de squats répétés avec 10 répétitions pour chaque condition (Tableau 23). Une première série de 10 squats répétés est réalisée en ½ squat en guise d'échauffement et d'habitué. Cette série n'est pas prise en compte dans notre analyse. L'ordre des conditions de mouvements de squat est aléatoire et équilibré. Certaines consignes sont les mêmes pour toutes les conditions de squats répétés : le participant doit descendre le bassin le plus bas possible, la vitesse d'exécution est libre et les talons peuvent être décollés du sol. Les consignes particulières à chaque condition sont référencées dans le Tableau 23.

**Tableau 23 : Conditions de squats répétés (SR) et abréviations associées : consignes et illustrations.**

Condition		Consignes	Illustration
<i>SR<sub>Libre</sub></i>	SR Libre	Aucune consigne n'est imposée.	/
<i>SR<sub>E1R0</sub></i>	SR Ecart 1 Rotation 0°	L'écartement des pieds correspond à une fois la largeur du bassin. Les axes longitudinaux des pieds sont orientés parallèlement, c'est-à-dire avec 0° de rotation de hanche.	
<i>SR<sub>E1R30</sub></i>	SR Ecart 1 Rotation 30°	L'écartement des pieds correspond à une fois la largeur du bassin. Les axes longitudinaux des pieds sont orientés à 30° vers l'extérieur c'est-à-dire avec 30° de rotation de hanche.	
<i>SR<sub>E1R45</sub></i>	SR Ecart 1 Rotation 45°	L'écartement des pieds correspond à une fois la largeur du bassin. Les axes longitudinaux des pieds sont orientés à 45° vers l'extérieur par rapport c'est-à-dire avec 45° de rotation de hanche.	
<i>SR<sub>E2R0</sub></i>	SR Ecart 2 Rotation 0°	L'écartement des pieds correspond à 2 fois la largeur du bassin. Les axes longitudinaux des pieds sont orientés parallèlement, c'est-à-dire avec 0° de rotation de hanche.	
<i>SR<sub>E2R30</sub></i>	SR Ecart 2 Rotation 30°	L'écartement des pieds correspond à 2 fois la largeur du bassin. Les axes longitudinaux des sont orientés à 30° vers l'extérieur, c'est-à-dire avec 30° de rotation de hanche.	

Le participant effectue 12 tests d'étirements statiques (6 tests pour le côté droit et 6 tests pour le côté gauche) mis en place par un même opérateur avec 3 exécutions (Figure 30). Ces tests sont réalisés dans le but de pouvoir extraire la longueur maximale des muscles ciblés. Les tests  $FH_{max}$  et  $FH_{GEmax}$  sont réalisés pour les *gluteus* et les ischio-jambiers bi-articulaires respectivement. Les tests  $FG_{max}$   $FG_{EHmax}$  sont réalisés pour les vastus et le *RecFem*

respectivement. Les tests  $DF_{max}$  et  $DF_{GEmax}$  sont effectués pour le *soleus* et les *gastrocnemii* respectivement.



**Figure 30 : Tests d'étirements statiques mis en place pour l'ÉTUDE 3.  $FH_{max}$  : Flexion-Hanche-Maximale.  $FG_{max}$  : Flexion-Genou-Maximale.  $EG_{max}$  : Extension-Genou-Maximale.  $DF_{max}$  : Dorsi-Flexion-Maximale.  $FH_{GEmax}$  : Flexion-Hanche-Genou-Extension-Maximale.  $FG_{HEmax}$  : Flexion-Genou-Hanche-Extension-Maximale.  $DF_{HEmax}$  : Dorsi-Flexion-Genou- Extension-Maximale.**

Le modèle musculosquelettique développé dans l'ÉTUDE 1 est utilisé pour obtenir la cinématique articulaire et les longueurs musculaires à la fois au cours des conditions de squats et au cours de tests d'étirements statiques. Le modèle générique est mis à l'échelle pour chacun des participants. Les longueurs musculaires obtenues avec le modèle musculosquelettique sont considérées comme références pour la suite de l'étude. Les longueurs musculaires sont également calculées à partir des équations de régression. Les longueurs adimensionnées obtenues avec les équations de régression sont exprimées en valeurs métriques en fonction des longueurs segmentaires (Tableau 3) pour être comparées avec OpenSim.

Les angles sont simulés pour le modèle générique dans le plan sagittal (en fonction de un DDL pour les muscles mono-articulaires et en fonction de 2 DDL pour les muscles bi-articulaires) avec un incrément de  $1^\circ$  sur l'ensemble de l'amplitude de mouvement. A partir de ces angles simulés, la longueur des muscles du membre inférieur est calculée avec OpenSim d'une part et les équations de régression d'autre part. Les longueurs obtenues en simulation sont tracées en fonction de l'angle ou des angles afin de comparer l'allure des courbes obtenues selon la méthode utilisée. La simulation est effectuée uniquement pour le côté droit. Les valeurs numériques des méthodes OpenSim et des équations de régression dépendent de la manière dont est définie la longueur statique. Une valeur moyenne de la longueur pour chaque méthode permet de déduire l'offset entre les longueurs obtenues avec OpenSim et les équations de régression (différence entre les valeurs moyennes). La RMS est ensuite calculée pour analyser l'écart entre la longueur obtenue par chacune des deux méthodes. Afin de se focaliser uniquement sur les allures des courbes, la RMS est calculée à partir des longueurs exprimées en cm retranchées de la valeur moyenne sur l'amplitude des DDL.

Les cycles des squats répétés sont normalisés en fonction du temps afin de visualiser les résultats d'un même participant ou de plusieurs participants pour plusieurs conditions à la fois. Le début de cycle est identifié lorsque le genou commence à fléchir et la fin du cycle correspond à l'instant lorsque le genou atteint son extension complète. Parmi les 10 cycles des participants, le premier cycle est supprimé ainsi que le dernier cycle. Une moyenne des angles et des longueurs pour les 8 cycles restants est évaluée pour chaque participant et pour chaque condition de squats répétés. Les angles obtenus pour tous les participants sont moyennés en prenant en compte à la fois les angles obtenus pour le côté droit et le côté gauche.

Les longueurs sont exprimées en variation de longueur normalisées par rapport à la longueur maximale d'étirement selon la méthode décrite dans l'ÉTUDE 2.B. Les variations de longueurs sont calculées avec OpenSim pour chaque participant en 3D et en 2D. Précisons que le blocage à 0° des DDL en abduction et en rotation dans le modèle OpenSim ne permet pas d'obtenir la cinématique en 2D car un modèle défini uniquement dans le plan sagittal n'est pas adapté pour trouver des solutions lorsque les abductions et les rotations sont trop importantes. De ce fait, pour la cinématique en 2D, le modèle mis à l'échelle de chaque participant est commandé par les angles obtenus pour les différentes conditions dans le plan sagittal uniquement (rotations et adductions sont nulles) afin d'extraire les longueurs musculaires pour une condition en 2D. Une moyenne des variations de longueurs et de la RMS ( $RMS_{moy}$ ) entre les méthodes 3D versus 2D de tous les participants est calculée afin de quantifier l'effet des DDL d'abduction et de rotation sur les longueurs musculaires. La différence entre deux courbes est considérée comme significative lorsque la  $RMS_{moy}$  est supérieure à 5% de la variation de longueur maximale.

Les variations de longueurs sont également calculées avec les équations de régression. Pour cela, les angles dans le plan sagittal calculés par OpenSim au cours des conditions de squats et des étirements statiques sont utilisés comme données d'entrée. Afin de comparer les variations de longueur entre les équations de régression et les résultats d'OpenSim, un offset est calculé entre la longueur statique obtenue avec OpenSim ( $Lstat_{OpenSim}$ ) et l'équation de régression ( $Lstat_{OpenSim}$ ) :

$$offset = Lstat_{OpenSim} - Lstat_{ER} \quad (8)$$

Les longueurs maximales obtenues avec les équations de régressions ne sont pas exploitables car les amplitudes atteintes sur les tests d'étirements sont trop grandes par rapport aux amplitudes pour lesquelles les équations sont définies. Les variations de longueur pour les équations de régression ( $\Delta L_{ER}$ ) sont donc exprimées en mm en fonction de la longueur obtenue au cours des squats ( $L_{ER}$ ) et de l'offset calculé précédemment :

$$\Delta L_{ER} = L_{ER} + offset \quad (9)$$

La  $RMS_{moy}$  est calculée entre chaque méthode d'obtention des longueurs comme étant la moyenne des RMS de chaque participant pour chaque cycle. Une  $RMS_{moy}$  inférieure à 5% de la variation de longueur maximale est considérée comme acceptable. Une ANOVA à deux facteurs pour la variation de longueur (facteur écartement des appuis et facteur rotation de hanche) est calculée pour chaque muscle. Dès lors qu'une différence entre les groupes est détectée, un test post-hoc Tukey-Kramer est réalisé.

### 3. Résultats et discussion

#### A. Longueurs simulées avec OpenSim et avec les équations de régression

Les longueurs simulées des muscles mono-articulaires en fonction des flexions de hanche, de genou et de cheville sont illustrées dans la Figure 31. Les *VasMed* et *VasLat* ont des patterns similaires au *VasInt* présenté ci-dessous.

Pour le *BicepsFemC* et le *VasInt* la méthode de calcul utilisée par VISSER montre une longueur qui évolue de manière rectiligne avec une longueur surestimée lorsque le genou est en extension (36 cm pour chacun des 2 muscles) par rapport à OpenSim et HAWKINS (respectivement 25 cm et 18 cm pour les 2 méthodes). Dans un deuxième temps, à partir de 50° de flexion de genou, la longueur du *BicepsFemC* calculée avec VISSER se rapproche des valeurs calculées avec OpenSim et HAWKINS (28 cm contre 22 cm et 24 cm). La longueur du *VasInt* présente un offset pour VISSER (16 cm) avec un écart qui décroît légèrement par rapport à OpenSim (18 cm à 0° et 14 cm à 150° de flexion de genou). Les longueurs calculées par HAWKINS ont des patterns différents de ceux d'OpenSim mais sont du même ordre de grandeur. Une discontinuité est visible lorsque le genou est en hyperextension pour le *BicepsFemC* et le *VasInt*. Cela s'explique car les équations de régression sont définies pour une amplitude qui démarre à 0°. En fin de flexion de genou (à partir de 100° environ), les longueurs calculées par HAWKINS et VISSER pour le *BicepsFemC* continuent de décroître alors que la longueur provenant d'OpenSim décrit un plateau. Le chemin musculaire du *BicepsFemC* est modélisé de manière plus complexe pour son insertion distale sur le tibia avec OpenSim. Pour le *VasInt*, à partir de 120° de flexion de genou, la longueur diminue d'après HAWKINS alors qu'elle continue d'augmenter pour OpenSim et VISSER. Pour le *BicepsFemC*, la modélisation de la longueur par VISSER est plus éloignée de la modélisation d'OpenSim alors que la méthode d'HAWKINS est plus adéquate. Les 2 méthodes sont acceptables pour calculer les longueurs du *VasInt* par rapport à OpenSim même s'il faut prendre un compte un offset important pour VISSER (15 cm). On retrouve cette différence pour les autres *vastus*. Cet offset peut s'expliquer par la définition différente des insertions proximales entre les 2 méthodes. En effet, les études de HAWKINS et le modèle d'OpenSim s'appuient les insertions définies par Brand et al (Brand et al. 1982) qui a défini les insertions proximale environ à la moitié du fémur alors que pour VISSER, les insertions la plus proximale est prise en compte. L'amplitude maximale de flexion de genou pour laquelle l'équation de VISSER est définie est de 90°. Nos résultats montrent que l'équation ne peut pas être utilisée pour l'analyse de mouvements à grandes amplitudes de flexion. Au contraire, l'équation de HAWKINS pour ce muscle peut être utilisée pour une amplitude plus grande (jusqu'à 160°) que celle préconisée par l'auteur (120°).

Pour le *soleus*, les longueurs simulées par OpenSim et HAWKINS en fonction de la flexion de cheville montrent des patterns différents : curviligne et rectiligne respectivement avec un écart qui croît (1.9 cm pour 0° de flexion contre 3.5 cm pour 60° de flexion). Malgré un léger offset (2 cm), les longueurs sont acceptables pour HAWKINS en comparaison avec OpenSim (RMS = 0,5 cm). Les longueurs calculées par HAWKINS s'éloignent cependant des longueurs

d'OpenSim lorsque la de flexion de cheville est supérieure au 30° de flexion ce qui est cohérent avec les recommandations de l'auteur (amplitude maximale de 30°).

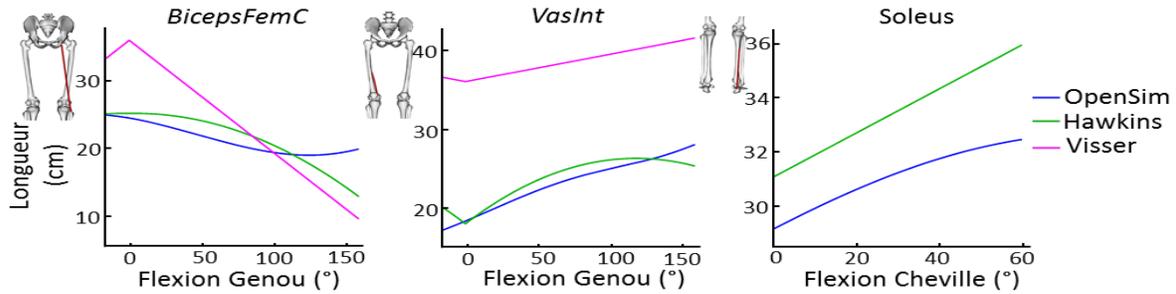


Figure 31 : Longueurs simulées (cm) du *BicepsFemC*, du *VasInt* et du *soleus* en fonction des angles (°) de flexion de genou et de cheville pour les méthodes de calcul selon OpenSim, HAWKINS et VISSER.

Les longueurs simulées pour les muscles bi-articulaires sont illustrées sur la Figure 33. Chaque longueur est exprimée en fonction de la flexion des articulations proximale et distale. Les patterns des longueurs du *SemiMem* et du *BicepsFemL* sont semblables à ceux du *SemiTen* et le comportement musculaire du *GasMed* est semblable à celle du *GasLat*. **Pour le *SemiTen***, nos résultats montrent un offset de 13 cm entre les longueurs calculées par OpenSim et HAWKINS et une RMS de 1,4 cm. La longueur calculée par OpenSim montre une courbure prononcée à fois en fonction de la flexion de hanche et de genou alors que le plateau est rectiligne selon la méthode HAWKINS. **Pour le *RecFem***, la longueur calculée par VISSER est légèrement inférieure à celle d'OpenSim (offset de 3 cm) et HAWKINS (offset de 1,4 cm) bien que les allures de courbes soient proches (RMS = 1,6 cm et RMS = 1,41 cm). Les allures de courbes simulées par les différentes méthodes semblent comparables pour le *RecFem*. **Pour le *GasLat***, les longueurs calculées par Grieve et OpenSim se superposent quasiment (RMS = 0,28 cm) alors que la longueur calculée par HAWKINS présente un offset de 2 cm et une évolution plus rectiligne (RMS = 0,67 cm). Les offsets plus ou moins grands présents pour le calcul des longueurs par HAWKINS et VISSER peuvent être dues aux insertions musculaires qui diffèrent selon les méthodes. Les patterns sont plus rectilignes pour HAWKINS par rapport à GRIEVE et VISSER. Les longueurs calculées par GRIEVE sont proches de celles d'OpenSim.

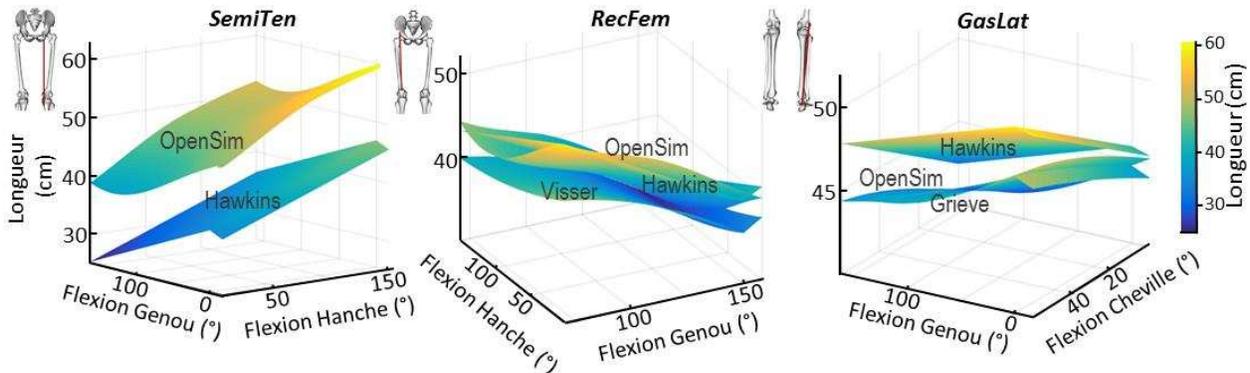


Figure 32 : Longueurs simulées (cm) du *SemiTen*, du *RecFem* et du *GasLat* en fonction des flexions (°) de hanche, de genou et de cheville pour les méthodes de calcul selon OpenSim, HAWKINS, GRIEVE et VISSER.

**B. Cinématique articulaire au cours de squats avec OpenSim**

Pour les données expérimentales, les angles moyens obtenus pour tous les sujets dans le plan sagittal et pour toutes les conditions de squats répétés sont présentés dans la Figure 33. En début de cycle, lorsque le participant est debout, quel que soit le test, les angles sont quasiment équivalents pour les hanches et les genoux. Lorsque le participant est en position basse avec une flexion maximale du membre inférieur (à environ 55% du cycle), les flexions maximales atteintes par les hanches, les genoux et les chevilles sont moins grandes pour  $SR_{E2R0}$  ( $114^\circ$ ,  $133^\circ$  et  $38^\circ$ ) et pour  $SR_{E2R30}$  ( $113^\circ$ ,  $135^\circ$  et  $35^\circ$ ) par rapport aux autres conditions ( $118^\circ$ ,  $139^\circ$  et  $41^\circ$  en moyenne).

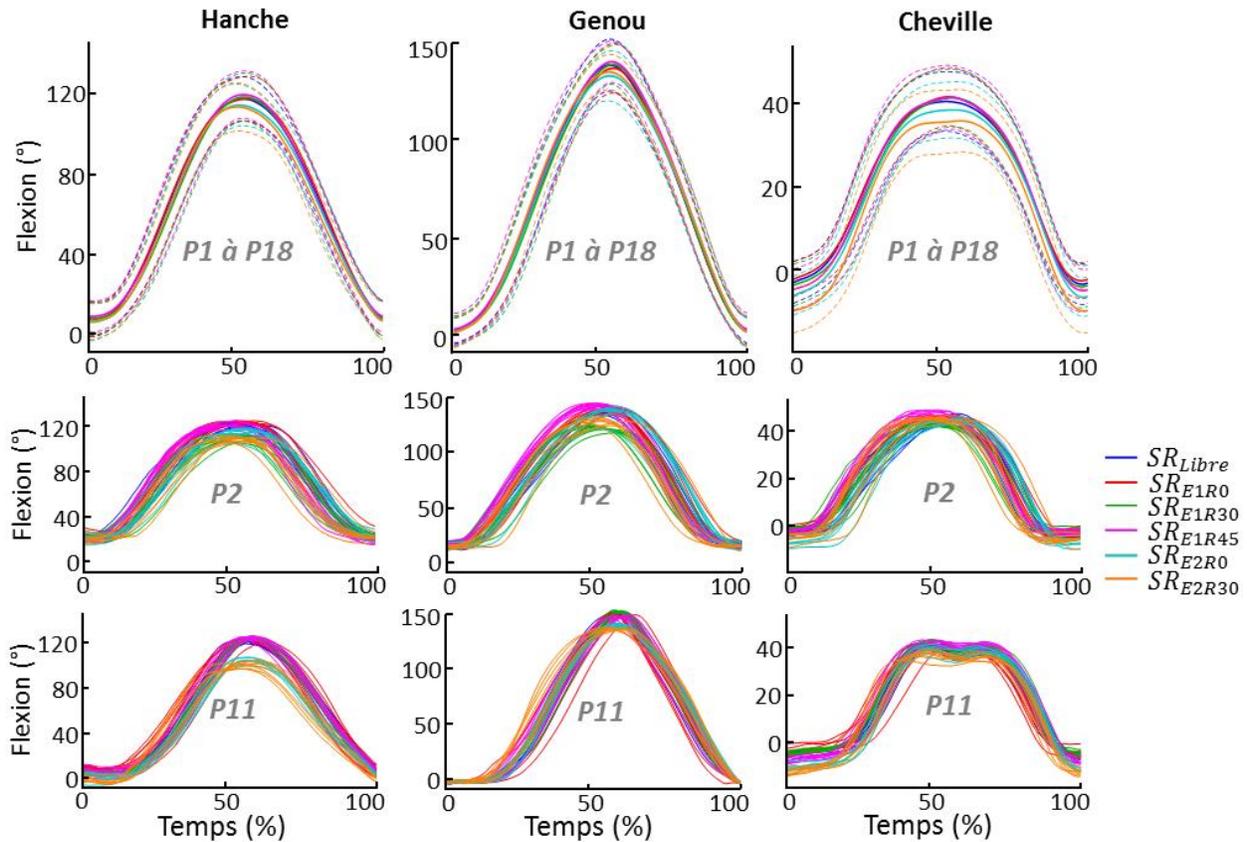


Figure 33 : Flexions ( $^\circ$ ) de hanches, de genoux et de chevilles en fonction du temps (% de cycle) au cours des conditions de squats répétés calculées par OpenSim. En haut : moyenne (traits pleins) et écart-type (traits pointillés) des participants P1 à P18. Au milieu et en bas, les 8 cycles des participants P2 et P11 sont représentés.

Une visualisation du modèle musculosquelettique au début de l'acquisition et en position basse est illustrée sur la Figure 34. L'écart-type pour chacune des conditions est d'autant plus grand lorsque les participants sont en position basse avec  $9^\circ$  et  $8^\circ$  (moyenne de toutes les conditions) en début de cycle et  $19^\circ$  et  $18^\circ$  en position basse pour les hanches et les genoux respectivement. Pour les chevilles, la flexion est plus faible en début de cycle pour  $SR_{E2R0}$  ( $-6^\circ$ ) et d'autant plus faible pour  $SR_{E2R30}$  ( $-10^\circ$ ). Les amplitudes de flexions de hanche et de genou définies par l'équation de régression de VISSER ( $60^\circ$  et  $90^\circ$  respectivement) ne couvrent pas les

flexions observées lors de mouvements de squats. Pour le genou, l'amplitude définie pour l'équation de GRIEVE (150°) couvre les amplitudes des mouvements de squats. Pour la cheville, l'amplitude définie pour l'utilisation de l'équation de régression de HAWKINS (30°) est légèrement inférieure à l'amplitude obtenue sur les mouvements de squats.

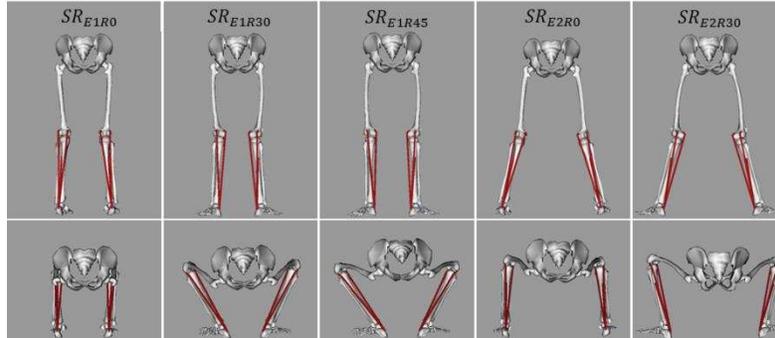


Figure 34 : Visualisation OpenSim pour la participante 14 au début des acquisitions (en haut) et en position basse (en bas) pour les 5 conditions de squats imposés (modèle osseux du membre inférieur et muscles des triceps suraux).

Les angles moyens de tous les sujets pour l'abduction de hanches, les rotations de hanches et de genoux et l'inversion de chevilles obtenus pour chaque condition sont présentés dans la Figure 35. Les écart-types ne sont pas tracés pour une raison de clarté. Les abductions sont quasiment équivalentes lorsque l'écart des pieds correspond à une fois la largeur du bassin ( $-4^\circ$  en moyenne en début de cycle) alors qu'elles sont supérieures lorsque l'écart demandé est plus grand ( $-13^\circ$  en moyenne en début de cycle). La rotation externe de hanche au début du cycle et d'autant plus importante lorsque l'écart est grand et/ou la rotation est grande :  $-17^\circ$  pour  $SR_{E1R0}$ ,  $-11^\circ$  pour  $SR_{E1R30}$ ,  $-27^\circ$  pour  $SR_{E1R45}$ ,  $-34^\circ$  pour  $SR_{E2R0}$  et  $-36^\circ$  pour  $SR_{E2R45}$ .

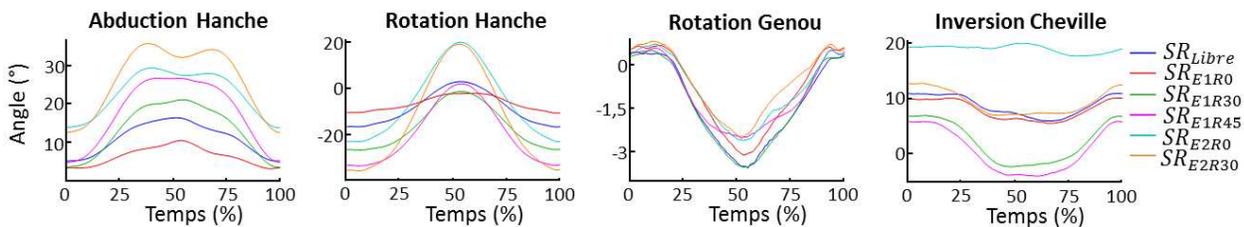


Figure 35 : De gauche à droite : moyenne d'adduction de hanches, rotations de hanches (externe+) et de genoux (interne+) et inversion de chevilles (°) en fonction du temps (% de cycle) au cours des conditions de squat répétés. Moyenne du côté droit et gauche et moyenne de tous les participants.

La rotation externe de hanche ne dépasse pas  $0^\circ$  lorsque le participant est en position basse pour les conditions avec un écartement 1 alors que  $20^\circ$  de rotation interne de hanche sont observées pour les conditions écartement 2. Une légère rotation interne de genou ( $3^\circ$ ) est présente lorsque le participant est en position basse. Pour un écartement 1, l'inversion de cheville en début de cycle est plus faible quand la rotation de hanche est plus importante ( $10^\circ$  pour  $SR_{E1R0}$ ,  $7^\circ$  pour  $SR_{E1R30}$  et  $6^\circ$  pour  $SR_{E1R45}$ ). Les patterns sont identiques avec une diminution de l'inversion et une légère éverson lors de la position basse pour les conditions avec une rotation de hanche. Pour un écartement 2, peu de différence est observée par rapport aux conditions avec un

écartement 1 pour l'angle d'inversion pour  $SR_{E2R30}$  ( $13^\circ$ ). Le pattern de la courbe suit les patterns des conditions avec un écartement 1. Pour  $SR_{E2R0}$ , une inversion importante est observée en début de cycle ( $19^\circ$ ) et angle n'évolue presque pas au cours du cycle. Une étude en simulation est à envisager pour définir des euils acceptables pour lesquels l'utilisation des équations de régression serait acceptable.

### C. Cinématique musculaire au cours de squats avec OpenSim en 3D et en 2D

Les variations de longueurs moyennes obtenues avec OpenSim en 3D et en 2D (angle d'abduction et de rotation bloqués à  $0^\circ$ ) sont présentées dans la Figure 36 pour les extenseurs de hanches (côté droit). Les résultats de variations de longueurs pour le *GlutMax1* et *GlutMax3* sont similaires à ceux du *GlutMax2* présenté en Figure 36. Les résultats pour le *SemiMem* sont similaires à ceux du *SemiTen*. Le *GlutMax2* et le *BicepsFemL* atteignent leurs variations de longueur maximale (100%) lorsque le participant est en position basse alors que le *SemiMem* ne l'atteint pas (50%). La  $RMS_{moy}$  est petite pour le *GlutMax2*, le *BicepsFemL* et le *SemiMem* pour  $SR_{E1R0}$  (4%, 4% et 4% respectivement). **La  $RMS_{moy}$  du *GlutMax2* est plus grande pour  $SR_{E1R30}$  (6%),  $SR_{E1R45}$  (7%),  $SR_{E2R0}$  (14%) et  $SR_{E2R30}$  (15%).** Ces résultats montrent que la prise en compte de tous les DLL est importante pour les *gluteus* en particulier lorsque l'écart entre les pieds est grand puisque la hanche est placée en abduction. **Pour le *BicepsFemL***, les  $RMS_{moy}$  ne sont pas modifiées pour  $SR_{E1R30}$  (4%) et  $SR_{E1R45}$  (4%) et sont légèrement plus importantes pour  $SR_{E2R0}$  (5%),  $SR_{E2R30}$  (6%) en particulier lorsque le participant atteint la position basse. La variation de longueur du *BicepsFemL* est donc sensible à l'écartement des pieds lorsque le participant est en position basse (5% et 9% d'écart pour  $SR_{E2R0}$  et  $SR_{E2R30}$  respectivement) avec une valeur plus grande lors d'une mesure en 3D. Cependant, la variation de longueur du *BicepsFemL* n'est pas sensible à la rotation de hanche. **Pour le *SemiMem***, la  $RMS_{moy}$  est plus grande pour les conditions  $SR_{E1R30}$  (7%),  $SR_{E1R45}$  (9%),  $SR_{E2R0}$  (7%) et  $SR_{E2R30}$  (9%). La modification de la position des pieds par un écartement plus important ou une rotation de hanche plus importante modifie les variations de longueurs pour le *SemiMem* entre les conditions 2D et 3D. Ces résultats montrent que la configuration géométrique du *BicepsFemL* avec son insertion distale sur la portion externe du tibia le rend plus sensible aux rotations de hanche que le *SemiMem* qui s'insère en interne au niveau de la patte d'oie. Ces 2 muscles sont sensibles à un écart de pieds plus important bien que la variation du *BicepsFemL* soit modifiée lorsque le participant est en position basse alors que le *SemiMem* est modifié tout au long du cycle avec un écart plus constant.

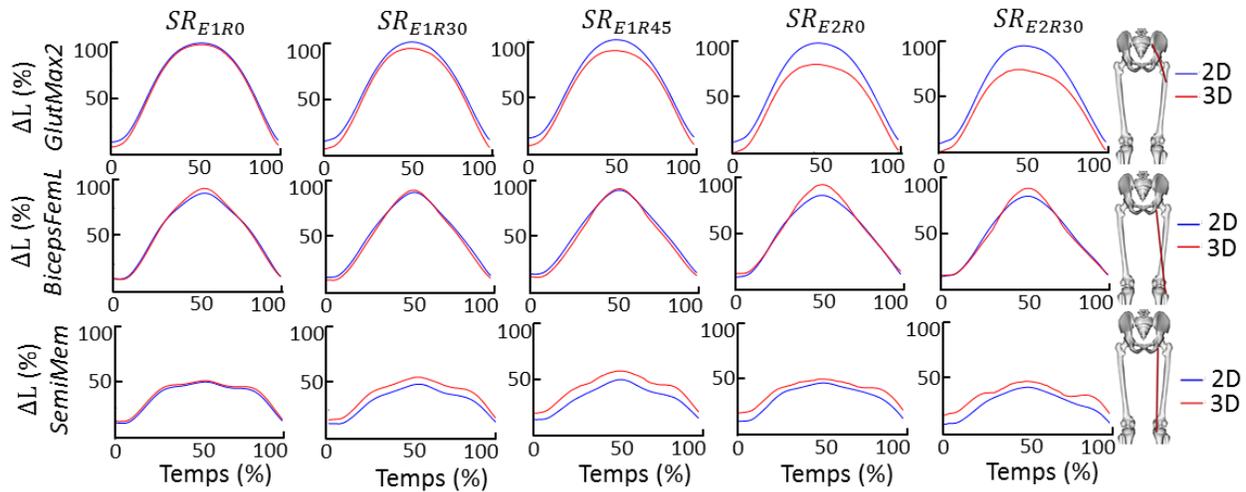
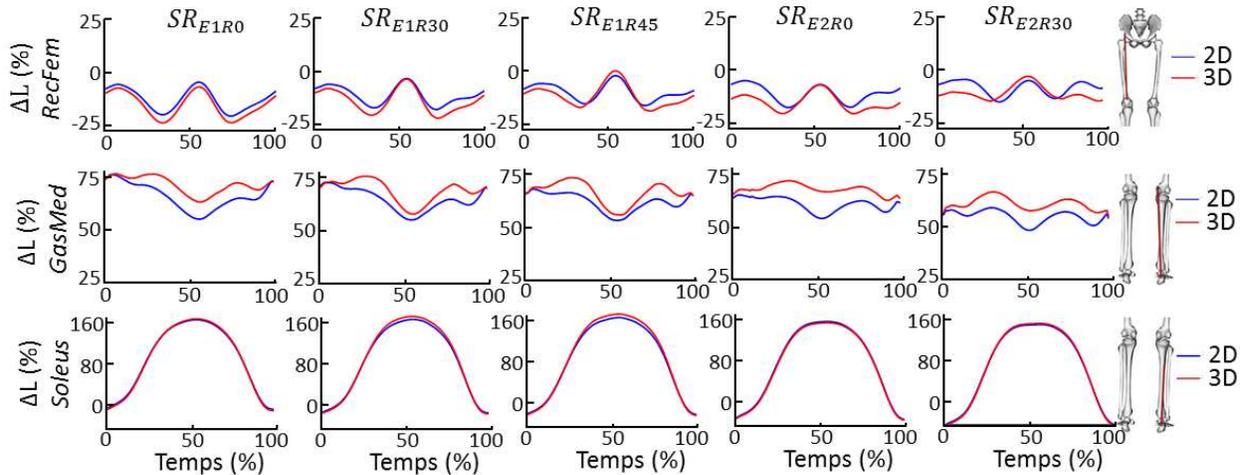


Figure 36 : Variations de longueurs moyennes ( $\Delta L$ ) de tous les participants (% de longueur maximale) du *GlutMax2* (en haut), du *BicepsFemL* (au milieu) et du *SemiMem* (en bas) calculées avec OpenSim en 2D et 3D en fonction du temps (% de cycle) pour les 5 conditions imposées de squats répétés pour le côté droit.

Les variations de longueurs moyennes obtenues avec OpenSim en 3D et en 2D sont présentées dans la Figure 37 pour le *RecFem*, le *GasMed* et le *soleus* (côté droit). Les variations de longueur du *RecFem* varient entre -25% et 0% de la variation de longueur maximale. Cela signifie que la longueur obtenue au cours des squats est inférieure à la longueur obtenue en statique. Ce résultat provient de la flexion de hanche qui varie de  $5^\circ$  à  $120^\circ$  lors des squats (Figure 33). La flexion de genou a donc moins d'impact sur la variation de longueur du *RecFem* que la flexion de hanche. La variation de longueur du *GasMed* évolue entre 50 et 75% de la variation maximale. La variation de longueur du *GasMed* en début de cycle est en moyenne de 74% pour  $SR_{E1R0}$ , 69% pour  $SR_{E1R30}$ , 65% pour  $SR_{E1R45}$ , 63% pour  $SR_{E2R0}$  et 55% pour  $SR_{E2R30}$ . Le *GasMed* est en moyenne allongé lorsque la rotation de hanche et l'écartement des pieds augmente. Cette tendance est retrouvée également pour le *soleus* avec en moyenne un écart au début d'acquisition de 10% ( $SR_{E1R30}$ ), 16% ( $SR_{E1R45}$ ), 25% ( $SR_{E2R0}$ ) et 40% ( $SR_{E2R30}$ ) par rapport à  $SR_{E1R0}$ . Des différences dans l'évolution de ces courbes sont cependant observées entre les participants. La Figure 34 illustre la complexité du calcul de la longueur du *GasMed* et du *soleus* en fonction des interactions entre les DDL. Les variations de longueur du *soleus* atteignent des valeurs supérieures à 100% car les longueurs obtenues en position basse pour les participants sont en moyenne plus grandes (+ 1,1 cm) que les longueurs obtenues sur le test d'étirement statique (32,4 cm contre 31,3 cm respectivement). Aussi, la variation de longueur totale obtenue par la différence entre la longueur maximale  $SR$  et la longueur statique est petite (1.6 cm), ce qui explique ces résultats.

La  $RMS_{moy}$  pour le *RecFem* et le *GasMed* entre les méthodes 2D et 3D sont de 3% et 5% pour  $SR_{E1R0}$ , 4% et 4% pour  $SR_{E1R30}$ , 4% et 5% pour  $SR_{E1R45}$ , 6% et 6% pour  $SR_{E2R0}$  et 6% et 5% pour  $SR_{E2R30}$  respectivement. Les différences entre les courbes augmentent lorsque la rotation de hanche et l'écartement des pieds augmentent. Les variations de longueurs sont significativement impactées par une augmentation de l'écart de pieds pour le *RecFem* et le *GasMed*. Elles sont significativement différentes pour le *GasMed* lorsqu'une rotation de hanche

est ajoutée mais pas pour le *RecFem*. **Pour le *soleus***, la différence entre 2D et 3D est significative pour chaque test (7%). La position du pied en 3D est donc nécessaire pour analyser précisément la variation de longueur du *soleus*. **Les variations de longueurs pour les vastus** ne montrent pas de différences entre les conditions 2D et 3D ( $RMS_{moy} = 0^\circ$ ). Les patterns des muscles bi-articulaires obtenus au cours de cette étude sont en accord avec une récente étude (Sinclair et al. 2017).



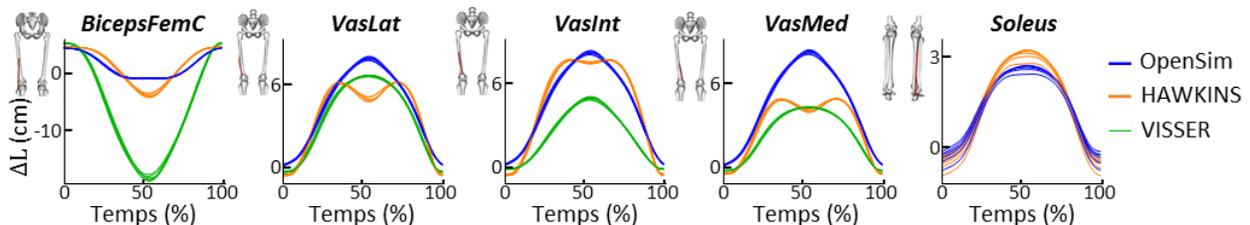
**Figure 37 : Variations de longueurs moyennes ( $\Delta L$ ) de tous les participants (% de longueur maximale) du *RecFem* (en haut) et du *GasMed* (au milieu) et du *soleus* (en bas) calculées avec OpenSim en 2D et 3D pour les 5 conditions imposées de squats répétés en fonction du temps (% de cycle).**

Les résultats suggèrent que les longueurs 2D sont équivalentes aux longueurs 3D quelle que soit la position des pieds pour les vastus. En revanche, pour les autres muscles, la position des pieds a un impact sur les variations longueurs musculaires et une analyse précise nécessite de standardiser la position de pieds (écartement de une fois la largeur du bassin et les pieds parallèles) ou d'utiliser un modèle d'analyse en 3D. Aussi, afin de limiter le biais dû à la différence de longueur entre 2D et 3D avec OpenSim, les longueurs obtenues par les équations de régression sont comparées aux longueurs en 2D obtenues avec OpenSim dans la suite de cette étude.

#### ***D. Cinématique musculaire au cours de squats avec les équations de régression***

Les variations de longueurs pour les muscles mono-articulaires au cours des squats pour les méthodes de calcul d'OpenSim (2D) et les équations de régression sont illustrées dans la Figure 38 pour le côté droit. Les variations de longueur du *BicepsFemC* présentent des patterns proches entre OpenSim et HAWKINS ( $RMS_{moy} = 2$  cm) et des longueurs maximales atteintes proches également (-1 cm et -4 cm respectivement). La variation de longueur selon VISSER est surestimée ( $RMS_{moy} = 7$  cm) avec un écart important entre les valeurs pics lorsque le participant est en position basse (-19 cm pour VISSER). **Pour les vastus**, les patterns des

variations de longueurs son proches entre OpenSim et VISSER ( $RMS_{moy} = 1$  cm pour *VasLat* et  $RMS_{moy} = 2$  cm pour *VasInt* et *VasMed*) avec une variation de longueur pic proche pour le *VasLat* (7 cm) mais plus basse pour le *VasInt* (5 cm) et le *VasMed* (4 cm) par rapport à OpenSim (8 cm). La différence entre les courbes obtenues avec VISSER pour le *VasInt* et le *VasLat* provient du choix des portions musculaires à analyser. En effet, les équations de VISSER proposent des coefficients pour la portion médiale et latérale à la fois pour le *VasMed* et le *VasInt*. Dans cette étude, les coefficients pour la portion distale du *VasLat* est retenue et les coefficients pour la portion médiale du *VasInt* est retenue. Un calcul de la moyenne des résultats obtenus avec les portions médiales et distales est à envisager afin de mieux comprendre les différences que nous obtenons pour les *vastus*. Les variations de longueurs selon HAWKINS sont proches de celles d'OpenSim lorsque la flexion de genou est inférieure à  $100^\circ$ . Au-delà de  $100^\circ$  de flexion de genou, les patterns des variations de longueurs calculées sont différents. **Pour le *soleus***, les variations de longueurs calculées par HAWKINS sont proches des longueurs calculées par OpenSim ( $RMS_{moy} = 0,6$  cm). Les équations de régression pour HAWKINS couvrent selon les auteurs les amplitudes jusqu'à  $120^\circ$  de flexion de hanches et de genoux. Nos résultats montrent qu'au-delà de  $90^\circ$  de flexion de hanche et  $100^\circ$  de flexion de genoux, le calcul des longueurs pour le *BicepsFemC* et les *vastus* s'éloignent de la référence OpenSim. L'étude d'HAWKINS précise que le coefficient de corrélation est faible et autorise une erreur de 10%. Cela peut provenir du fait que dans ce modèle, le mouvement de la patella est simplifié puisque la patella est définie dans le repère du tibia, alors qu'une fonction linéaire de la patella est définie dans le modèle OpenSim en fonction de la flexion de genou. Pour le *soleus*, la méthode d'HAWKINS est définie jusqu'à  $30^\circ$  de flexion de cheville. Nos résultats montrent que la méthode de calcul est efficace pour des angles allant jusqu'à  $40^\circ$ . Les équations de régression selon VISSER montrent des patterns de courbes cohérents avec OpenSim tout au long de l'amplitude de mouvement bien que les valeurs en position basse soient éloignées. Les équations de VISSER peuvent donc être utilisées dans un certain cadre pour l'analyse des variations de longueurs pour les mouvements à grandes amplitudes.



**Figure 38 : Variations de longueur moyennes de tous les participants ( $\Delta L$ ) en cm calculées avec OpenSim, HAWKINS et VISSER pour le *BicepsFemC*, le *VasLat*, le *VasInt*, le *VasMed* et le *soleus* (côté droit) au cours des 6 conditions de squats en fonction du temps (% de cycle).**

**Les variations de longueurs pour les muscles bi-articulaires au cours des squats pour les méthodes de calcul d'OpenSim (2D) et les équations de régression** sont illustrées dans la Figure 39. Pour les ischio-jambiers, les variations de longueurs calculées avec OpenSim décrivent un allongement lorsque le participant est en position basse (+6 cm, +4 cm et +3 cm

pour le *BicepsFemL*, le *SemiTen* et le *SemiMem* respectivement). Selon HAWKINS, le *BicepsFemL* et le *SemiTen* conservent une longueur équivalente ( $\pm 1$  cm) et le *SemiMem* se raccourcit (-3 cm). Les variations de longueurs du *RecFem* calculées avec OpenSim sont peu modifiées au cours du squat ( $\pm 1$  cm) alors que celles calculées par HAWKINS et VISSER montrent un allongement (+4 cm). Les variations de longueurs calculées par GRIEVE sont proches de celles calculées par OpenSim pour les *gastrocnemii* ( $RMS_{moy} = 0,3$  cm) avec peu de variation au cours du cycle de squat ( $\pm 0,5$  cm) alors que les muscles s'allongent selon HAWKINS (+1 cm). Les variations de longueurs des muscles qui dépendent de 2 articulations montrent que les calculs proposés par HAWKINS et VISSER ne permettent pas de gérer les interactions entre les positions des articulations proximale et distale. En revanche, les variations de longueurs calculées par GRIEVE sont proches de celles proposées par OpenSim sur toute l'amplitude de mouvement. Nos résultats montrent que l'utilisation de l'équation de GRIEVE est pertinente dans le cadre d'une analyse en 2D. De futures investigations en couplant ces résultats avec de l'imagerie permettrait de comprendre les comportements des muscles bi-articulaires au cours de mouvements dynamiques (Hauraix et al. 2017).

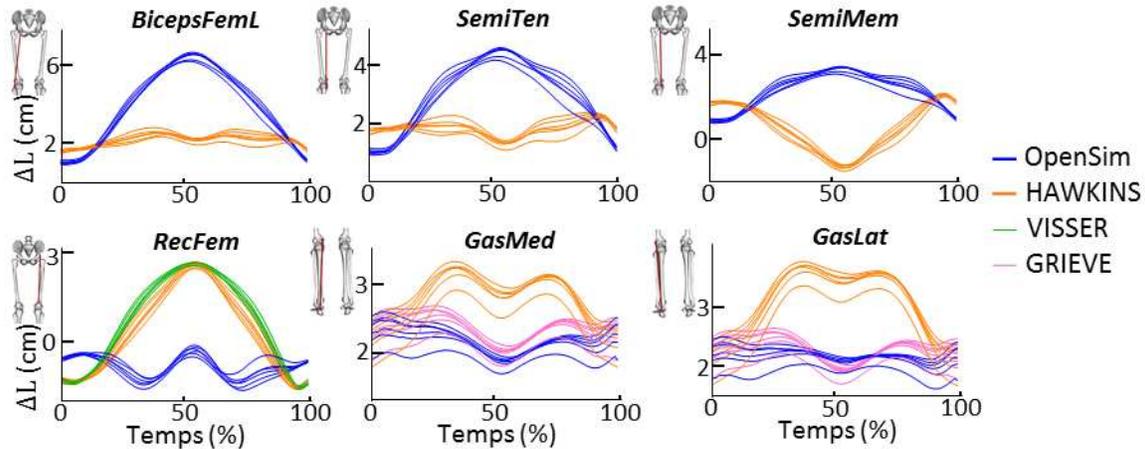
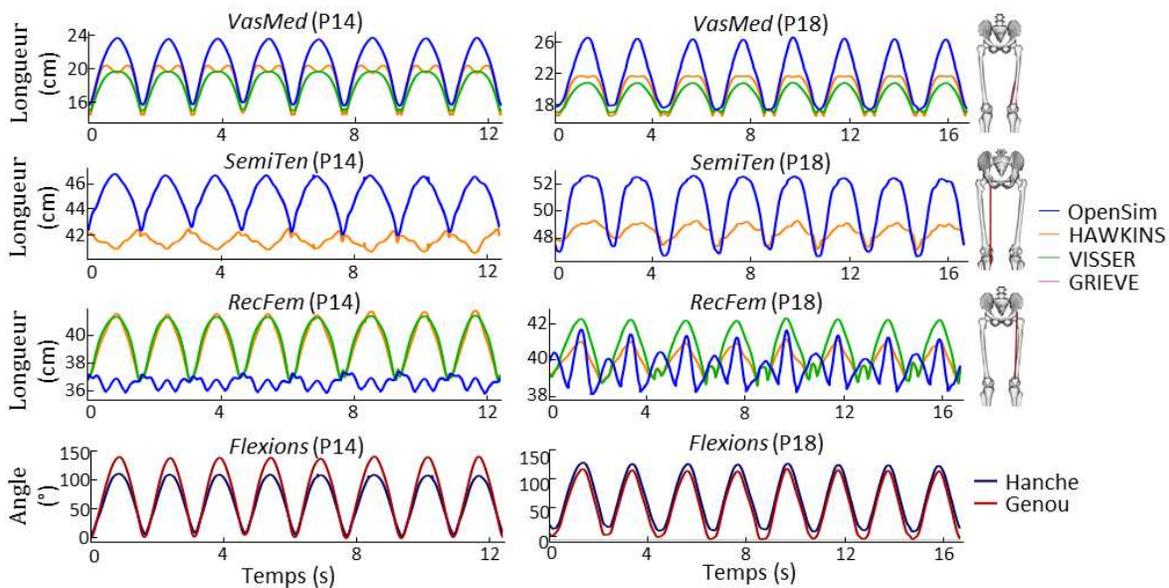


Figure 39 : Variations de longueur moyennes de tous les participants ( $\Delta L$ ) en cm calculées avec OpenSim, HAWKINS et VISSER et GRIEVE pour le *BicepsFemL*, le *SemiTen*, le *SemiMem*, le *RecFem*, le *GasMed* et le *GasLat* (côté droit) en fonction du temps (% de cycle) au cours des 6 conditions de squats.

**Les longueurs pour les muscles bi-articulaires au cours de squats pour les méthodes de calcul d'OpenSim (2D) et les équations de régression** pour les participants P14 et P18 sont illustrées dans la Figure 40 pour  $SR_{Libre}$ . P14 a une flexion de hanche plus petite ( $105^\circ$ ) que P18 ( $110^\circ$ ) et une flexion de genou plus grande ( $140^\circ$  et  $120^\circ$  respectivement). Cette figure confirme les résultats décrits pour la population globale concernant la comparaison des différentes méthodes de calcul et illustrent également les variations interindividuelles. Pour les muscles mono-articulaires tel que le *VasMed*, les allures de courbes entre les 2 participants sont comparables et associables aux allures de courbes des angles sous-jacents (flexion de genou dans le cas du *VasMed*) quelle que soit la méthode utilisée. Cependant, pour les muscles bi-articulaires comme illustré pour le *SemiTen* et le *RecFem*, bien que les allures de courbes de flexions de hanche et de genou soient proches, les patterns sont différents entre les 2 participants pour chacune des méthodes. Pour le *SemiTen* par exemple, alors que pour P18 et P14, OpenSim décrit

un allongement du muscle (+5 cm) lors de la phase descendante, la méthode de VISSER décrit un faible allongement (+2 cm) pour P18 et même un raccourcissement du muscle (-1 cm) pour P14. Ces résultats suggèrent que l'équation proposée par HAWKINS tend à sous-estimer l'impact de la flexion de hanche et à surestimer celui de la flexion de genou lorsque les 2 DDL sont couplés. Pour le *RecFem*, l'anthropométrie de P14 et sa gestuelle impliquent une faible oscillation de la longueur selon OpenSim (amplitude  $\pm 1^\circ$ ) alors que les équations de régression décrivent un allongement de 5 cm. Par conséquent, les équations de régression tendent à sous-estimer l'impact de la flexion de hanche et à surestimer celui de la flexion de genou au cours du mouvement de squats. Ces résultats montrent que la sensibilité du modèle utilisée est primordiale pour l'interprétation des résultats pour les muscles bi-articulaires au cours de mouvements de squats. Dans ce cadre, il faudrait à terme envisager une étude de corrélation intra-classe concernant ces résultats.



**Figure 40 : Flexion (°) de hanche et de genou (en bas) et longueur (cm) calculée avec OpenSim, HAWKINS, VISSER et GRIEVE pour le *VasMed*, le *SemiTen*, et le *RecFem* (de haut en bas) pour la participante P14 (à gauche) et le participant P18 (à droite) en fonction du temps (s) pour le côté gauche pour *SR<sub>Libre</sub>*.**

#### 4. Conclusion

Les exercices de squats sont très répandus dans le milieu sportif comme méthode de renforcement musculaire ; plusieurs études ont cherché à évaluer les modes de contractions musculaires au cours de ce mouvement dans le but de développer des capacités physiques spécifiques (Robertson et al. 2008; Sinclair et al. 2017). Pour cela, l'estimation des longueurs musculaires au cours du mouvement est nécessaire et une analyse fine des variations de longueurs musculaires est primordiale. L'étude que nous proposons ici vise à comparer les longueurs obtenues par OpenSim et les équations de régression, et après avoir quantifier l'impact des DDL dans les plans transverse et frontal sur les longueurs musculaires, à valider ou à invalider l'utilisation des équations de régression pour l'analyse des mouvements de squats.

Les variations de longueurs au cours des flexions de hanche, de genou et de cheville sont calculées à partir des angles simulés pour un modèle générique d'OpenSim et pour les équations de régression (VISSER, HAWKINS et GRIEVE) pour toute l'amplitude de mouvement. Les résultats pour les muscles mono-articulaires montrent qu'un offset est parfois présent entre les différentes méthodes de calcul et que les patterns des longueurs calculées sont légèrement différents selon les méthodes bien qu'ils décrivent les mêmes tendances. Les longueurs estimées lorsque les amplitudes sont au-delà des amplitudes décrites par les auteurs s'éloignent des allures de courbes proposées par OpenSim. Cet effet de bord peut être expliqué par l'absence de gestion des contournements osseux par les équations de régression notamment au niveau de la patella. Pour les muscles bi-articulaires, la simulation des variations de longueurs illustre le manque d'interaction entre les articulations proximales et distales pour la méthode d'HAWKINS. Les méthodes de VISSER et de GRIEVE semblent mieux gérer ces interactions.

Une étude expérimentale est mise en place pour analyser des mouvements de squats répétés en plaçant les pieds dans différentes configurations. Les angles de flexion/extension de hanches, genoux et chevilles montrent que les amplitudes obtenues lors de squats répétés sont supérieures aux amplitudes recommandées pour les équations de régression sauf pour GRIEVE qui couvre la flexion de genou. L'abduction et la rotation de hanche sont différentes entre les conditions lorsque les pieds sont placés différemment. Les longueurs en 2D et en 3D sont calculées avec OpenSim et comparées. Les résultats montrent que les longueurs en 2D sont équivalentes aux longueurs en 3D quelle que soit la position des pieds pour les *vastus* mais pas pour les autres muscles. Ainsi, pour analyser les longueurs musculaires au cours de squats avec les équations de régression, hormis pour les *vastus*, la position des pieds doit être standardisée en positionnant le participant avec un écart de une fois la largeur du bassin et les pieds parallèles.

Les longueurs des muscles mono-articulaires peuvent être analysées par la méthode d'HAWKINS pour le *soleus* et le *BicepsFemC* mais la flexion de genou au cours des squats est trop grande pour utiliser cette méthode. Pour la méthode de VISSER, l'allure des variations de longueurs est correcte mais les valeurs sont sous-estimées (*vastus*) ou surestimées (*BicepsFemC*) lorsque les flexions sont importantes. Les variations de longueurs des muscles bi-articulaires ne sont pas en adéquation avec les longueurs calculées par OpenSim pour HAWKINS et VISSER. Cependant, le calcul des variations de longueur pour les *gastrocnemii* selon GRIEVE sont en adéquation avec les résultats d'OpenSim.

---

**Dans cette étude 3,** la nécessité de l'utilisation d'un modèle musculo-squelettique a été démontrée pour l'analyse des variations de longueurs musculaires pour des mouvements en 3D et à grandes amplitudes par rapport à des méthodes de calcul en 2D.

**Problématique soulevée**

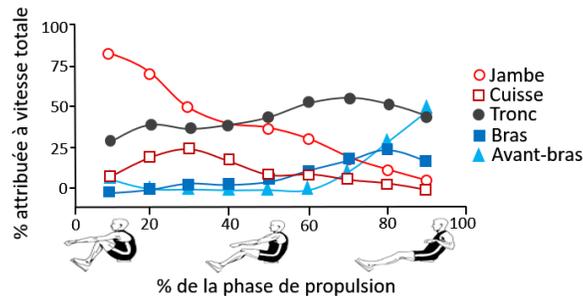
Quels sont les apports d'une analyse des longueurs musculaires dans le cadre d'une étude sur les mouvements cycliques ?

---

## ÉTUDE 4 : EXEMPLE DE MISE EN APPLICATION POUR L'AVIRON

### 1. Introduction

Précédemment, nous avons vu que le mouvement d'aviron peut être séquencé en deux phases (PARTIE 1.B) : la phase de propulsion et la phase de retour (Figure 2). La puissance appliquée à la dame de nage doit être la plus élevée possible et elle augmente avec la cadence (Kleshnev 2011). La force appliquée doit être orientée le plus possible suivant l'axe antéro-postérieur afin de permettre le mouvement du bateau le long de l'axe horizontal. La contribution des vitesses angulaires des segments pour générer la vitesse linéaire totale à la poignée est présentée dans la Figure 41 (Lamb 1989). La synchronisation des rameurs novices est différente dans la séquence des articulations utilisées (délai entre le pic de vitesse angulaire du tronc et le pic de vitesse angulaire du genou) et a des conséquences négatives sur la vitesse linéaire à la poignée (Nelson & Widule 1983). La coordination entre les différents segments est donc un facteur de performance en aviron.



**Figure 41 : Comparaison des contributions des vitesses segmentaires sur ergomètre par rapport à la vitesse totale de la poignée au cours de la phase de propulsion (Lamb 1989).**

L'intensité du signal EMG des vastus est identifiée comme un facteur de performance (Vinther et al. 2012). Les facteurs de performances biomécaniques (*e.g.*, dynamique, cinématique, signaux EMG) ne sont cependant pas toujours des marqueurs qui caractérisent aisément les différences entre le niveau des rameurs, ou les différences entre les cadences de course. L'analyse de la cinématique articulaire montre des différences entre la pratique sur ergomètre ou sur bateau (Lamb 1989; Wilson et al. 2013), des différences entre les cadences (McGregor et al. 2004) et des différences entre les niveaux de pratique (Nelson & Widule 1983). Cependant, le travail de la force à la poignée sur ergomètre n'évolue pas lorsque la cadence augmente (Held et al. 2019). L'activité EMG ne montre parfois pas de différence entre le type d'ergomètre utilisé (Nowicky et al. 2005), les cadences (Rodriguez et al. 1990) ou les niveaux de

pratiques (Turpin et al. 2011). Une analyse isolée des signaux EMG ne permet pas de comprendre finement le rôle des muscles pour les différentes conditions de pratique. La cinématique musculaire sous-jacente pourrait apporter des indications complémentaires sur le fonctionnement musculaire. Ainsi, un modèle musculo-squelettique pourrait s'imposer comme un nouvel outil pour caractériser la performance en fonction du niveau de pratique, ou en fonction de la cadence.

De plus, la revue de littérature (PARTIE 1.C) a mis en évidence que le geste d'aviron implique des amplitudes articulaires proches des amplitudes articulaires maximales statiques dans le plan sagittal (Tableau 7). La répétition de sollicitations importantes est un des facteurs de blessures chez les rameurs (Thornton et al. 2017). Les rameurs sont notamment exposés aux lombalgies, au développement de pathologies articulaires au niveau des genoux et des poignets. Les lombalgies sont le type de blessures le plus fréquent chez les rameurs élités (Stallard 1980; Hagerman 1984; Hickey et al. 1997; Teitz et al. 2002) avec une augmentation de leur prévalence au cours de ces 20 dernières années (Teitz et al. 2002). Dans la littérature, plusieurs auteurs une identifient une occurrence plus grande chez les jeunes et les femmes. (Stallard 1980; Hagerman 1984) avec un risque plus important lorsque le moment d'abduction est grand (Fairclough et al. 2006) au niveau des hanches. Aucune corrélation n'a été trouvée entre l'extensibilité en statique des muscles lombaires et des ischio-jambiers et le risque de lombalgie (Stutchfield & Coleman 2006) mais aucune étude ne vérifie que les flexions obtenues en statique sont effectivement atteintes au cours du cycle d'aviron. Un autre indicateur de risque de blessure est l'asymétrie induite par l'activité entre le côté droit et le côté gauche (Buckeridge et al. 2012; Fohanno et al. 2015). La comparaison des amplitudes articulaires maximales en statique dans le plan sagittal avec les amplitudes obtenues au cours du cycle d'aviron et l'étude des asymétries sont donc des enjeux majeurs pour mieux comprendre la cause de certaines blessures notamment au niveau des lombaires et des genoux.

Les rameurs complètent leur entraînement sur bateau par des entraînements effectués sur ergomètre d'aviron et des exercices de musculation (Gee et al. 2011). Deux types d'ergomètre d'aviron existent : l'ergomètre fixe pour lequel les cale-pieds et les pieds de l'ergomètre ne se déplacent pas et l'ergomètre mobile pour lequel les cale-pieds ou les pieds de l'ergomètre sont mobiles au cours du cycle d'aviron (Figure 42). Les forces appliquées par le rameur sur ergomètre fixe sont plus grandes que les forces appliquées sur ergomètre mobile au niveau de la poignée et des cale-pieds (Colloud et al. 2006). L'inclinaison du bassin à l'attaque est plus grande sur ergomètre fixe par rapport à l'ergomètre mobile bien que la flexion lombaire soit identique (Steer et al. 2006).



**Figure 42 : Photos de différents types d'ergomètre. A gauche : ergomètre fixe, les cale-pieds sont fixés et ne se déplacent pas au cours du cycle d'aviron. Au milieu : ergomètre mobile, les cale-pieds se déplacent le long du rail. A droite : ergomètre mobile : les pieds de l'ergomètre se déplacent (Hume 2017).**

Les entraînements de musculation la plupart du temps intégrés dans des circuits training proposent des exercices orientés vers les problématiques de compétition à la fois sur le développement de la force-endurance, mais aussi sur le respect de la gestuelle mise en place et le développement des capacités cardio-pulmonaires. Les principaux groupes musculaires sont ainsi isolés pour être développés afin de provoquer les adaptations musculaires nécessaires en un minimum de temps avec de nombreuses répétitions parfois à cadence de course pendant plusieurs minutes (Gee et al. 2011). Les différents exercices n'ont alors pas pour vocation de provoquer les adaptations d'un groupe musculaire selon un mode de contraction spécifique ciblé. Les modes de contraction observés en aviron ont été décrits par Janshen et al. (Janshen et al. 2009) en couplant une analyse EMG avec des données de cinématiques articulaires pour les muscles mono-articulaires mais les modes de contractions des muscles bi-articulaires n'ont à ce jour pas été clairement établis. Cela pose question quant au rôle de ces muscles dans la performance en aviron. La quasi-totalité des exercices utilisés dans les circuits training sont à dominante concentrique avec un raccourcissement des muscles ciblés au cours de la tâche.

La répétition de squats sautés est le seul exercice actuellement couramment utilisé qui permet d'axer les adaptations musculaires pour le membre inférieur sur un mode de contraction excentrique lors de la réception du saut. Après une répétition de contractions excentriques, les propriétés musculaires sont modifiées (Proske & Allen 2005) avec des effets visibles dès les premières contractions (Gregory et al. 2003) même si l'exercice est de faible intensité. Lorsqu'un muscle se contracte de manière excentrique avec un étirement important comme c'est le cas à la fin de la phase de retour, le risque de blessures pourrait être augmenté (LaStayo et al. 2003; Roig Pull & Ranson 2007) bien qu'à l'heure actuelle, cette hypothèse n'est pas démontrée. Aussi, un entraînement intensif en mode excentrique peut provoquer des dommages sur des muscles qui ne sont pas accoutumés à ce type d'exercices alors que ces dommages ne sont pas détectés si l'augmentation de l'intensité et de la durée de l'entraînement est progressive (Nishikawa et al. 2018). L'analyse des modes de contraction au cours du cycle d'aviron et notamment l'identification des phases de contractions excentriques est un enjeu majeur qui permettrait d'apporter une critique sur les exercices de musculation mis en place en aviron.

**Les objectifs de cette étude** sont de comprendre les coordinations musculo-squelettiques sur différentes conditions d'ergomètre pour différentes catégories de rameurs, à différentes cadences, de vérifier que la musculation traditionnelle mise en place par les rameurs est en accord avec les sollicitations musculaires en aviron et d'identifier des stratégies différentes entre les rameurs malgré une tâche cinématique fortement contrainte. Les hypothèses sont que :

*i)* les forces externes appliquées par le rameur sur l'ergomètre, les angles articulaires et les variations de longueurs musculaires sont dépendants de la catégorie du rameur, de la cadence et du type d'ergomètre utilisé,

*ii)* les DDL pour certaines articulations et les variations de longueur et certains muscles sont proches des valeurs maximales obtenues au cours de tests d'étirements statiques,

*iii)* l'analyse couplée des variations de longueur et des signaux EMG met en évidence les modes de contraction musculaires au cours des différentes phases du cycle d'aviron,

*iv)* le rôle des muscles mono-articulaires et bi-articulaires est différent.

In fine, il s'agit d'une contribution importante à la caractérisation de la fonction musculaire au cours de mouvements complexes impliquant la coordination de plusieurs segments. Le rôle des muscles bi-articulaires dans la génération du mouvement va être caractérisé au regard de ces nouveaux outils. Bien que le mouvement soit cinématiquement contraint, nous anticipons une forte variabilité inter-rameur de la cinématique de ces muscles.

## 2. Méthodes

Une expérimentation a été mise en place à l'INSEP (Paris) au cours de laquelle 28 rameurs de niveau national ont donné leur accord pour participer. Les rameurs de niveau national sont partagés en 3 groupes : un groupe de femmes sénior (SF ; n = 11), un groupe d'hommes sénior (SH ; n = 6) et un groupe d'hommes junior (JH ; n = 11). Ils ont réalisé une performance maximale sur 2000m sur ergomètre Concept2 (Morrisville, VT, USA) au cours des 3 derniers mois précédant l'étude. Les caractéristiques de chacun de ces groupes sont présentées dans le Tableau 24. Aucun participant ne présente de limitations articulaires ou de douleurs musculo-squelettiques aux membres inférieurs avant et pendant l'expérimentation. Un des participants du groupe SH a subi une opération du dos avec une fusion des vertèbres L5 et S1 supprimant ainsi 3 DDL au niveau des articulations lombaires.

**Tableau 24 : Caractéristiques des participants pour l'ÉTUDE 4 (moyenne (moy) et écart-type (ET)) pour les femmes, les hommes et tous les participants.**

	Sénior Femmes	Sénior Hommes	Juniors Hommes	Total
	n = 11	n = 6	n = 11	n = 28
	moy ± ET [min max]			
<b>Age (années)</b>	26 ± 6 [17 48]	36 ± 7 [22 45]	17 ± 0 [16 17]	24 ± 8 [16 48]
<b>Taille (m)</b>	174 ± 4 [169 181]	184 ± 6 [179 195]	179 ± 5 [163 189]	178 ± 5 [163 195]
<b>Masse (kg)</b>	71 ± 6 [65-80]	79 ± 6 [69-91]	71 ± 5 [59 84]	73 ± 6 [59 91]
<b>Perf 2000 m (min)</b>	7,6 ± 0,3 [7,2 8,1]	6,6 ± 0,2 [6,3 7,2]	7,1 ± 0,2 [6,8 7,9]	7,2 ± 0,4 [6,3 8,1]
<b>Séances/semaine</b>	6 ± 1 [4 8]	6 ± 2 [3 8]	6 ± 1 [4 7]	6 ± 1 [3 8]

Les participants sont équipés de 81 marqueurs cutanés placés sur la tête (4), le tronc (11), les bras (4×2), les avant-bras (3×2), les mains (3×2), le bassin (8), les cuisses (6×2), les jambes (6×2), les pieds (5×2) et les orteils (2×2). Les coordonnées des marqueurs sont enregistrées à une fréquence de 300 Hz par un système de 16 caméras optoélectroniques (Oqus 735+, Qualisys Suède). Une acquisition statique est réalisée lorsque le participant est en position anatomique de référence puis il effectue 10 mouvements fonctionnels afin d'estimer les centres articulaires par la méthode développée par Halvorsen pour les hanches et la méthode SARA pour les genoux, les coudes et les poignets (Halvorsen 2003). Les centres articulaires des chevilles sont définis comme le milieu des malléoles médiales et latérales. Le participant est équipé de 10 électrodes EMG (DELSYS, USA) placées sur les muscles du membre inférieur (*BicepsFemL*, *RecFem*, *VasMed*, *GasLat*) et les érecteurs spinaux (*ErecSpin*) (Figure 43). Des contractions maximales volontaires sont effectuées pour chacun des groupes musculaires équipés avec des électrodes EMG. Le participant réalise ensuite une série de squats répétés et un échauffement de quelques minutes sur ergomètre afin de terminer son échauffement et de s'appropriier le matériel.

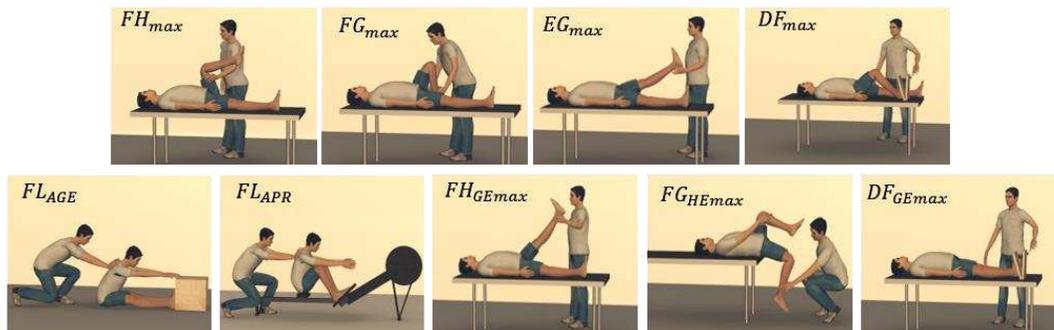

**Figure 43 : Photo du placement des marqueurs et des électrodes EMG au cours de l'expérimentation pour une rameuse. Les carrées bleus illustrent l'emplacement des électrodes EMG placées sous les bandages.**

Le participant rame 45 secondes sur ergomètre d'aviron (RowPerfect, The Netherlands) pour 6 conditions différentes. Trois conditions de cadences différentes sont réalisées (20 coups par minutes (cpm), 32 cpm et cadence maximale) sur cet ergomètre en configuration cale-pieds fixes (notées  $EF_{20}$ ,  $EF_{32}$  et  $EF_{max}$ ) et ces 3 mêmes conditions de cadences sont réalisées sur cet ergomètre en configuration cale-pieds mobiles (notées  $EM_{20}$ ,  $EM_{32}$  et  $EM_{max}$ ). Un minuteur

sonore donne les cadences de 20 cpm et de 32 cpm à respecter. Pour ces 2 conditions, 10 cycles en milieu de l'acquisition sont retenus pour être traités. Pour la condition maximale, les 10 premiers cycles sont retenus pour la suite de l'étude. Le rameur est libre de choisir la posture pour le départ à cadence maximale qui lui convient le mieux.

L'ergomètre est équipé de capteurs de force pour mesurer les actions de contact avec le rameur. Il s'agit de 3 cellules de charge placée à la coulisse (Sensortec S3E, valeur nominale 1000 N, surcharge admissible 500 N, linéarité 0,25%, hystérésis 0,2%), un capteur à jauges de contrainte (Interface SM 100N, valeur nominale 1000 N, surcharge admissible 500 N, linéarité 0,03%, hystérésis 0,02%) à la poignée et 2 capteurs à jauges de contrainte spécifiquement développés (valeur nominale 1500 N, surcharge admissible 750 N, linéarité 0,15%, hystérésis 0,02%) à chaque cale-pied, afin de mesurer les forces antéro-postérieures et verticale pour le cale-pied droit et le cale-pied gauche. Cette instrumentation est complètement décrite dans la thèse de Colloud (Colloud 2003). Les signaux des capteurs EMG et des capteurs de force ont été synchronisés avec le système d'analyse du mouvement et enregistrés à une fréquence de 2100 Hertz grâce à la carte analogique/digitale du système Qualisys.

Le participant effectue ensuite 9 tests d'étirements statiques guidés par un même opérateur afin d'obtenir les longueurs maximales des muscles des lombaires et du membre inférieur (Figure 44). Chaque test est réalisé à 3 répétitions hormis pour les étirements des triceps suraux (un seul essai).



**Figure 44 : Tests d'étirements statiques mis en place pour l'ÉTUDE 4.  $FH_{max}$  : Flexion-Hanche-Maximale.  $FG_{max}$  : Flexion-Genou-Maximale.  $EG_{max}$  : Extension-Genou-Maximale.  $DF_{max}$  : Dorsi-Flexion-Maximale.  $FL_{AGE}$  : Flexion-Lombaire-Assis-Genou-Extension.  $FL_{APR}$  : Flexion-Lombaire-Assis-Posture-Rameur.  $FH_{GEmax}$  : Flexion--Hanche-Genou-Extension-Maximale.  $FG_{HEmax}$  : Flexion-Genou-Hanche-Extension-Maximale.  $DF_{GEmax}$  : Dorsi-Flexion-Genou-Extension-Maximale.**

Chaque capteur de force associé à l'ergomètre a été calibré afin de convertir les signaux électriques en Newton (N). La défaillance d'un pont de jauge pendant l'expérimentation n'a pas permis d'obtenir des données traitables pour les forces verticales du cale-pied gauche. Nous ne présenterons donc dans nos résultats que les composantes de forces antéro-postérieures.

Le modèle musculosquelettique développé dans l'ÉTUDE 1 est utilisé pour obtenir la cinématique articulaire et les longueurs musculaires sur ergomètre et au cours de tests d'étirements statiques. Le modèle générique est mis à l'échelle pour chacun des rameurs. Les 10 cycles d'aviron retenus sont normalisés en fonction du temps afin de visualiser les résultats d'un même participant ou de plusieurs participants pour plusieurs conditions sur une même figure. Les cycles sont identifiés grâce au déplacement antéro-postérieur d'un marqueur placé sur la poignée

de l'ergomètre pour la condition fixe et mobile. Les angles et les longueurs musculaires sont calculés avec OpenSim (Delp et al. 2007).

Les forces, les angles (sauf pour les lombaires) et les longueurs musculaires pour le côté droit et gauche sont moyennés à chaque instant pour chacun des participants. La moyenne des angles et des longueurs pour les 10 cycles au milieu de l'acquisition est calculée pour chaque participant et pour chaque condition d'ergomètre. Les longueurs sont exprimées en variations de longueur normalisées par rapport à la longueur maximale d'étirement selon la méthode décrite dans l'ÉTUDE 2.

Le signal EMG maximal est obtenu grâce aux acquisitions de contraction maximale volontaire comme décrit dans l'ÉTUDE 2. Les signaux EMG au cours des conditions sur ergomètre sont ensuite normalisés en fonction de la valeur maximale et exprimés en pourcentage. Les acquisitions pour lesquelles les signaux EMG ont bougé au cours des conditions d'ergomètre qui présentent des signaux saturés sont supprimées. Le signal est ensuite exprimé en valeur absolue et les pics maximaux sont extraits afin d'obtenir l'enveloppe du signal EMG. Une moyenne glissante est effectuée pour obtenir le signal électrique sous la forme de 100 histogrammes par cycle d'aviron.

La valeur pic des forces ( $Pic_F$ ), des angles ( $Pic_{angle}$ ), des variations de longueurs ( $Pic_{\Delta L}$ ) et des signaux EMG ( $Pic_{EMG}$ ) sont extraites. Les asymétries sont également calculées à partir des données brutes à chaque instant par la RMS entre la valeur du côté droit et celle du côté gauche pour les forces à la coulisse et antéro-postérieures ( $Asym_F$ ), les angles ( $Asym_{angle}$ ) et les variations de longueurs ( $Asym_{\Delta L}$ ).

Pour chacune de ces 7 grandeurs ( $Pic_F$ ,  $Pic_{angle}$ ,  $Pic_{\Delta L}$ ,  $Pic_{EMG}$ ,  $Asym_F$ ,  $Asym_{angle}$  et  $Asym_{\Delta L}$ ), une ANOVA est effectuée (post-hoc Tukey-Kramer, seuil de tolérance 0,05) pour les facteurs catégorie (sénior femme, sénior homme et junior hommes), cadence (20, 32 et max) et type d'ergomètre (fixe et mobile). Le  $Pic_{angle}$  obtenu sur ergomètre est également comparé à l'angle maximal obtenu sur les tests d'étirements statiques avec une ANOVA (post-hoc Tukey-Kramer, seuil de tolérance 0,05) pour le facteur condition (ergomètre ou test d'étirement) et le facteur catégorie (SF, SH ou JH). Lorsqu'un facteur a un effet sur la grandeur analysée, les moyennes entre les différents groupes de ce facteur sont effectuées et comparées. Ainsi, lorsque la grandeur est sensible au facteur « catégorie », les moyennes sont calculées puis comparées pour les groupes « SF », « SH » et « JH » en prenant en compte les résultats sur les 2 types d'ergomètre et les 3 cadences. De même, lorsque la grandeur est sensible au facteur « cadence », les moyennes sont calculées puis comparées pour les groupes « 20 cpm », « 32 cpm » et « maximale » en prenant en compte les résultats sur les 2 types d'ergomètre de toutes les catégories de rameurs. Enfin, lorsque la grandeur est sensible au facteur « type d'ergomètre », les moyennes sont calculées puis comparées pour les groupes « fixe » et « mobile » en prenant en compte les résultats des toutes les catégories et de toutes les cadences.

Les courbes moyennes (moyenne du côté droit et gauche) en fonction du temps (% du cycle d'aviron) pour les forces, les angles, les variations de longueurs et les signaux EMG sont également calculées pour les différentes catégories, les différentes cadences et les différentes conditions d'ergomètre. Les allures de courbes moyennes sont analysées pour souligner des

tendances entre les différentes conditions. Dans un second temps, les courbes individuelles de certains rameurs sont présentées pour un seul côté afin d'illustrer d'éventuelles spécificités. A chaque fois, les résultats seront donnés pour une sénior femme, un sénior homme et un junior homme qui obtiennent des résultats caractéristiques qui pourront être retrouvés pour d'autres individus.

### 3. Résultats et discussion

#### A. Forces sur ergomètre d'aviron

La force enregistrée à la poignée et les forces antéro-postérieures (moyennes de tous les participants en fonction de leur catégorie) sont présentées dans la Figure 45. **Les résultats de l'ANOVA du  $Pic_F$**  montrent un effet de la catégorie pour les forces à la poignée et aux cale-pieds ( $p < 0,05$ ) ainsi qu'un effet de la cadence et de l'ergomètre à la poignée mais pas d'interaction entre les facteurs. Les SF appliquent une force à la poignée plus petite ( $725 \pm 68$  N) que les JH ( $890 \pm 74$  N) et que les SH ( $950 \pm 88$  N). La force pic à la poignée pour les SH est significativement plus grande que les JH (+60 N). Ces résultats sont cohérents avec la littérature (Černe et al. 2013). La force antéro-postérieure pic aux cale-pieds est également plus petite pour les SF ( $1900 \pm 127$  N) par rapport aux SH ( $2130 \pm 169$  N) et aux JH ( $2070 \pm 212$  N) corroborant les résultats reportés par Vinther (Vinther et al. 2012). Cependant, aucune différence significative n'est trouvée entre les JH et les SH ( $p = 0,2$ ). Ce résultat suggère que bien que les pics de forces antéro-postérieures appliquées aux cale-pieds soient équivalents entre les SH et les JH, les pics de force à la poignée est moins importante pour les juniors. La cinématique mise en place par les juniors semble donc moins efficiente que celle des séniors. Une analyse de l'impulsion pourrait à terme compléter ces premiers résultats. La force à la poignée est plus petite lorsque la cadence est de 20 cpm ( $790 \pm 120$  N) par rapport à une cadence de 32 cpm ( $840 \pm 122$  N) et à une cadence maximale ( $880 \pm 127$  N). Aucune différence significative n'est trouvée entre la cadence de 32 cpm et la cadence maximale ( $p = 0,07$ ) bien que la valeur de  $p$  soit petite. La force exercée à la poignée est plus grande sur ergomètre fixe ( $860 \pm 124$  N) par rapport à un ergomètre mobile ( $815 \pm 121$  N) comme cela était le cas dans des études précédentes (Colloud et al. 2006; Greene et al. 2009; Greene et al. 2013). Nos résultats montrent également que les pics de forces antéro-postérieures aux cale-pieds ne sont pas significativement différents entre les 2 types d'ergomètre ( $p = 0,6$ ).

**Les résultats de l'ANOVA pour les  $Asym_F$**  montrent un effet de la catégorie ( $p < 0,05$ ) pour la force à la coulisse et la force antéro-postérieure et un effet de la cadence et du type d'ergomètre pour la force antéro-postérieure mais pas d'interaction entre les facteurs. Les résultats du test post-hoc montrent que l' $Asym_F$  à la coulisse est plus grande pour les SH ( $100 \pm 46$  N) par rapport aux JH ( $70 \pm 30$  N) et aucune différence n'est trouvée avec le groupe de SF ( $90 \pm 55$  N). L' $Asym_F$  antéro-postérieure des SH est également plus grande ( $100 \pm 33$  N) que celle des JH ( $80 \pm 24$  N) et que des SF ( $75 \pm 24$  N). Elle est plus grande à une cadence maximale ( $97 \pm 30$  N) par rapport à une cadence de 20 cpm ( $69 \pm 24$  N) et de 32 cpm ( $83 \pm 28$  N). Elle est

plus grande également à une cadence de 32 cpm par rapport à une cadence 20 (+14 N) et plus grande sur ergomètre fixe ( $90 \pm 28$  N) par rapport à la condition d'ergomètre mobile ( $75 \pm 26$  N). Dans la littérature, les asymétries calculées par un index d'asymétrie ne montre pas de différences entre les cadences ou le type d'ergomètre (Buckeridge et al. 2014; Fohanno et al. 2015).

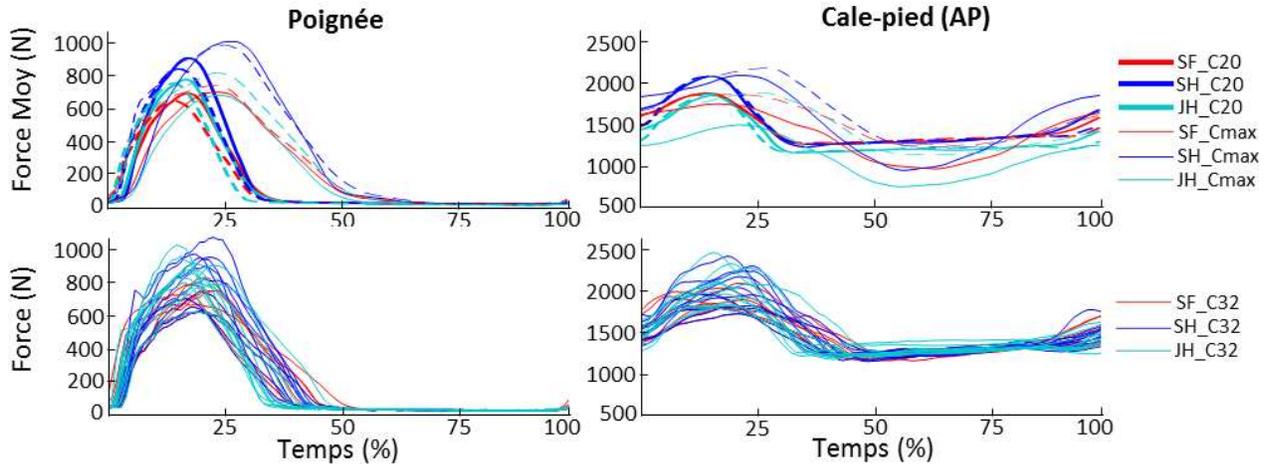


Figure 45 : Forces (N) moyennes (Force moy) à la poignée (à gauche) et antéropostérieures enregistrées aux cale-pieds (à droite) en fonction du temps (% de cycle) sur ergomètre fixe (trait plein) et mobile (trait pointillé) à cadence de 20 cpm (C20) et à cadence maximale (Cmax) (en haut) et force (N) pour chaque rameur sur ergomètre mobile à cadence de 32 cpm (en bas) pour les seniors femmes (SF), les seniors hommes (SH) et les junior hommes (JH)

### B. Cinématique articulaire sur ergomètre d'aviron

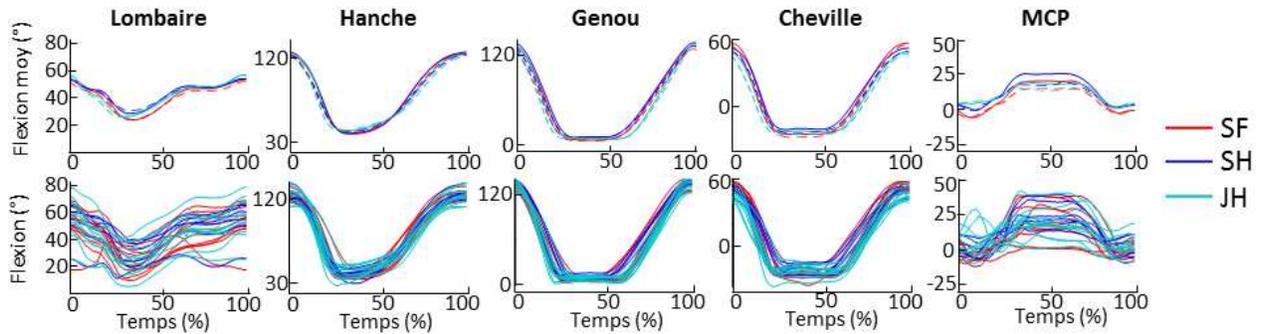
Les flexions moyennes (moyenne de tous les participants) et individuelles pour les 3 cadences sur les 2 types d'ergomètre sont présentées dans la Figure 46. **Les résultats de l'ANOVA pour  $Pic_{angle}$  des flexions** montrent des différences ( $p < 0,05$ ) entre les catégories (Tableau 25) pour les flexions de genou, de cheville et l'angle métacarpo-phalangiens ( $angle_{MCP}$ ). Un effet de la cadence est trouvé pour la flexion de genou et l' $angle_{MCP}$  et un effet du type d'ergomètre pour l' $angle_{MCP}$ . Une interaction entre le facteur cadence et type d'ergomètre existe pour la flexion de genou pic. Lorsque des différences sont identifiées, un test post-hoc est effectué. **Les flexions des lombaires et de hanche pic** ne montrent pas d'effet de la catégorie, de la cadence ou du type d'ergomètre. **La flexion de genou pic** pour les SF est plus petite ( $129^\circ \pm 6^\circ$ ) que pour les JH ( $131^\circ \pm 6^\circ$ ) et les SH ( $132^\circ \pm 5^\circ$ ). La flexion de genou pic à cadence maximale est plus petite ( $127^\circ \pm 7^\circ$ ) que celle à cadence de 20 cpm ( $133^\circ \pm 5^\circ$ ) et à cadence de 30 cpm ( $132^\circ \pm 6^\circ$ ). Une interaction avec le facteur type d'ergomètre montre que la diminution de la flexion pic pour la cadence maximale par rapport aux autres cadences, est plus grande sur ergomètre fixe ( $-11^\circ$ ) que sur ergomètre mobile ( $-2^\circ$ ). **La flexion de cheville pic** est plus grande pour les femmes ( $55^\circ \pm 4^\circ$ ) par rapport aux SH ( $51^\circ \pm 4^\circ$ ) et aux JH ( $48^\circ \pm 5^\circ$ ) et la flexion des SH est plus grande que la flexion des JH ( $+3^\circ$ ). **L' $angle_{MCP}$  pic** est plus grand pour les SH ( $33^\circ \pm 11^\circ$ ) par rapport aux SF ( $25^\circ \pm 4^\circ$ ). Pour les articulations du membre inférieur, la littérature ne fait pas état, à notre connaissance, des différences de cinématique entre les femmes, les hommes et entre novices et experts. Ces résultats viennent donc compléter les différentes

cinématiques en fonction des conditions. Pour les flexions lombaires, nos résultats confirment que la flexion pic entre les hommes et les femmes sont identiques (Ng et al. 2013).

**Tableau 25 :  $Pic_{angle}$ , résultats de l'ANOVA à 3 facteurs : catégorie, cadence, et type d'ergomètre (Ergo).**

Facteur	Catégorie	Cadence	Ergo	Catégorie * Cadence	Catégorie * Ergo	Cadence * Ergo
Flexion Lombaire	0,3	0,9	0,4	1	0,9	0,1
Flexion Hanche	0,5	1	0,8	0,9	0,5	0,8
Abduction Hanche	p<0,05	p<0,05	0,7	0,7	0,9	1
Rotation Interne Hanche	p<0,05	0,6	0,2	1	1	1
Flexion Genou	p<0,05	p<0,05	0,9	0,6	0,4	p<0,05
Adduction Genou	p<0,05	0,5	p<0,05	0,7	0,8	0,4
Rotation Interne Genou	p<0,05	0,6	0,3	0,9	0,6	0,8
Rotation Externe Genou	p<0,05	0,4	p<0,05	0,9	1	0,2
Flexion Cheville	p<0,05	0,3	0,3	1	0,5	0,5
Inversion	p<0,05	0,8	0,3	1	1	0,1
$Angle_{MCP}$	p<0,05	p<0,05	p<0,05	0,9	0,6	0,6

L' $angle_{MCP}$  pic est plus grand à cadence maximale ( $32^\circ \pm 5^\circ$ ) qu'à une cadence de 20 cpm ( $25^\circ \pm 5^\circ$ ) et il est plus grand sur ergomètre fixe ( $32^\circ \pm 5^\circ$ ) par rapport à la condition d'ergomètre mobile ( $25^\circ \pm 5^\circ$ ) bien qu'il n'y ait pas d'interaction entre les facteurs. Les études portant sur l'impact de la cadence sur la cinématique reportaient une cinématique identique malgré l'augmentation de la cadence (McGregor et al. 2004). Ces résultats sont en accord avec les nôtres puisque les flexions de hanches, de genoux et de chevilles sont significativement identiques pour les 3 cadences. Nos résultats complètent cependant les observations précédentes puisque les rameurs utilisent la flexion des orteils au cours de la phase de retour pour se tracter vers le cale-pied (sur ergomètre fixe) ou tracter le cale-pied vers eux (sur ergomètre mobile) avec plus d'amplitude lorsque la cadence augmente. L'amplitude du geste de traction est plus grande sur ergomètre fixe lorsque les orteils fléchissent pour tracter la masse du rameur vers le cale-pied par rapport à l'ergomètre mobile lorsque le rameur tracte la roue de l'ergomètre vers lui. Dans une analyse prochaine, ces mouvements des orteils devront être mis en lien avec les forces enregistrées aux cale-pieds.

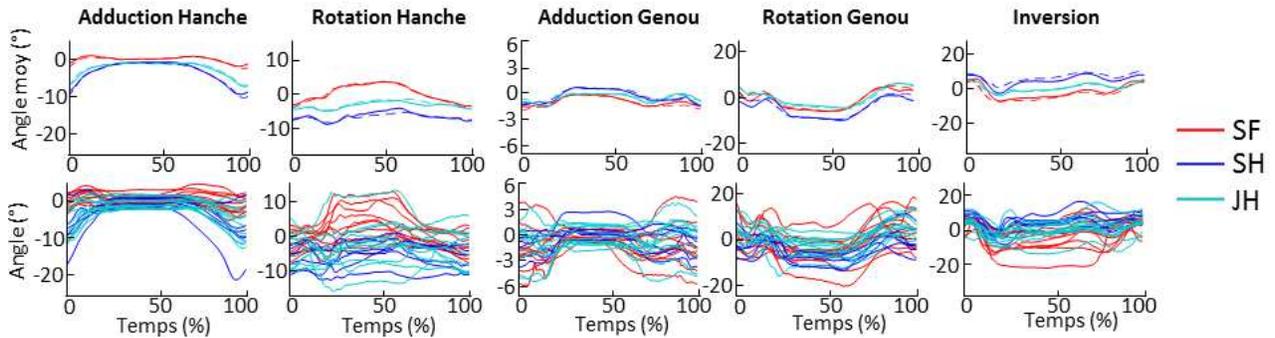


**Figure 46 :** Flexions (°) lombaire, de hanche, de genou de cheville et métacarpo-phalangienne (MCP) moyenne de tous les participants (Flexion moy) (en haut) sur ergomètre fixe (trait plein) et mobile (trait pointillé) et pour chaque participant sur ergomètre fixe (en bas) en fonction du temps (% de cycle) pour les séniors femmes (SF), les séniors hommes (SH) et les junior hommes (JH) à cadence de 20 cpm.

Les résultats de l'ANOVA pour  $Pic_{angle}$  de l'inclinaison du bassin ne montrent pas de différence entre les catégories ( $p = 0,26$ ) mais un effet de la cadence et du type d'ergomètre ( $p < 0,05$ ). Les résultats des tests post-hoc reportent que le  $Pic_{angle}$  est plus grand à une cadence de 32 cpm ( $46,1^\circ \pm 4^\circ$ ) par rapport à 20 cpm ( $43,6^\circ \pm 5^\circ$ ) et aucune différence significative ( $p = 0,08$ ) n'est trouvée avec la cadence maximale ( $44,1^\circ \pm 5^\circ$ ). Le  $Pic_{angle}$  est plus grand sur ergomètre fixe ( $45,4^\circ \pm 5^\circ$ ) par rapport à l'ergomètre mobile ( $43,8^\circ \pm 5^\circ$ ). Nos résultats ne montrent pas de différence entre les juniors et les séniors comme cela a été reporté dans la littérature (McGregor et al. 2004). L'hypothèse qu'un angle important d'inclinaison du bassin dans la position d'attaque expliquerait le risque de blessures élevé chez les juniors ne peut donc pas être affirmée selon nos résultats. Nos résultats sont cependant en accord avec ceux publiés dans la littérature pour le type d'ergomètre puisque Steer (Steer et al. 2006) ont trouvé que l'inclinaison du bassin était plus grande de  $3^\circ$  sur ergomètre fixe par rapport à un ergomètre mobile. L'importante inclinaison du bassin à cadence de 32 cpm, et sur la condition d'ergomètre fixe, ne semblent cependant pas être directement des indicateurs de risque de lombalgie car ils ne sont pas associés à une augmentation de la flexion lombaire.

Les angles d'adduction et de rotation interne/externe moyens (moyenne de tous les participants) et individuels sur les 2 types d'ergomètre pour les 3 cadences sont présentés dans la Figure 47. Les allures des courbes pour les angles d'abduction de hanches sont similaires entre les participants. Les résultats de l'ANOVA pour  $Pic_{angle}$  de l'abduction de hanche (Tableau 25) montrent des différences ( $p < 0,05$ ) entre les catégories et les conditions d'ergomètre. Les résultats du test post-hoc montrent que l'abduction de hanche pic est plus petite pour les SF ( $3^\circ \pm 1,7^\circ$ ) par rapport aux SH ( $10^\circ \pm 1,9^\circ$ ) et aux JH ( $8^\circ \pm 1,7^\circ$ ). L'abduction de hanche pic est également plus petite pour la cadence de 20 cpm ( $7^\circ \pm 2^\circ$ ) par rapport à une cadence maximale ( $5^\circ \pm 1,8^\circ$ ). Une étude a mis en relation l'augmentation du risque de blessures au niveau des genoux lorsque le moment d'abduction est important (Fairclough et al. 2006). Nos résultats sont en accord avec la littérature qui reporte que les hommes sont plus touchés par les blessures au genou que les femmes (Smoljanovic et al. 2015). Pour les angles de rotation de hanche et de genou, d'abduction de genou et d'inversion, les courbes montrent que les patterns décrits entre

les rameurs sont différents (Figure 47). Globalement, les valeurs sont proches de 0° avec d'importantes variabilité entre les individus. Une conclusion sur les analyses statistiques concernant les angles pics entre les catégories n'est pas pertinente dans ce cas. Ces résultats ne sont pas forcément le reflet des angles réellement effectués par les rameurs mais peuvent être directement liés à la définition des axes de rotation du modèle musculo-squelettique. En effet, les axes du modèle musculo-squelettique sont génériques et ne sont pas adaptés aux axes fonctionnels de chacun des rameurs. Le développement d'un modèle plus spécifique à chacun des rameurs pour les axes de rotation des genoux et des chevilles permettrait de corriger ces résultats. Par exemple, l'axe de flexion du genou dans OpenSim est perpendiculaire au fémur et au tibia, ce qui ne reflète pas les axes fonctionnels propres aux différents participants (Sauret et al. 2016).



**Figure 47 : Angles (°) d'adduction de hanche, de rotation externe de hanche, d'adduction de genou, de rotation interne de genou et d'inversion du pied moyenne de tous les participants (Angle moy) (en haut) sur ergomètre fixe (trait plein) et mobile (trait pointillé) et pour chaque participant sur ergomètre fixe (en bas) en fonction du temps (% de cycle) pour les seniors femmes (SF), les seniors hommes (SH) et les junior hommes (JH) à cadence de 20 cpm.**

En début de cycle, à l'attaque, les angles pics de flexions de genoux et l'abduction de hanche atteints pour les hommes sont supérieurs aux pics pour les femmes alors que le pic de flexion de chevilles est inférieur. L'amplitude recherchée par les rameurs est donc facilitée pour les femmes par une flexion de cheville plus importante alors que les hommes fléchissent plus les genoux et qu'ils effectuent une abduction de hanche plus grande. Les flexions maximales de hanches obtenues en statique pour  $FH_{max}$  et  $FH_{GEmax}$  sont plus grandes pour les SF ( $141^\circ \pm 11^\circ$  et  $82^\circ \pm 8^\circ$  respectivement) par rapport aux SH ( $133^\circ \pm 10^\circ$  et  $64^\circ \pm 6^\circ$  respectivement) et aux JH ( $133^\circ \pm 10^\circ$  et  $64^\circ \pm 5^\circ$  respectivement). Bien que les femmes aient des flexions de hanche maximale statiques plus grandes que les hommes, nos résultats montrent que la flexion de hanche pic atteinte sur ergomètre n'est pas différente entre les catégories. Cela s'explique car la flexion maximale de hanche sur ergomètre toutes catégories confondues ( $124^\circ \pm 2^\circ$ ) est inférieure ( $p < 0,05$ ) à la flexion maximale statique ( $134^\circ \pm 10^\circ$ ). Les angles maximaux obtenus au cours des tests d'étirement statiques pour les flexions des lombaires ( $64^\circ \pm 10^\circ$ ), des genoux ( $151^\circ \pm 10^\circ$ ) et des chevilles ( $38^\circ \pm 7^\circ$ ) sont statistiquement identiques entre les catégories SF, SH et JH. Les femmes ne sont donc pas plus souples des chevilles que les hommes. La stratégie utilisée sur ergomètre par les femmes qui sollicitent la flexion de cheville dans une plus grande amplitude est néanmoins différente de celle mise en place par les hommes qui mobilisent une plus grande flexion de genoux et une plus grande abduction de hanche. Nos résultats montrent

également que la flexion de cheville est la même quelle que soit la cadence alors qu'une augmentation de la cadence est accompagnée d'une moindre flexion de genou et d'une plus grande abduction de hanche pour toutes les catégories.

**Les résultats de l'ANOVA pour  $Asym_{angle}$**  montrent des différences ( $p < 0,05$ ) entre les catégories pour la flexion de hanche, l'adduction de hanche, la rotation de genou et l'inversion de cheville. Aucun effet de la cadence, du type d'ergomètre et aucune interaction n'est identifié. Les résultats de l'analyse post-hoc montrent que l'asymétrie de flexion de hanche est plus grande pour les SH ( $1,81^\circ \pm 1^\circ$ ) que pour les SF ( $1,41^\circ \pm 0,7^\circ$ ) et les JH ( $1,37^\circ \pm 0,5^\circ$ ). Ces résultats sont à nuancer car les valeurs d'asymétrie pour la flexion de hanches sont très petites ( $< 2^\circ$ ). Pour l'adduction de hanche,  $Asym_{angle}$  est plus petit pour les SF ( $2,8^\circ \pm 1,2^\circ$ ) par rapport aux SH ( $3,7^\circ \pm 1,3^\circ$ ) et aux JH ( $3,7^\circ \pm 1,4^\circ$ ). Pour la rotation de genou, les SF ont une asymétrie plus grande ( $8,8^\circ \pm 4,1^\circ$ ) que les SH ( $6,5^\circ \pm 3,7^\circ$ ) et aucune différence n'est trouvée avec les JH ( $7^\circ \pm 2,8^\circ$ ). Pour l'inversion de cheville, les JH ont une asymétrie plus petite ( $8^\circ \pm 3,6^\circ$ ) que les SH ( $11^\circ \pm 9,3^\circ$ ) et que les SF ( $11^\circ \pm 4,9^\circ$ ). Ces premiers résultats articulaires dissocient les DDL les uns des autres et ne permettent pas d'avoir une vision globale du geste et en particulier des interactions entre les différentes articulations. L'analyse des variations de longueurs va permettre de compléter ces premiers résultats.

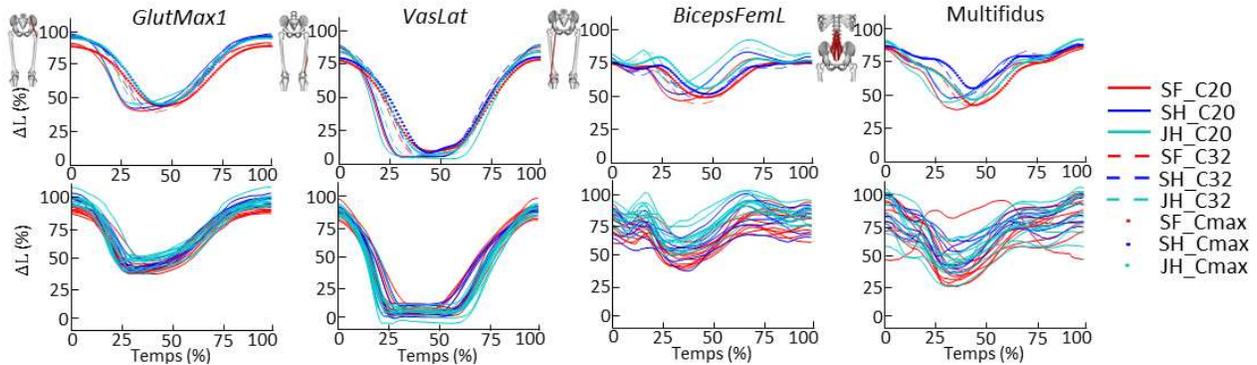
### C. Cinématique musculaire sur ergomètre d'aviron

**Les variations de longueurs au cours du cycle d'aviron** atteignent des  $Pic_{\Delta L}$  proches de la variation de longueur maximale pour les *gluteus*, les ischio-jambiers, les vastus et le *soleus* (Figure 48). **Pour ces muscles, les résultats de l'ANOVA pour  $Pic_{\Delta L}$**  montrent un effet de la catégorie ( $p < 0,05$ ), un effet de la cadence pour le *GlutMax*, le *SemiTen*, le *SemiMem*, le *BicepsFemL* et le *soleus* et un effet du type d'ergomètre pour les *SemiTen* et *SemiMem*. Aucune interaction n'est détectée entre les différents facteurs. **Pour les  $Pic_{\Delta L}$  des lombaires**, aucun effet de la catégorie, de la cadence ou de l'ergomètre n'est identifié. Ces résultats sont cohérents avec les résultats concernant les flexions lombaires qui ne sont pas impactées par la cadence ou le type d'ergomètre. Les juniors sont plus sujets à des blessures au niveau des lombaires (Ng et al. 2014), mais selon nos résultats, cela ne serait pas à mettre en relation avec leur capacité d'étirement ou l'angle de flexion atteint à l'attaque. L'allure de courbe de la variation de longueur d'une des rameuses (P24) est inversée. Cette rameuse a une très faible flexion lombaire maximale statique ( $45^\circ$  contre  $63^\circ$  en moyenne pour les SF). De ce fait, une légère augmentation de la flexion lombaire au cours de la phase de propulsion a un impact important sur la variation de longueurs de ses muscles lombaires. Les résultats du test post-hoc montrent que **pour les *GlutMax***, les hommes ont des  $Pic_{\Delta L}$  plus grands ( $98 \pm 4\%$  pour SH et JH) que les femmes ( $92 \pm 4\%$ ). Une analyse du DDL de flexion de hanche seul a montré que la hanche n'atteignait pas la flexion maximale statique alors que nous montrons que certains chefs du *GlutMax* atteignent leur variation de longueur maximale car ils sont également dépendants des angles d'abduction et de rotation de hanche. L'analyse des variations de longueur offre donc bien des perspectives plus détaillées que l'analyse des DLL pris isolément.

**Pour les ischio-jambiers**, les SH et les JH obtiennent des  $Pic_{\Delta L}$  de  $78 \pm 13 \%$  et  $85 \pm 7 \%$  (*SemiTen* & *SemiMem*) et  $83 \pm 7 \%$  et  $90 \pm 6 \%$  (*BicepsFemL*) contre  $70 \pm 7 \%$  (*SemiTen* & *SemiMem*) et  $79 \pm 7 \%$  (*BicepsFemL*) pour les femmes. Les JH ont un  $Pic_{\Delta L}$  significativement plus grand que les SH pour les muscles bi-articulaires des ischio-jambiers (+7 %). Les résultats montrent que les ischio-jambiers ont des  $Pic_{\Delta L}$  plus grands lorsque la cadence de course est de 20 cpm ( $85 \pm 11 \%$ ) par rapport à une cadence de 32 cpm ( $79 \pm 10 \%$ ) et par rapport à une cadence maximale ( $76 \pm 9 \%$ ) bien qu'il n'y ait pas de différence entre les valeurs pour la cadence de 32 cpm et la cadence maximale. Le  $Pic_{\Delta L}$  est significativement plus grand pour le *SemiTen* et le *SemiMem* sur ergomètre fixe ( $79 \pm 11 \%$ ) par rapport aux conditions sur ergomètre mobile ( $76 \pm 10 \%$ ) alors que les valeurs sont statistiquement identiques entre les 2 types d'ergomètre pour le *BicepsFemL* ( $p = 0,75$ ). Le *BicepsFemL* est le muscle des ischio-jambiers qui atteint des valeurs les plus proches de la longueur maximale et les juniors atteignent des longueurs d'autant plus proches de leur longueur maximale par rapport aux séniors. D'autre part, la Figure 48 illustre qu'en début de cycle, entre 20 et 25% du cycle, la longueur du *BicepsFemL* augmente en moyenne pour les JH alors que ce n'est pas le cas pour les autres catégories puisque la longueur de ce muscle est quasiment constante pendant cette phase. Un mouvement de rame à cadence d'entraînement (20 cpm) étire d'autant plus la longueur des ischio-jambiers, quelle que soit le type d'ergomètre. La cinématique sur ergomètre fixe provoque un étirement plus grand des *SemiTen* et des *SemiMem* par rapport à un ergomètre mobile bien que cela ne soit pas le cas pour le *BicepsFemL*.

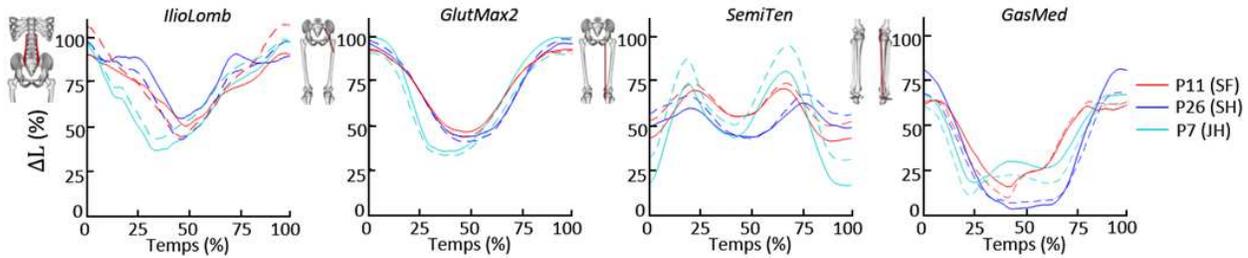
**Les vastus** ont des  $Pic_{\Delta L}$  plus grands pour les JH ( $87 \pm 4 \%$ ) par rapport aux SF ( $84 \pm 5 \%$ ). Aucune différence n'est trouvée entre les SH et les JH ( $p = 0,1$ ) ni entre les SF et les JH ( $p = 0,6$ ). Les vastus ont un  $Pic_{\Delta L}$  plus petit lorsque la cadence est maximale ( $82 \pm 5 \%$ ) par rapport aux cadences de 20 cpm et 32 cpm ( $87 \pm 4 \%$ ). Précédemment nous avons vu que les flexions de genoux n'étaient pas impactées par ces différents facteurs. L'analyse des variations de longueurs en 3D ouvre ici de nouvelles perspectives quant à l'impact de la cadence sur ces muscles extenseurs de genou. **Pour le soleus**, le  $Pic_{\Delta L}$  est plus petit à cadence maximale ( $114 \pm 15 \%$ ) par rapport à une cadence de 20 cpm ( $122 \pm 12 \%$ ) et de 32 cpm ( $122 \pm 12 \%$ ). Le  $Pic_{\Delta L}$  du *soleus* dépasse 100 % de variation de longueur maximale statique car la flexion de cheville obtenue sur ergomètre peut être supérieure à celle obtenue au cours de tests d'étirement statiques. Les flexions de cheville pour  $FL_{APR}$  qui placent le participant dans la position du rameur à l'attaque sont significativement identiques aux angles obtenus pour  $DF_{max}$ . Ces résultats suggèrent que la position dans laquelle se trouve le rameur à l'attaque sollicite la flexion de cheville à son maximum. Notons cependant que le simple maintien de la posture au cours de  $FL_{APR}$  ne permet pas d'obtenir des flexions de chevilles supérieures à la flexion maximale statique, ce qui nous permet de valider la procédure utilisée pour le test de flexion de cheville maximale en statique. Au cours du cycle d'aviron sur ergomètre, l'inertie des segments du rameur provoque une sollicitation de la flexion de cheville plus grande que la flexion maximale. Des auteurs ont montré que la flexion de cheville sur ergomètre pour 3 hommes et 7 femmes est similaire à la flexion de cheville obtenue lors de tests statiques mais pas supérieure (Soper 2004). La mesure de flexion de cheville était effectuée avec un électrogoniomètre et la mesure de la

flexion passive statique n'était pas contrôlée par un opérateur et était effectuée debout. Ces différences avec le protocole que nous avons mis en place peuvent expliquer les différences entre leurs résultats et les nôtres. De futures études axées sur le rôle des structures passives pour l'articulation de la cheville sont à envisager.



**Figure 48 :** Variations de longueur ( $\Delta L$ ) moyennes sur ergomètre fixe à cadence de 20 cpm (C20) en trait plein, à cadence de 32 cpm (C32) en trait pointillé et à cadence maximale (Cmax) en points (en haut), et variations de longueur individuelles (% de variation de longueur maximale) à cadence de 20 cpm (en bas) pour le *GlutMax1*, le *VasLat*, le *BicepsFemL* et le *multifidus* en fonction du temps (% de cycle) pour les seniors femmes (SF), les seniors hommes (SH) et les junior hommes (JH).

Les résultats de l'ANOVA pour les  $Asym_{\Delta L}$  montrent un effet de la catégorie ( $p < 0,05$ ) pour les muscles des lombaires, des *gluteus*, des *SemiTen* et *SemiMem*, du *RecFem*, des vastus et pas d'effet de la cadence ou du type d'ergomètre et pas d'interaction. Les variations de longueurs pour 4 muscles (côté droit et gauche) de 3 rameurs sont présentées dans la Figure 49 (acquisition sur ergomètre mobile à cadence de 32 cpm). Les résultats post-hoc montrent que pour les *IlioLomb* et le *QuadLomb*, le *LongTh* et le *multifidus*, l' $Asym_{\Delta L}$  est plus grande pour les SF ( $9 \pm 7 \%$ ,  $7 \pm 15 \%$ ,  $18 \pm 6 \%$  et  $2,3 \pm 2 \%$  respectivement) que pour les JH ( $6 \pm 2 \%$ ,  $5 \pm 3 \%$ ,  $10 \pm 1 \%$  et  $1,6 \pm 1 \%$  respectivement). Pour les *GlutMax2* et *GlutMax3*, les  $Asym_{\Delta L}$  sont plus petites pour les SF ( $2,0 \pm 1 \%$ ) par rapport aux JH ( $2,5 \pm 2 \%$ ). Les résultats sont à nuancer car les valeurs sont de faibles amplitudes ( $< 3\%$ ) et dépendent essentiellement des points d'insertion choisis pour les différents chefs musculaires dans le modèle musculo-squelettique ( $p = 0,08$  pour le *GlutMax1*). Pour les *SemiMem* et *SemiTen*, les  $Asym_{\Delta L}$  sont plus petites pour les SF ( $5 \pm 3 \%$ ) que pour les JH ( $7 \pm 3 \%$ ) et aucune différence n'est trouvée avec les SH ( $6 \pm 3 \%$ ). Ainsi, les femmes ont des asymétries plus importantes par rapport aux hommes pour les muscles lombaires et une asymétrie plus faible concernant les *GlutMax*, le *SemiTen* et le *SemiMem*. L'asymétrie importante des variations de longueur chez les femmes pourrait expliquer le risque plus élevé de survenue de lombalgie pour cette population (Thornton et al. 2017).

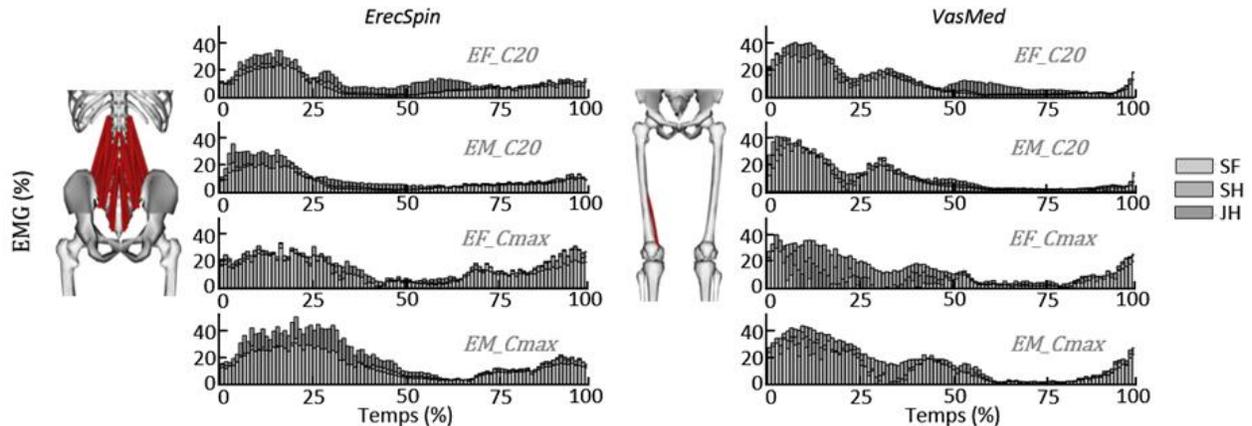


**Figure 49 :** Variations de longueur ( $\Delta L$ ) de l'*IlioLomb*, du *GlutMax1*, du *SemiTen* et du *GasMed* (% de variation de longueur maximale) en fonction du temps (% de cycle) sur ergomètre mobile à cadence de 32 cpm pour la participante P11 (catégorie SF), le participant P26 (catégorie SH) et le participant P17 (catégorie JH). Le côté droit est en trait plein et le côté gauche en trait pointillé.

#### D. Signaux EMG sur ergomètre d'aviron

Les signaux EMG moyens pour les SF, les SH et les JH à cadence de 20 cpm et à cadence maximale sur ergomètre fixe et mobile sont présentés dans la Figure 50 pour les *ErecSpin* et le *VasMed* et dans la Figure 51 pour le *BicepsFemL*, le *RecFem* et le *GasLat*. **Les résultats de l'ANOVA du  $Pic_{EMG}$**  montrent un effet de la catégorie ( $p = 0,05$ ) pour les *ErecSpin*, le *GasLat* et le *RecFem*, un effet de la cadence pour le *BicepsFemL*, le *VasMed*, le *GasLat* et le *RecFem*. Aucun effet du type d'ergomètre n'est trouvé et aucune interaction. Les résultats du test post-hoc montrent que **pour les *ErecSpin*, le  $Pic_{EMG}$  est plus grand pour les JH ( $47 \pm 17$  %) que pour les SF ( $32 \pm 11$  %) et les SH ( $33 \pm 10$  %)**. Graphiquement, une activité importante des *ErecSpin* est visible en début de cycle de 0% à 25% du cycle pour la cadence de 20 cpm et de 0% à 45% du cycle pour la cadence maximale. Cela correspond à l'intervalle de temps pour lequel la force appliquée à la poignée décrit une parabole (Figure 45). Au cours de cette phase de propulsion, une extension des lombaires est observée (Figure 46), provoquant ainsi une diminution de la variation de longueur des muscles lombaires (Figure 48). Au cours de cette phase de propulsion, les muscles lombaires se contractent donc de manière concentrique. Une seconde bouffée d'activation est visible en fin de cycle. A la fin de la phase de retour (de 75% à 100% du cycle), nos résultats montrent que la flexion lombaire augmente légèrement ( $8^\circ$ ). Cette activation musculaire couplée à un allongement musculaire traduit une contraction excentrique des muscles lombaires en fin de cycle. Graphiquement, l'intensité de la contraction musculaire au cours de cette phase est plus grande lorsque la cadence est maximale par rapport à une cadence de 20 cpm. **Le  $Pic_{EMG}$  pour le *VasMed* est plus petit pour une cadence de 20 cpm ( $39 \pm 11$  %) par rapport à une cadence de 32 cpm ( $46 \pm 12$  %) et une cadence maximale ( $46 \pm 14$  %)**. Le *VasMed* n'a pas une activation EMG plus importante entre la cadence de 32 cpm par rapport à la cadence maximale au cours de la phase de propulsion. En début de cycle, cette contraction s'accompagne d'un allongement musculaire provoqué par la flexion de genou (Figure 46) : le muscle est donc activé de manière concentrique. Comme pour les *ErecSpin*, une seconde bouffée d'activation est visible en fin de cycle. Cette activation survient tard dans le cycle (97%) pour la cadence de 20 cpm et correspond à une phase où la flexion de genou décrit un plateau. Cependant, pour la cadence maximale, l'activation survient plus tôt dans le cycle (85%) et elle est plus prononcée. Entre 85% et 97% du cycle, la flexion de genou continue d'augmenter ( $+28^\circ$ ). Ces résultats

traduisent une activation excentrique en fin de phase de retour. D'après nos résultats, pour une cadence faible, le *VasMed* est activé uniquement de manière concentrique alors qu'il est activé de manière concentrique en début de cycle et de manière excentrique en fin de cycle lorsque la cadence est maximale. Les intervalles pour lesquels les muscles sont activés sont comparables aux bouffées d'activation déjà décrites dans la littérature pour les *ErecSpin* (Nowicky et al. 2005) et le *VasMed* (Janshen et al. 2009).



**Figure 50 :** signaux EMG moyens (%) des *ErecSpin* (à gauche) et du *VasMed* (à droite) en fonction du temps (% de cycle) pour les seniors femmes (SF), les seniors hommes (SH) et les junior hommes (JH) sur ergomètre fixe (EF) et mobile (EM) à cadence de 20 cpm (C20 ; 1<sup>ère</sup> et 2<sup>e</sup> ligne) et à cadence maximale (Cmax ; 3<sup>e</sup> et 4<sup>e</sup> ligne).

Les résultats du test post-hoc pour les muscles bi-articulaires du membre inférieur montrent que le  $Pic_{EMG}$  du *BicepsFemL* est plus grand pour une cadence maximale ( $32 \pm 13 \%$ ) par rapport à une cadence de 20 cpm ( $23 \pm 10 \%$ ) et aucune différence n'est trouvée avec une cadence de 32 cpm ( $27 \pm 10 \%$  ;  $p = 0,1$ ). Une première bouffée d'activation est visible lors de la phase de propulsion (Figure 51). Au cours de cette phase, nos résultats précédents (Figure 48) montrent que la variation de longueur de ce muscle décrit un plateau pour les SF et les SH alors qu'elle augmente pour les JH. Le *BicepsFemL* est donc activé en moyenne de manière isométrique pour les seniors alors qu'il se contracte de manière excentrique pour les juniors. Notons cependant que des différences existent entre les rameurs d'une même catégorie ; ces spécificités seront développées par la suite. Une seconde bouffée d'activation est visible entre 60% et 100% du cycle lors de la phase de retour avec une intensité plus faible que la première activation, et ce, quelle que soit la cadence. Entre 75% et 100% du cycle, la longueur du *BicepsFemL* est quasiment constante, traduisant une activation isométrique en toute fin de la phase de retour. Nos résultats viennent compléter les données concernant les différentes catégories d'âge, l'effet de la cadence et le type d'ergomètre. Nos résultats illustrent cependant qu'entre 60% et 75% du cycle, le *BicepsFemL* s'allonge (+6% et +15% de variation de longueur à cadence de 20 cpm et cadence maximale respectivement), ce qui traduit un intervalle de temps au milieu de la phase de retour pendant lequel le *BicepsFemL* se contracte de manière excentrique afin de provoquer l'extension de hanche. Le  $Pic_{EMG}$  du *RecFem* est plus grand pour les SH ( $42 \pm 24 \%$ ) par rapport aux JH ( $30 \pm 17 \%$ ) mais aucune différence n'est trouvée avec les SF ( $35 \pm 12 \%$ ). Il est plus petit pour une cadence de 20 cpm ( $42 \pm 12 \%$ ) par rapport à une cadence

de 32 cpm ( $36 \pm 18 \%$ ) et une cadence maximale ( $25 \pm 24 \%$ ) (Figure 51). Le *RecFem* est activé en début de cycle de 0% à 20% et 35% pour la cadence de 20 cpm et la cadence maximale respectivement. Cela correspond à une phase où la longueur du muscle diminue : le muscle se contracte donc de manière concentrique. Ensuite une seconde bouffée d'activation est visible jusqu'à 50% et 65% du cycle pour la cadence de 20 cpm et la cadence maximale respectivement. L'intensité de l'activation est plus importante sur cette seconde bouffée par rapport à la première. Cette phase correspond à la fin de la phase de propulsion. La variation de longueur du *RecFem* décrit alors un plateau comme illustré pour certains participants sur la Figure 54. Le *RecFem* se contracte donc de manière isométrique lors de cette phase et l'intensité du signal EMG est plus grande lorsque la cadence est élevée. En fin de cycle, pendant la phase de retour, le *RecFem* est légèrement activé et la longueur augmente. Il se contracte donc de manière excentrique afin de compléter l'action des vastus pour freiner la flexion de genou. L'intensité de l'activation est plus grande au cours de la phase de retour lorsque la cadence est maximale. **Le  $Pic_{EMG}$  du *GasLat*** est plus grand pour les SH ( $50 \pm 24 \%$ ) par rapport aux SF ( $40 \pm 12 \%$ ) et aucune différence n'est trouvée avec les JH ( $44 \pm 17 \%$ ). Le pic est également plus grand pour une cadence maximale ( $48 \pm 24 \%$ ) par rapport à une cadence de 20 cpm ( $37 \pm 12 \%$ ) mais n'est pas significativement différent du pic obtenu pour la cadence de 32 cpm ( $44 \pm 18 \%$ ,  $p = 0,7$ ). Graphiquement, on retrouve une bouffée d'activation en début de phase de propulsion et en fin de phase de retour quelle que soit la cadence et le type d'ergomètre. En début de cycle, la longueur du *GasLat* diminue (Figure 55), le muscle se contracte donc de manière concentrique. Ensuite, la longueur moyenne du *GasLat* n'évolue pas jusqu'à 60% du cycle. Au cours de cette phase, les résultats montrent que les signaux EMG entre 40% et 80% du cycle sont quasiment nuls sur ergomètre mobile alors que pour cet intervalle de temps, le muscle est légèrement activé sur ergomètre fixe (faible contraction isométrique). Sur ergomètre fixe, le rameur contracterait ses muscles *GasLat* afin de contrôler le retour de la quantité de mouvement des cuisses, du bassin, du tronc et des membres supérieurs vers l'avant. Sur ergomètre mobile, le centre de gravité global du rameur se déplace moins que sur ergomètre fixe, ne nécessitant pas d'activation des muscles *GasLat*. Une étude de la position du centre de gravité au cours de cette phase permettrait d'investiguer le rôle de ces muscles au cours de la phase de retour. À la fin de la phase de retour, une bouffée d'activation est visible quelle que soit la cadence et le type d'ergomètre. Pendant cette phase, le muscle s'allonge et se contracte donc de manière excentrique. Les bouffées d'activation musculaire obtenues pour ces muscles sont comparables aux bouffées d'activation publiées par Janshen (Janshen et al. 2009) qui réalisaient des mesures sur un seul type d'ergomètre (fixe) au cours d'un test à intensité maximale sur 2000 mètres.

Nos résultats suggèrent que certains muscles sont activés de manière excentrique en fin de cycle voire en début de la phase de propulsion (e.g. *BicepsFemL*). Soulignons cependant que le délai électromécanique n'a pas été pris en compte au cours de cette étude. Des différences en fonction des cadences pourraient être envisagées si ce délai est pris en compte dans une prochaine étude. Le développement de la force excentrique chez les rameurs passe actuellement par un exercice de squats sautés. L'exercice permet de mobiliser les vastus de manière excentrique mais de plus ample investigation sont nécessaires pour savoir comment se contractent les muscles bi-

articulaires sur ce type de mouvement. Un des inconvénients de cet exercice est cependant que les chocs à la réception des sauts sont élevés et peuvent provoquer des traumatismes articulaires alors que des études ont montré qu'un travail excentrique à faible intensité suffirait pour provoquer des adaptations (Gauche et al. 2009). La projection de charge sur une presse horizontale pourrait suffire à développer les adaptations ciblées, notamment chez les juniors pour qui le manque d'habitude à s'entraîner en excentrique peut induire des dommages musculaires (Nishikawa et al. 2018).

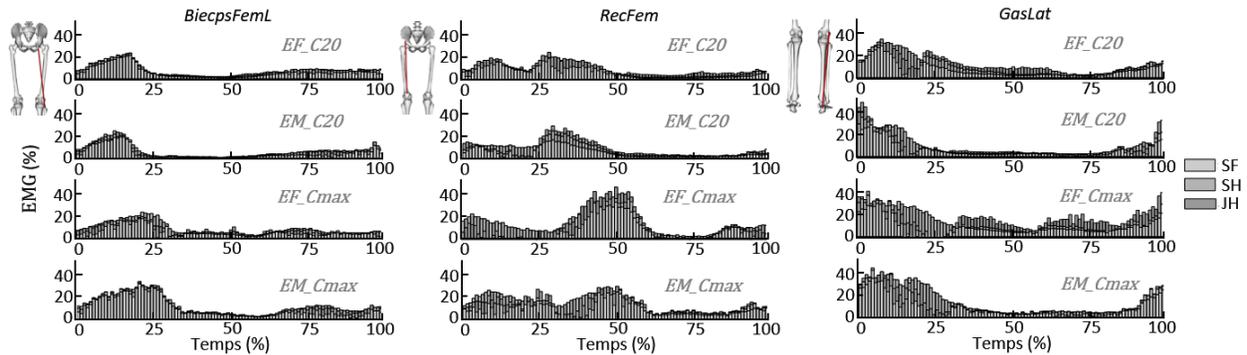
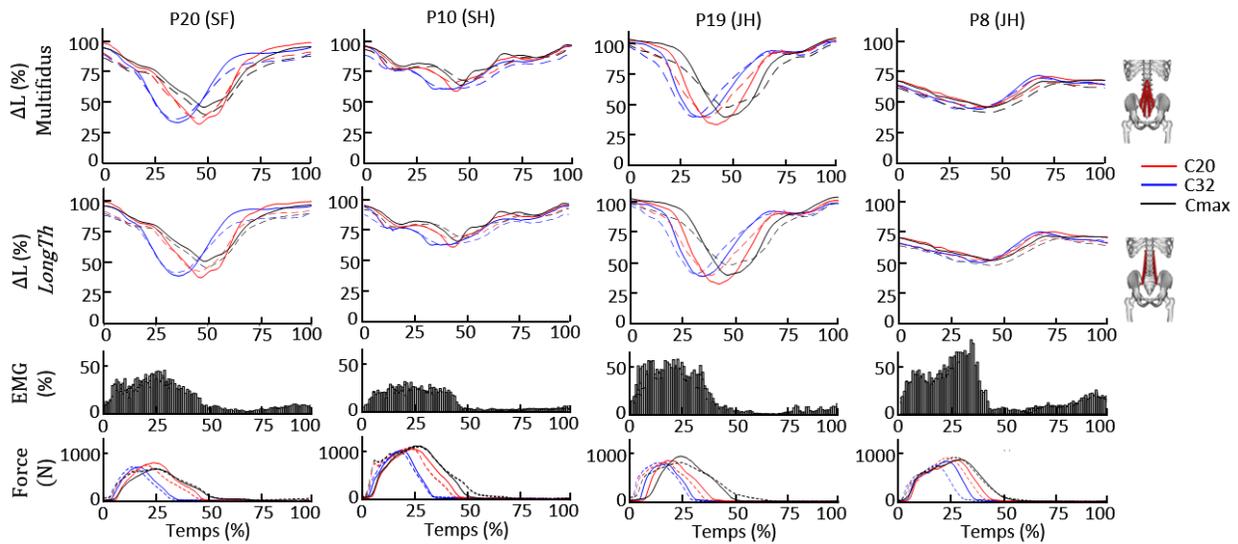


Figure 51 : signaux EMG moyens (%) du *BicepsFemL* (à gauche), du *RecFem* (au centre) et du *GasLat* (à droite) en fonction du temps (% de cycle) pour les seniors femmes (SF), les seniors hommes (SH) et les junior hommes (JH) sur ergomètre fixe (EM) et mobile (EM) à cadence de 20 cpm (C20 ; 1<sup>ère</sup> et 2<sup>e</sup> ligne) et à cadence maximale (Cmax ; 3<sup>e</sup> et 4<sup>e</sup> ligne).

### E. Variabilités interindividuelles sur ergomètre d'aviron

Des différences entre les rameurs sont illustrées pour le *multifidus* et le *LongTh* (Figure 52). Les variations de longueur du *multifidus* et du *LongTh* en début de cycle (Figure 52) pour certains rameurs sont très proches (P20 et P10) voire supérieures (P19) à la longueur maximale en statique (100%) alors que pour d'autres rameurs, elles sont largement inférieures à cette longueur maximale (par exemple 70% avec P8). Ce résultat peut être expliqué pour P19 car sa flexion lombaire maximale sur les tests d'étirements statiques est faible (51°) en comparaison avec P8 (68°). Cependant, ce n'est pas le cas pour P10 et P20 (67°). Les allures de courbes des variations de longueurs entre le *multifidus* et le *LongTh* sont identiques bien que les insertions soient différentes. Les allures des courbes de variations de longueurs sont différentes avec des amplitudes de sollicitations importantes (P20 et P19) ou peu importantes (P10 et P8). L'amplitude importante des signaux EMG (au-delà de 50%) des lombaires pour les juniors P19 et P8 confirme les résultats moyens que nous avons déjà évoqués (p 98). Pour P8, cette activation importante s'accompagne d'un léger raccourcissement des muscles. Pour P19, au contraire, le muscle se contracte en isométrique en début de propulsion, signe que le rameur n'a pas encore entamé de flexion au niveau des lombaires. Ainsi, à cadence maximale sur ergomètre fixe, entre 0% et 17% du cycle, la force à la poignée développée par P19 augmente de 0 N à 655 N (sans mouvement de retour des bras) alors que ces deux muscles lombaires sont étirés à 101% et 100% de leur longueur maximale statique. Lorsque la force à la poignée est maximale (25% du cycle), ces muscles sont toujours étirés à 94% de leur longueur maximale. Cette gestuelle répétée un

grand nombre de fois peut à terme constituer un risque de blessure majeur au niveau de la zone lombaire. En fin de phase de retour, une bouffée d'activation EMG est présente pour P20, P19 et P8 alors que les *ErecSpin* ne sont pas activés pour P10. Pour P10, le muscle atteint une longueur proche de sa longueur maximale statique mais ne se contracte pas, il est donc étiré de manière passive en fin de cycle. Pour les autres participants présentés sur cette figure, l'activation EMG en fin de cycle permet de contrôler la flexion des lombaires lorsque le rameur ramène son tronc vers l'avant. Pour P8, les muscles se raccourcissent pendant cette phase permettant ainsi une légère contraction concentrique alors qu'ils s'allongent pour P20 et P19 traduisant une faible contraction excentrique. Ce type de fonctionnement musculaire pourrait être également un risque de blessure d'autant plus important puisque le muscle est proche de sa longueur maximale. Cette hypothèse reste à être approfondie et devrait constituer un axe de travail pour de futures investigations.



**Figure 52 :** Variations de longueurs ( $\Delta L$ ) du *multifidus* et du *LongTh* (% de variation de longueur maximale) (1<sup>ère</sup> ligne et 2<sup>e</sup> ligne), signaux EMG (%) des *ErecSpin* (3<sup>e</sup> ligne) pour le côté droit et force enregistrée à la poignée (N) (en bas) en fonction du temps (% de cycle) pour les participants P20, P10, P19 et P8 sur ergomètre fixe (trait plein) et mobile (trait pointillé) pour les cadences de 20 cpm (C20), 32 cpm (C32) et maximales (Cmax).

**Les différences entre individus pour la variation de longueur du *BicepsFemL*** sont illustrées dans la Figure 53. Les flexions de hanche et de genou des 4 participants sont représentées en rouge et en bleu respectivement. Les patterns des flexions de ces articulations sont globalement similaires alors que les patterns des variations de longueurs du *BicepsFemL* sont différents entre les participants. Les signatures musculaires et signaux EMG de P11 et P8 sont identiques avec 3 phases : une première phase où le muscle est activé alors que la longueur ne varie que très peu (contraction isométrique), une seconde phase avec un raccourcissement puis un allongement pendant lequel le muscle n'est que légèrement activé et une 3<sup>e</sup> phase où le muscle se contracte à nouveau de manière isométrique. Pour P21, les plateaux en début de cycle et fin de cycle ne sont pas présents : le muscle se raccourcit directement et se contracte de manière concentrique provoquant ainsi l'extension de hanche. Son allongement en fin de cycle s'accompagne d'une activité EMG ; il se contracte donc de manière excentrique. La flexion de

hanche pour P7 commence légèrement plus tard (8% du cycle) que pour les autres participants. L'extension du genou en début de cycle n'étant pas accompagnée d'une flexion de hanche provoque un allongement des ischio-jambiers entre 8 et 20% du cycle. Ce type de pattern est présent chez certains juniors et explique nos résultats selon lesquels le  $Pic_{\Delta L}$  est plus élevé que pour les autres catégories. Cet allongement s'accompagne d'une activité EMG qui traduit une contraction excentrique. La contraction excentrique du *BicepsFemL* en début de phase de propulsion est un indicateur important de risque blessure car elle s'accompagne d'un pic de force antéro-postérieure développé aux cale-pieds. Ainsi lorsque la force aux cale-pieds est maximale, la variation de longueur du *BicepsFemL* est de 72% pour P11 et 67% pour P21 alors qu'elle est de 82% pour P7. Les résultats de ces 2 juniors illustrent le résultat moyen des juniors qui obtiennent une variation de longueur pic plus grande en moyenne que les séniors.

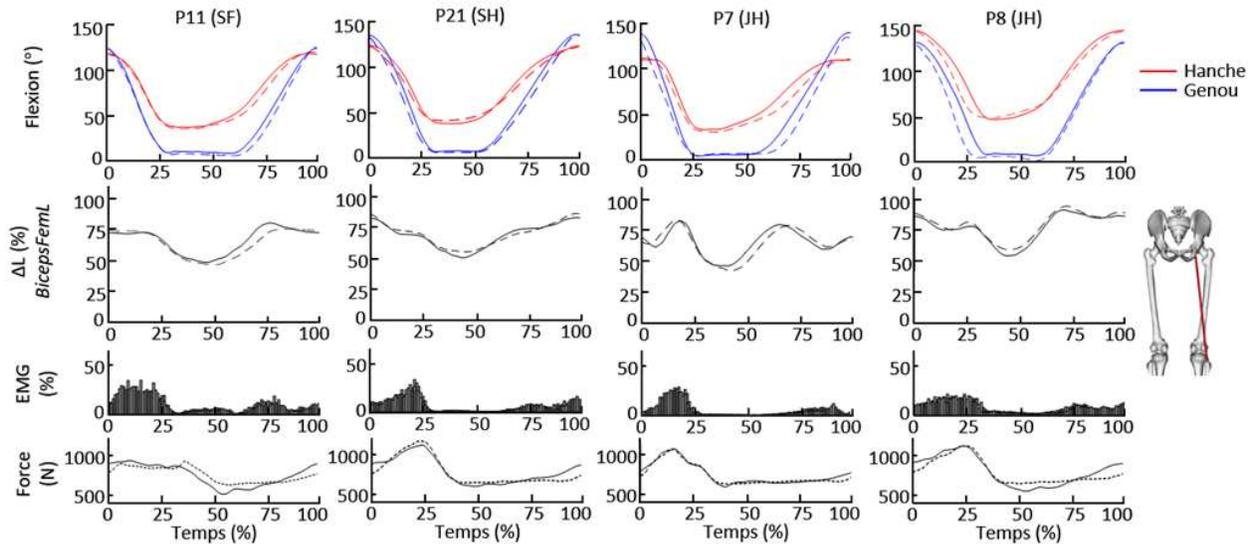


Figure 53 : Flexions (°) de hanche (en rouge) et de genou (en bleu)(en haut), variations de longueurs ( $\Delta L$ )( 2<sup>e</sup> ligne) et signaux EMG (%) (3<sup>e</sup> ligne) du *BicepsFemL* et force antéro-postérieure enregistrée au cale-pied (N)(en bas) en fonction du temps (% de cycle) pour le côté droit pour les participants P11, P21, P7 et P8 sur ergomètre fixe (trait plein) et mobile (trait pointillé) pour la cadence de 32 cpm.

**Les différences entre rameurs pour la variation de longueur des *quadriceps fémoraux*** sont illustrées dans la Figure 53 pour un muscle mono-articulaire (*VasMed*) et un muscle bi-articulaire (*RecFem*). Pour le *VasMed*, les patterns des variations de longueurs sont proches pour chacun des participants avec un raccourcissement lors de la phase de propulsion puis un plateau pendant lequel le genou est en extension (plus ou moins long dans le temps) et un allongement pendant la phase de retour. L'activité EMG est comparable entre P17, P27 et P3 avec une importante bouffée entre 0% et 50% du cycle. Pour P7, la bouffée d'activation ne se produit qu'entre 0% et 25% du cycle. Le *VasMed* pour P7 n'est plus activé lorsque le genou est en extension alors qu'il se contracte de manière isométrique pour les autres participants afin de stabiliser l'articulation du genou. Au contraire, les patterns des variations de longueurs du *RecFem* sont spécifiques au rameur. Pour P17, P3 et P7, le muscle se raccourcit en début de cycle ; il est contracté de manière concentrique afin de permettre l'extension de genou. En milieu de cycle, l'extension de hanche provoque un léger allongement du muscle qui s'accompagne

d'une activité électrique pour P17 et P3 mais pas pour P7. En fin de cycle, le muscle s'allonge du fait de la flexion de genou et il se contracte légèrement. Pour P27, la variation de longueur du muscle diminue légèrement en début de cycle puis elle ne varie quasiment pas avant de revenir à sa longueur initiale en fin de cycle. Le muscle est activé entre 0% et 60% du cycle traduisant une légère contraction concentrique pour aider à la flexion de genou puis une contraction isométrique.

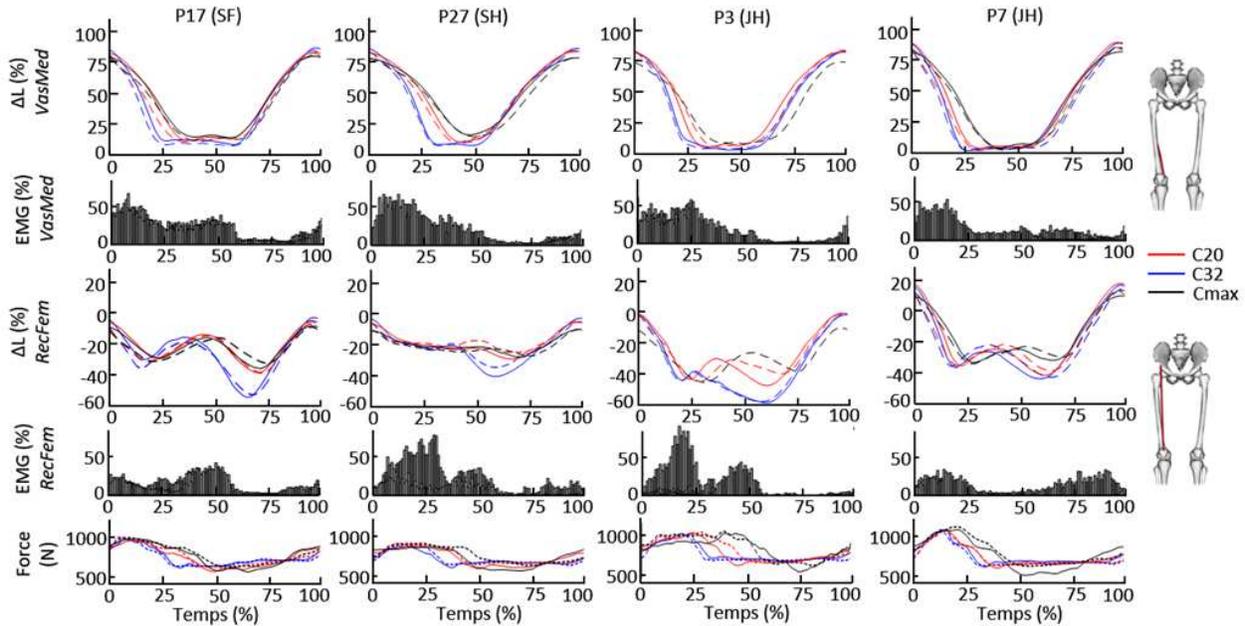


Figure 54 : Variations de longueurs ( $\Delta L$ ) et signaux EMG (%) du *VasMed* (1<sup>e</sup> et 2<sup>e</sup> lignes) et du *RecFem* (3<sup>e</sup> et 4<sup>e</sup> lignes) et force antéro-postérieure enregistrée au cale-pied (N) (en bas) en fonction du temps (% de cycle) pour le côté droit pour les participants P17, P27, P3 et P7 sur ergomètre fixe (trait plein) et mobile (trait pointillé) pour les cadences de 20 cpm (C20), de 32 cpm (C32) et maximales (Cmax).

Les différences entre individus pour la variation de longueur du *GasLat* sont illustrées dans la Figure 55. Les patterns entre les courbes des différents rameurs montrent des spécificités entre les rameurs entre 25% et 75% du cycle. En effet, l'allure de la courbe de variation de longueur du *GasLat* pour P28 suit l'allure de la courbe de flexion de genou. Pour P15, P25 et P19, les allures de courbes sont spécifiques aux participants avec un allongement du muscle qui est progressif ou par plateau. Dans tous les cas, au cours de cette phase, le muscle n'est pas activé. Ces différences entre les rameurs témoignent donc d'une cinématique propre à chacun mais n'a pas d'impact sur les modes de contraction du *GasLat* au cours du cycle d'aviron.

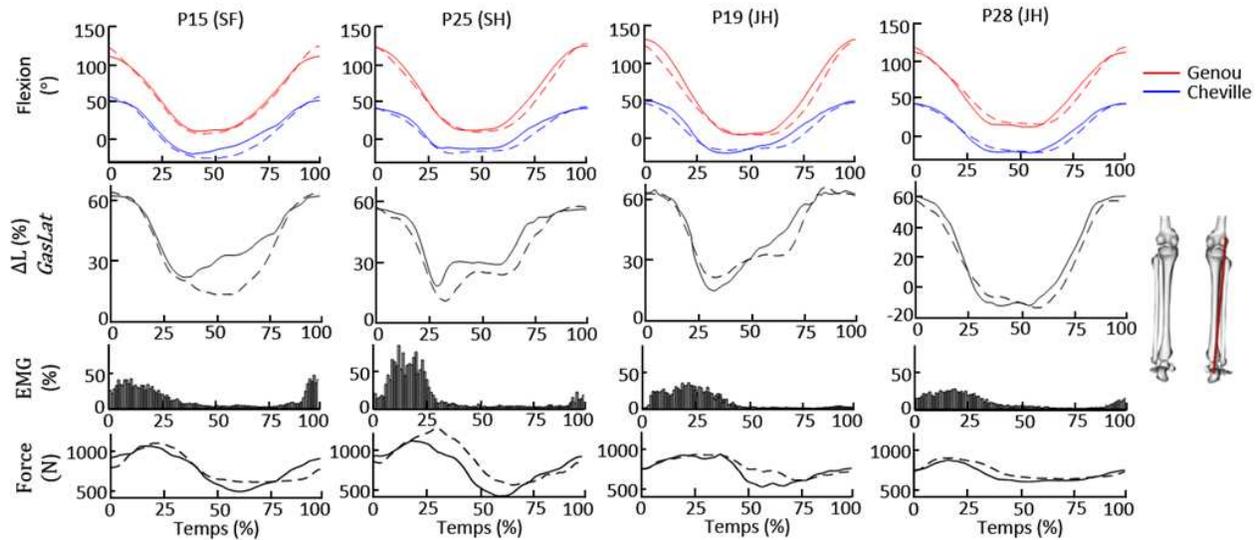


Figure 55 : Flexions ( $^{\circ}$ ) de genou (en rouge) et de cheville (en bleu) (en haut), variations de longueurs ( $\Delta L$ ) (2<sup>e</sup> ligne) et signaux EMG (3<sup>e</sup> ligne) du *GasLat* (%) et force antéro-postérieure enregistrée au cale-pied (N) (en bas) en fonction du temps (% de cycle) pour le côté droit pour les participants P15, P25, P19 et P28 sur ergomètre fixe (trait plein) et mobile (trait pointillé) pour une cadence maximale.

#### 4. Conclusion

Une expérimentation a été mise en place pour analyser la gestuelle des rameurs sur ergomètre en fonction de la catégorie (SF, SH ou JH), de la cadence (20, 32 ou maximale) et du type d'ergomètre (fixe ou mobile). Les valeurs pics et les asymétries entre le côté droit et gauche sont analysées pour la force à la poignée, la force antéro-postérieure, les angles articulaires, les variations de longueur musculaires et les signaux EMG pour les principaux muscles du membre inférieur et les lombaires. Les allures des courbes de ces variables sont également discutées pour des données moyennées et pour comparer les stratégies des différents rameurs.

Les résultats concernant les intensités des forces antéro-postérieures montrent sans surprise que pour les hommes, elles sont supérieures à celles des femmes à la fois à la poignée et aux cale-pieds. L'intensité de la force à la poignée est plus grande lorsque la cadence augmente bien qu'aucune différence ne soit trouvée entre la cadence maximale et la cadence de 32 cpm. Elle est d'autant plus grande sur ergomètre fixe par rapport à l'ergomètre mobile. L'asymétrie de la force antéro-postérieure augmente avec la cadence et elle est plus grande sur ergomètre fixe.

L'analyse cinématique met en avant des  $Pic_{angle}$  supérieurs pour les hommes par rapport aux femmes pour la flexion de genou l' $angle_{MCP}$  et l'abduction de hanche alors que le pic est plus petit pour la flexion de cheville. Cela démontre que deux stratégies différentes sont adoptées pour augmenter l'allonge des rameurs à l'attaque du cycle d'aviron. Les asymétries différentes entre les femmes et les hommes (pour l'abduction de hanche) et entre les juniors et séniors (pour l'inversion) illustrent que malgré la contrainte imposée par l'activité et le matériel, différents mouvements compensatoires sont utilisés par les rameurs pour effectuer cette tâche cinématiquement contrainte.

L'analyse des variations de longueurs musculaires fait ressortir que les *ErecSpin*, les *GlutMax*, les ischio-jambiers et les vastus sont proches de leur longueur maximale statique. Le

*soleus* atteint des longueurs supérieures à la longueur maximale statique lors de mouvements sur ergomètre. Ces muscles particulièrement étirés au cours du mouvement sont à surveiller car la répétition d'un étirement important pourrait être en lien avec l'apparition de blessures (Thornton et al. 2017). Les hommes ont des  $Pic_{\Delta L}$  plus grands que les femmes pour le *GlutMax* et les ischio-jambiers que la catégorie des juniors. Ces différences ne sont pas dues à une différence d'extensibilité musculaire puisque la flexion maximale de hanche n'est pas atteinte sur ergomètre. Aussi, les  $Pic_{angle}$  de flexions de hanche et de genou sont identiques entre les catégories. C'est donc le couplage flexion/abduction/rotation de hanche et la synchronisation avec la flexion de genou qui induit ces étirements proches des capacités maximales des rameurs. Cette étude souligne également que les vastus, le *soleus* et les ischio-jambiers sont d'autant plus sollicités lorsque la cadence est élevée et lorsque l'ergomètre est un ergomètre fixe pour le *SeimTen* et le *SemiMem*. Les femmes sont plus asymétriques au niveau des muscles du dos par rapport aux juniors alors que ceux-ci sont plus asymétriques au niveau des ischio-jambiers (à cause d'une asymétrie dans l'abduction de hanche notamment). Cette asymétrie plus grande au niveau des lombaires pour les femmes pourrait expliquer la prévalence élevée de lombalgie pour cette population (Ng et al. 2014). Ces résultats démontrent que selon les catégories, l'exécution de la tâche et l'équilibre sur ergomètre peut être géré plutôt par la chaîne lombaire ou plutôt par les segments du membre inférieur.

Les résultats des signaux EMG mettent en lumière une augmentation de l'intensité du signal avec la cadence pour les *VasMed*, le *BicepsFemL* et le *GasLat* mais pas pour les *ErecSpin* et le *RecFem*. Les bouffées d'activation du *GasLat* sont plus intenses pour les SH par rapport aux SF afin d'assurer l'extension de cheville lors de la phase de propulsion. Aussi, les femmes atteignent des flexions de cheville plus grandes que les hommes. Cela suggère que la réponse des propriétés élastiques des structures passives est différente entre ces catégories. Des études complémentaires pourraient être menées afin d'approfondir cette hypothèse. Enfin, les juniors ont une intensité du signal EMG pour les *ErecSpin* en phase de propulsion qui est plus grande que les séniors. Cette sollicitation importante en début de cycle des muscles lombaires lorsque leur longueur est proche de la longueur maximale statique pourrait être une des causes du risque de blessure important identifié dans la zone lombaire pour cette catégorie (Howell 1984).

L'étude des signaux EMG couplée aux variations de longueurs a permis d'identifier une contraction concentrique des *ErecSpin*, des vastus, et des *GasLat* lors de la phase de propulsion. Au cours de cette phase, le *BicepsFemL* se contracte de manière isométrique pour les séniors et excentrique pour les juniors. Pour les juniors, l'impact d'un tel type de contraction lorsque la production de force à la poignée et aux cale-pieds est maximale, doit être analysée afin d'adapter les consignes techniques pour cette catégorie d'âge. Il semblerait que la dissociation entre la flexion des lombaires et des hanches soit une piste à envisager. Au cours de la phase du dégagé, le *RecFem* se contracte de manière isométrique et le *GasLat* également mais uniquement sur ergomètre fixe. Ces muscles bi-articulaires semblent jouer un rôle dans la stabilisation de la posture au cours de cette phase alors que les muscles mono-articulaires tel que le *VasMed* ne se contractent pas. Enfin lors de la phase de retour, les *ErecSpin*, le *VasMed* et les *RecFem* se contractent de manière excentrique tandis que le *BicepsFemL* se contracte de manière excentrique

puis isométrique. La mise en place d'un programme de musculation spécifique pour le développement de la force excentrique est actuellement effectuée à travers un exercice de squats sautés. Cet exercice semble indispensable afin de préparer les muscles à la répétition de ce type de contraction. Les impacts à la réception des sauts pouvant être traumatisants pour les articulations, un exercice de presse horizontale avec projection de la charge pourrait être envisagé notamment chez les novices.

Ces résultats moyens sont à nuancer car au sein des différentes catégories, les stratégies mises en place par les rameurs peuvent être différentes. Ainsi, certains résultats questionnent sur le risque de blessure au niveau des lombaires lorsque la variation de longueurs atteint 95% de la variation maximale statique à l'instant même où l'intensité de la force exercée à la poignée est la plus importante. Au cours de la phase de retour, les muscles sont soit étirés de manière passive, soit ils se contractent de manière excentrique ou concentrique lorsque le rameur effectue une légère extension des lombaires en fin de cycle. Le risque de blessure dans cette zone est à étudier en fonction de la stratégie utilisée. Pour le *BicepsFemL*, la contraction en phase de propulsion peut être soit concentrique ou isométrique, ou même excentrique (spécificité de certains juniors notamment). Cette contraction excentrique alors que le muscle est étiré intervient lorsque la force exercée à la poignée est maximale. Une meilleure compréhension des mécanismes liés au mode contraction excentrique permettrait de conclure sur cette particularité. Pour les quadriceps fémoraux, nos résultats illustrent que pour un même groupe musculaire, peu de différence est constatée pour le fonctionnement des vastus, alors que des fonctionnements sont différents pour le *RecFem* pour l'amplitude de la variation de longueur et l'intensité du signal EMG. Nous supposons que les résultats sont similaires pour les autres groupes musculaires bien que tous les muscles mono-articulaires n'aient pas été équipés d'électrodes EMG au cours de notre expérimentation. Pour le *GasLat*, nos résultats suggèrent que des patterns de variation de longueur peuvent être différents lors du dégagé mais que cela n'a pas d'impact sur les modes de contraction puisque le muscle n'est pas activé au cours de cette phase.

La procédure expérimentale utilisée permet d'identifier les coordinations musculo-squelettiques spécifiques de chaque rameur. Elle peut ainsi être mise en place en vue d'une personnalisation des protocoles d'entraînement et des consignes techniques à apporter à chacun. Nos résultats concernant les facteurs de risques de blessures sont en accord avec les tendances déjà documentées dans la littérature et de nouveaux indicateurs de risques sont identifiés dans notre étude. À terme, l'effet de la fatigue sur ces nouveaux paramètres pourra être étudié.

---

**Dans cette étude 4**, la méthodologie développée est appliquée à une cohorte de rameurs. L'étude expérimentale permet de comprendre la cinématique en 3D et la génération des forces de contact à travers l'analyse des variations de longueur et les modes de contractions musculaires pour des populations moyennes et analyser les différentes stratégies individuelles pour différentes conditions de cadences et d'ergomètre.

**Problématique soulevée**

Comment analyser les coordinations musculo-squelettiques *in situ* ?

---

## ÉTUDE 5 : MÉTHODE D'ESTIMATION NUMÉRIQUE DE LA CINÉMATIQUE ARTICULAIRE

### 1. Introduction

L'estimation de la cinématique articulaire par un modèle musculo-squelettique comporte certaines limites. Tout d'abord, elle nécessite l'utilisation d'un système de Mocap qui exclut une analyse *in situ* d'une activité telle que l'aviron. D'autre part, l'étape de traitement des données expérimentales est coûteuse en temps aussi bien pour la mise à l'échelle du modèle générique à chacun des participants que pour le calcul de la cinématique inverse. Cependant, l'analyse d'une activité telle que l'aviron peut être réalisée grâce à un modèle de chaîne cinématique. Le rameur peut alors être modélisé par un système multicorps avec le logiciel ROBOTRAN en considérant les segments osseux comme des « corps » et les articulations comme des « joints » entre les corps (PARTIE 5.B).

Le membre inférieur du rameur peut être modélisé par un système en boucle fermée (PARTIE 5.D) si nous faisons l'hypothèse que le rameur est continuellement en contact avec l'ergomètre (ou le bateau) au niveau du bassin avec la coulisse, et au niveau des pieds avec les cale-pieds (Figure 56). Dans le cas d'une analyse en boucle fermée, les variables dépendantes et indépendantes doivent être correctement définies pour le partitionnement de coordonnées. Les variables peuvent être des translations ou des rotations sur/autour des axes  $\vec{X}$ ,  $\vec{Y}$  ou  $\vec{Z}$  (qui seront notées respectivement  $T_x$ ,  $T_y$ , et  $T_z$  pour les translations et  $R_x$ ,  $R_y$ , et  $R_z$  pour les rotations). Lorsque le système « rameur » est modélisé sur ROBOTRAN, le logiciel peut générer les équations symboliques du mouvement en fonction des variables définies et à partir de variables commandées (mesurées ou simulées), les variables dépendantes sont estimées.

Les variables commandées du modèle « rameur » peuvent être renseignées par plusieurs outils, si nous nous affranchissons du système de Mocap, à savoir des capteurs de déplacements pour les translations et des centrales inertielles pour les rotations segmentaires par exemple. Les erreurs de mesures liées à l'utilisation des centrales sont diverses (PARTIE 4.A) et diminuer le nombre de centrales est un moyen de diminuer les erreurs qui sont liées à chacun des capteurs tels que les bruits de mesure, la dérive des signaux ou les erreurs qui seraient dues à un calibrage anatomique approximatif. Le geste des rameurs est principalement effectué dans le plan sagittal. Dans ce contexte, l'impact de certains DDL dans les autres plans peut être analysé afin de proposer un modèle « rameur » simplifié (en diminuant les données d'entrée) qui permet d'estimer une cinématique acceptable.

**L'objectif de cette étude** est de développer et valider un modèle de chaîne cinématique en fermeture de boucle spécifique à l'analyse du mouvement d'aviron afin d'estimer la cinématique articulaire à partir de données d'acquisitions élémentaires. Les hypothèses formulées sont que :

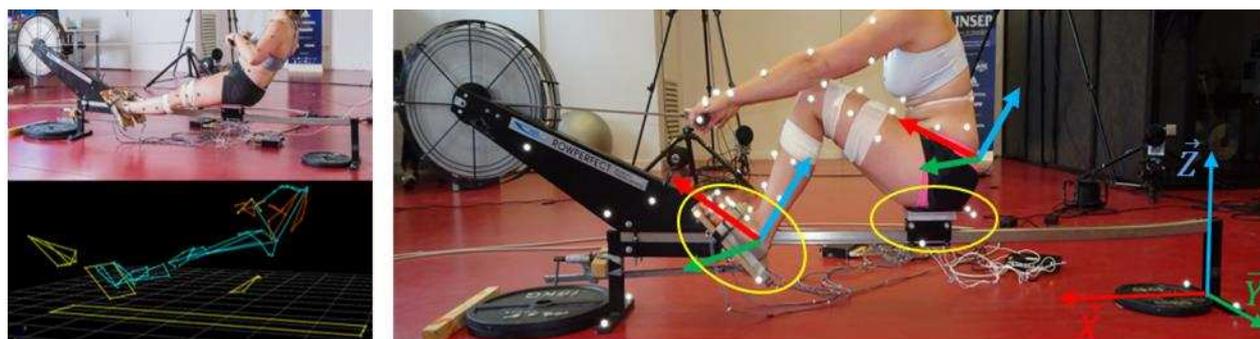
i) la cinématique articulaire du membre inférieur peut être estimée par un modèle développé sur ROBOTRAN avec la position et l'orientation des pieds et du bassin comme variables commandées,

ii) certaines variables ont peu d'impact sur la cinématique et peuvent être simplifiées,

iii) l'estimation de la cinématique à partir de mesures inertielles est envisageable.

## 2. Méthodes

Les données expérimentales sur lesquelles s'appuie cette étude sont les mêmes que celles de l'ÉTUDE 4 (28 rameurs, 2 conditions d'ergomètre, 3 cadences & système de Mocap). Pour chaque condition, 8 cycles d'aviron sont conservés selon la même méthode que pour l'étude précédente. L'ergomètre est équipé de 22 marqueurs réfléchissants : 3 sur la poignée, 6 sur le volant d'inertie, 4 sur les cale-pieds, 5 sur la coulisse et 4 sur les pieds notés  $pieds_{ergo}$  (Figure 56). Un repère lié à l'ergomètre est ainsi construit (Tableau 26).



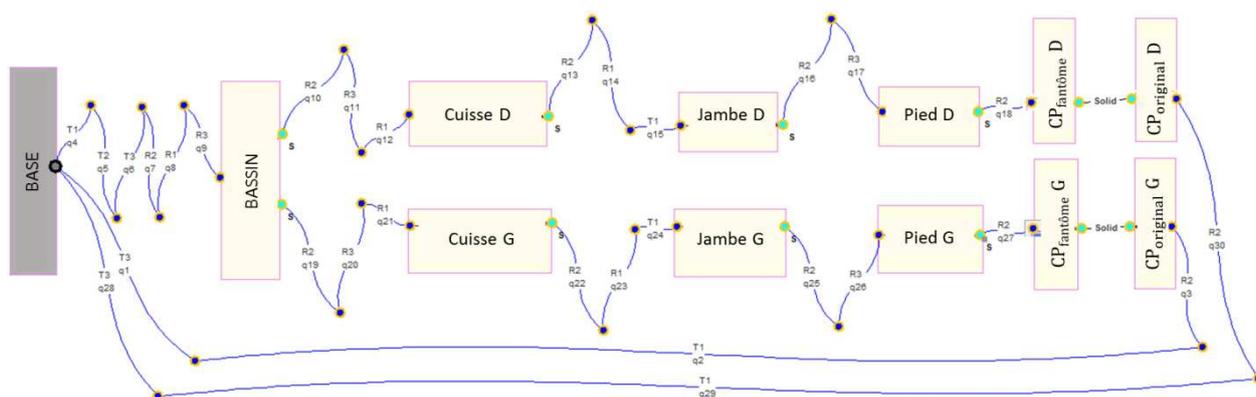
**Figure 56** : Photo d'une rameuse sur ergomètre (à gauche) lorsque les genoux sont en extension et sa visualisation sur MOKKA (en bas) avec les 22 marqueurs liés à l'ergomètre colorés en jaune. Illustration d'une rameuse (à droite) montrant les points de contact (cercles jaunes) du membre inférieur avec l'ergomètre (cale-pieds et coulisse) et les repères des segments en contact (pieds et bassin). Le repère lié à l'ergomètre est également illustré à droite. Axes antéropostérieur ( $\bar{x}$ ) en rouge, médiolatéral ( $\bar{y}$ ) en vert et vertical ( $\bar{z}$ ) en bleu.

En plus du matériel précédemment décrit, les rameurs sont équipés de 2 centrales inertielles (Trigno Avanti DELSYS, Natick, MA, USA) : une placée sur le pied droit et une sur le bassin et échantillonnées à une fréquence de 2100 Hertz. Ces centrales inertielles sont synchronisées avec le système de Mocap Qualisys, les capteurs de force et les capteurs EMG précédemment décrits dans l'ÉTUDE 4. Une acquisition statique sur ergomètre est réalisée en début d'expérimentation pendant laquelle le rameur doit rester statique pendant quelques secondes sur l'ergomètre avec comme consignes d'avoir les genoux en extension et les pieds à plat sur les cale-pieds (ne pas décoller les talons). Cette acquisition statique a pour but de calculer les différences entre les orientations segmentaires calculées à partir du système de Mocap et celles obtenues à partir des centrales inertielles. Les signaux issus des centrales inertielles sont traités avec la toolbox proposée par Madgwick (Madgwick 2010). Pour les acquisitions sur ergomètre, une fonction « spline » est appliquée aux signaux des centrales inertielles, afin de les ré-échantillonner à la fréquence des marqueurs cutanés (300 Hertz).

**Tableau 26 : Choix des marqueurs réfléchissants pour la définition des repères.**

Repère	1er axe	2e axe	3e axe
Ergomètre	$\vec{X}$ : milieu des marqueurs des pieds <sub>ergo</sub> arrières vers milieu des marqueurs pieds <sub>ergo</sub> avants	$\vec{Y}$ : milieu des marqueurs pieds <sub>ergo</sub> droits vers milieu des marqueurs pieds <sub>ergo</sub> gauches	$\vec{Z} = \vec{X} \wedge \vec{Y}$
Bassin	$\vec{Y}$ : milieu des crêtes iliaques gauches vers milieu des crêtes iliaques droites	$\vec{Z}$ : milieu des épines iliaques postérieures vers milieu des épines iliaques antérieures	$\vec{X} = \vec{Y} \wedge \vec{Z}$
Pied droit	$\vec{X}$ : centre articulaire de la cheville vers milieu des métatarses	$\vec{Y}$ : métatarse médial vers métatarse latéral	$\vec{Z} = \vec{X} \wedge \vec{Y}$
Pied gauche		$\vec{Y}$ : métatarse latéral vers métatarse médial	

Dans la perspective d'analyser uniquement la cinématique du membre inférieur, la procédure de cinétique inverse est réalisée avec OpenSim pour un modèle à 22 DDL : 6 DDL au bassin, 3 DDL à chaque hanche, 3 DDL à chaque genou, 1 DDL à chaque cheville et 1 DDL à chaque articulation subtalaire. Un modèle de chaîne cinématique pour le membre inférieur avec fermeture de boucle est développé sur le logiciel ROBOTRAN (Figure 57). Le repère global du modèle est défini par un axe  $\vec{X}$  antéro-postérieur dirigé vers l'avant du rameur, un axe  $\vec{Y}$  médio-latéral dirigé vers la gauche du rameur et un axe  $\vec{Z}$  vertical dirigé vers le haut (Figure 56). Le repère global pour cette expérimentation est défini par le repère lié à l'ergomètre dont l'origine est le milieu des marqueurs pieds<sub>ergo</sub> à l'arrière du rameur. Chaque cale-pied est séparé dans le modèle par une coupure de type « corps » et modélisé par un segment « original » et un segment « fantôme » (Figure 57). Six contraintes de fermeture de boucle sont alors définies au niveau du milieu des métatarses (point de contact considéré entre les pieds et les cale-pieds). Le modèle illustré dans la Figure 57 est caractérisé par 30 DDL (ou variables) : 6 pour le bassin ( $T_x, T_y, T_z, R_y, R_x, R_z$ ), 3x2 pour les hanches ( $R_y, R_z, R_x$ ), 3x2 pour les genoux ( $R_y, R_x, T_x$ ), 6x2 pour les chevilles ( $R_y, R_z$ ), 1x2 pour les angles entre les cale-pieds et les pieds noté  $angles_{pied/CP}$  ( $R_y$ ) et 3x2 pour les cale-pieds ( $T_z, T_x, R_y$ ). La « base » illustrée Figure 57 représente le repère global (ou inertiel) lié au repère ergomètre comme expliqué précédemment.



**Figure 57 : Modélisation du membre inférieur du rameur avec le logiciel ROBOTRAN. T1, T2 et T3 correspondent respectivement aux translations  $T_x, T_y$ , et  $T_z$  (antéropostérieure, médiolatérale et verticale). R1, R2 et R3 correspondent aux rotations  $R_x, R_y$ , et  $R_z$ . Chaque coordonnée généralisée « q » correspond à un DDL. « D » et « G » signifient côté droit ou gauche. « CP » signifie cale-pied.**

La cinématique est calculée avec ROBOTRAN lorsque 12 variables dépendantes sont définies (hanches (3x2), genoux (1x2), cheville (2x2)). Les rotations internes/externes et les translations antéropostérieures des genoux sont définies comme variables commandées à une valeur de 0°. Les quatorze autres variables sont définies comme variables commandées : les DDL pour le bassin (6x2 pour  $T_x, T_y, T_z, R_x, R_y, R_z$ ), l' $angle_{pied/CP}$  (1x2 pour  $R_y$ ) et les DDL pour les

cale-pieds ( $3 \times 2$  pour  $T_x, T_z, R_y$ ). Pour chaque participant les longueurs entre les centres articulaires permettent d'obtenir les longueurs segmentaires et sont introduits dans le modèle ROBOTRAN et un partitionnement de coordonnées est effectué pour chaque participant.

Les étapes de la construction du modèle ROBOTRAN sont illustrées dans la Figure 58. Pour l'étape A. ; les segments sont définis de façon à être alignés le long des axes et les DDL entre les segments sont également définis avec valeurs sans importance. Au terme de cette étape, les équations génériques du mouvement sont générées par le logiciel ROBOTRAN. Pour l'étape B., des valeurs sont attribuées aux variables commandées (en bleu) et aux longueurs des segments propre au rameur (conditions initiales) et le partitionnement de coordonnées est effectué afin de trouver une configuration qui permet d'obtenir les variables dépendantes (en rouge). Cette étape a pour but de vérifier le respect des contraintes, de simplifier le système d'équation et de mettre à jours l'anthropométrie des rameurs. Si la condition initiale imposée ne permet pas trouver une solution qui respecte les contraintes du modèle comme c'est le cas en haut de l'étape B. (Figure 58), alors le modèle ne converge pas vers une solution. Dans ce cas, le choix des conditions initiales doit être modifié.

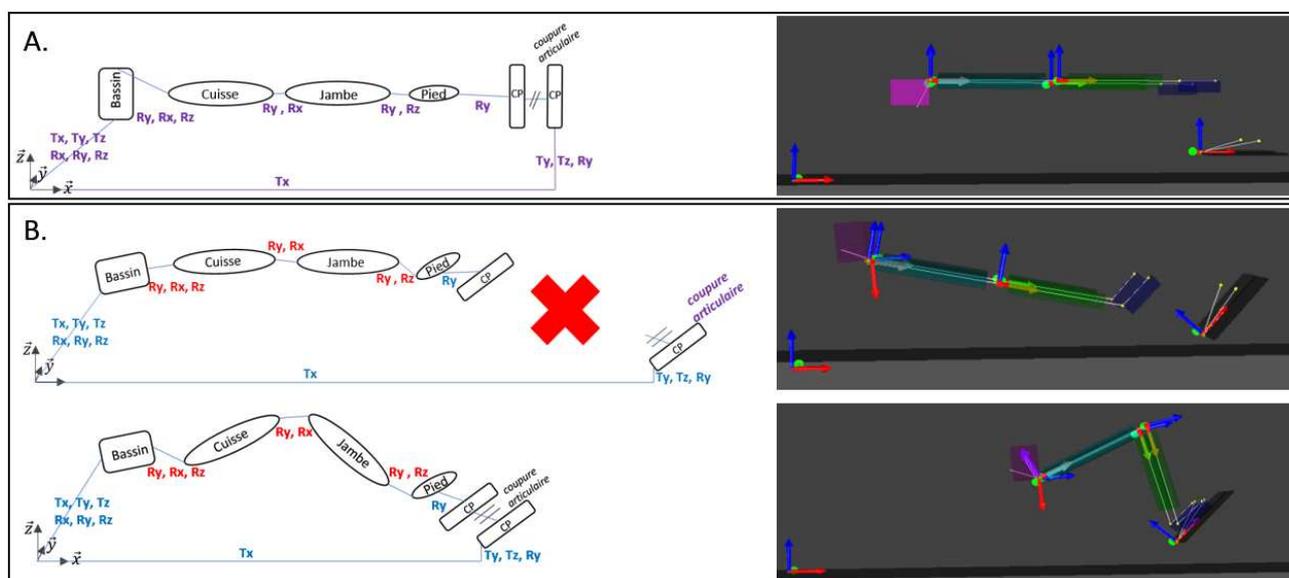


Figure 58 : Étapes de la construction du modèle ROBOTRAN. A : construction du modèle où les DDL et les segments sont définis les uns par rapport aux autres dans un repère global. B :

**Pour une première étape de traitement,** les 14 variables commandées citées ci-dessus sont issues des coordonnées tridimensionnelles globales des marqueurs cutanés ( $MQ_{REF}$ ). Les coordonnées des marqueurs sont calculées dans le repère lié à l'ergomètre et les repères segmentaires sont calculés afin d'obtenir les translations et rotations utiles pour piloter le modèle (Tableau 26). La cinématique obtenue avec ROBOTRAN est alors comparée à la cinématique obtenue avec l'étape de cinématique inverse d'OpenSim (Tableau 27.a). Une estimation de la cinématique est également effectuée avec ROBOTRAN en intégrant les données issues des marqueurs réfléchissants comme données d'entrée sauf pour l'inclinaison du bassin dont les valeurs sont issues des résultats de la cinématique inverse d'OpenSim ( $MQ_{RyBassinOS}$ ), afin d'avoir une référence commune de la racine de modèle entre les deux logiciels.

**Dans un second temps**, plusieurs conditions sont simulées afin de tester l'impact de certains DDL sur la cinématique (Tableau 27.β). La cinématique estimée avec ROBOTRAN est alors comparée à la cinématique de référence  $MQ_{REF}$ , c'est-à-dire calculée à partir des marqueurs. Pour le bassin, une condition est simulée lorsque la rotation médio-latérale est nulle ( $MQ_{TyBassin0}$ ), lorsque la translation verticale est définie par une constante ( $MQ_{TzBassinCst}$ ), lorsque la rotation antéro-postérieure est nulle ( $MQ_{RxBassin0}$ ) et lorsque la rotation autour de l'axe vertical ( $MQ_{RzBassin0}$ ) ou de l'axe antéro-postérieur ( $MQ_{RxBassin0}$ ) est nulle. Pour l' $angle_{pied/CP}$ , une condition est simulée avec la translation verticale définie par une constante ( $MQ_{TzBassinCst}$ ). Enfin, une simulation est effectuée avec une simplification de l'ensemble des données d'entrée citées précédemment ( $MQ_{SIMPLIF}$ ).

**Dans une dernière étape**, les données d'entrée sont extraites des mesures issues des centrales inertielles (Tableau 27.γ). La cinématique est alors comparée à la cinématique simplifiée ( $MQ_{SIMPLIF}$ ) présentée à l'étape de traitement précédente. À partir de cette condition  $MQ_{SIMPLIF}$ , la cinématique est estimée avec ROBOTRAN lorsque les données des centrales inertielles sont les données d'entrée du modèle pour l'inclinaison du bassin ( $IMU_{Bassin}$ ) ou l' $angle_{pied/CP}$  ( $IMU_{Pied}$ ). Pour finir, la cinématique est estimée lorsque les données d'entrée pour ces deux DDL proviennent des centrales inertielles ( $IMU_{REF}$ ).

Les différentes cinématiques sont comparées à l'aide de  $RMS_{moy}$  prenant en compte les RMS de chaque participant et de chaque condition pour chaque cycle. Pour certains participants, les signaux issus des centrales inertielles ne sont pas exploitables. Ces essais ne sont pas pris en compte.

**Tableau 27 : Données d'entrées pour les variables commandées des différentes conditions d'estimation de la cinématique articulaire avec ROBOTRAN. Pied/CP : DDL entre le pied et le cale-pied. IMU : centrales inertielles. MQ : marqueurs.**

<b>a) Cinématique inverse d'OpenSim et cinématiques de ROBOTRAN (REF : cinématique inverse d'OpenSim)</b>							
Conditions pour ROBOTRAN		$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
$MQ_{REF}$	Bassin	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Marqueurs	-	Marqueurs	-
$MQ_{RyBassin0S}$	Bassin	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	OpenSim	Marqueurs
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Marqueurs	-	Marqueurs	-
<b>β) Simplification des données d'entrée pour estimer la cinématique (REF : <math>MQ_{REF}</math>)</b>							
Conditions pour ROBOTRAN		$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
$MQ_{TyBassin0}$	Bassin	Marqueurs	0	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Marqueurs	-	Marqueurs	-
$MQ_{TzBassinCst}$	Bassin	Marqueurs	Marqueurs	Constante	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Marqueurs	-	Marqueurs	-
$MQ_{RxBassin0}$	Bassin	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	0	Marqueurs	Marqueurs
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Marqueurs	-	Marqueurs	-
$MQ_{RzBassin0}$	Bassin	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	0
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Marqueurs	-	Marqueurs	-
$MQ_{TzPiedCst}$	Bassin	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs	Marqueurs
	Pied/CP	Marqueurs	Marqueurs	Constante	-	Marqueurs	-
$MQ_{SIMPLIF}$	Bassin	Marqueurs	0	Constante	0	Marqueurs	0
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Constante	-	Marqueurs	-
<b>γ) Estimation de la cinématique à partir des centrales inertielles (REF : <math>MQ_{SIMPLIF}</math>)</b>							
Conditions pour ROBOTRAN		$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
$IMU_{Bassin}$	Bassin	Marqueurs	0	Marqueurs	0	IMU	0
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Constante	Marqueurs	Marqueurs	-
$IMU_{Pied}$	Bassin	Marqueurs	0	Marqueurs	0	Marqueurs	0
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Constante	-	IMU	-
$IMU_{Final}$	Bassin	Marqueurs	0	Marqueurs	0	IMU	0
	Pied/CP	Marqueurs	Constante	Constante	-	IMU	-

Une singularité est systématiquement observée au dégagé (transition entre la phase de propulsion et la phase de retour) lorsque les genoux sont en extension complète. Pour cet intervalle ( $I_{sing}$ ), les flexions de genoux sont définies comme variables commandées. L'estimation des flexions de genoux sur  $I_{sing}$  est réalisée en post-traitement : la pente de la courbe de flexion aux instants précédents  $I_{sing}$  permet d'approximer les valeurs probables de flexions pour les premiers instants, la pente de la courbe juste après  $I_{sing}$  permet d'approximer les valeurs probables des derniers instants. La valeur minimale tolérée de flexion de genoux spécifique à chaque rameur est calculée au préalable. Cette valeur correspond à la moyenne des flexions minimales obtenues pour tous les tests à partir des résultats de la cinématique inverse OpenSim. Les courbes de flexions de genoux sur  $I_{sing}$  sont ensuite filtrées avec une moyenne glissante centrée sur 80 points. Afin de permettre le partitionnement de coordonnées, les translations antéro-postérieures des cale-pieds sont alors définies sur  $I_{sing}$  comme variables dépendantes.

### 3. Résultats et discussion

#### A. Intervalle $I_{sing}$

L'impact des modifications apportées sur l'intervalle  $I_{sing}$  sont illustrées Figure 59 pour le participant P1 tant pour la flexion de genou (en haut) que pour la translation antéro-postérieure des cale-pieds -définie comme une variable dépendante- (en bas) pour le participant P1. La reconstruction de la translation antéro-postérieure des cale-pieds montre un écart maximal avec la translation mesurée d'environ 1 cm. Cet écart est tolérable puisque l'hypothèse est faite pour le modèle que le milieu des métatarses est immobile par rapport au cale-pied au cours du cycle d'aviron alors que de légers mouvements sont possibles. Le même comportement est observé pour les autres participants. Les résultats présentés par la suite prennent en compte les modifications apportées sur l'intervalle  $I_{sing}$ . Pour cette étude la valeur de flexion minimale par rameur est calculée à partir de la cinématique inverse OpenSim. Une autre procédure devra être développée par la suite pour obtenir cette valeur spécifique à chaque rameur si nous souhaitons minimiser les données d'entrée et ne plus passer par l'utilisation du système de Mocap.

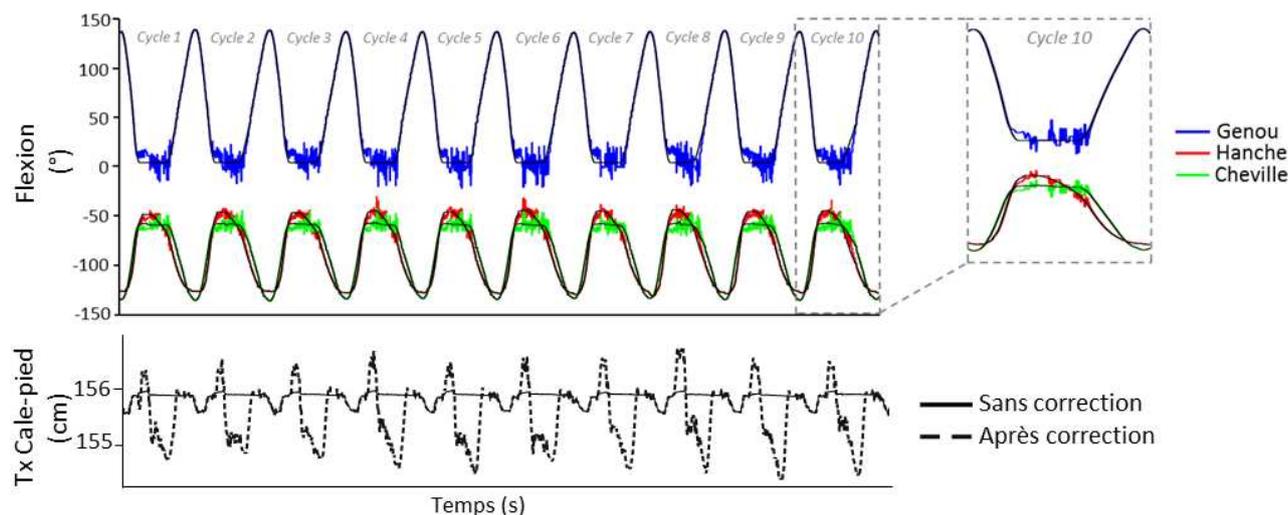


Figure 59 : Flexions de hanche, de genou et de cheville gauches ( $^{\circ}$ ) pour 10 cycles du participant 1 sur ergomètre fixe à cadence de 20 cpm pour la condition  $MQ_{REF}$  et zoom sur le cycle 10 (en haut) avant correction (en couleurs) et après correction sur l'intervalle  $I_{sing}$  (en noir) et translation antéro-postérieure (cm) des cale-pieds avant la correction (trait plein) et après la correction (trait pointillés) (en bas) en fonction du temps (s).

#### B. Cinématique inverse avec OpenSim et cinématiques avec ROBOTRAN

La  $RMS_{moy}$  entre la cinématique inverse d'OpenSim et la condition  $MQ_{REF}$  est présentée dans le

$RMS_{moy}$ ( $^{\circ}$ )	Flexion Hanche	Flexion Genou	Flexion Cheville	Adduction Hanche	Inversion	Rotation Hanche	Inclinaison Bassin
$MQ_{REF}$	$9 \pm 0,6$ [2 21]	$4 \pm 0,6$ [2 8]	$7 \pm 1,1$ [3 16]	$6 \pm 0,8$ [2 15]	$9 \pm 1,2$ [3 19]	$12 \pm 1,4$ [4 28]	$11 \pm 0,4$ [2 25]
$MQ_{RyBassinOS}$	$5 \pm 0,5$ [2 9]	$4 \pm 0,6$ [2 8]	$7 \pm 1,1$ [3 16]	$6 \pm 0,8$ [1 14]	$9 \pm 1,2$ [3 19]	$12 \pm 1,4$ [5 28]	$0 \pm 0,1$ [0 0]

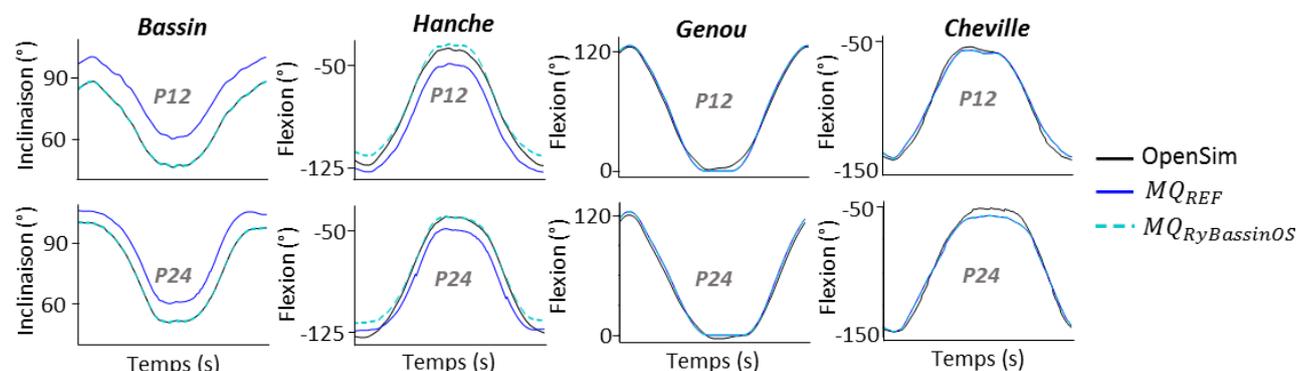
. Elle est de  $9^{\circ}$  pour la flexion de hanche,  $4^{\circ}$  pour la flexion de genou et  $7^{\circ}$  pour la flexion de cheville (Figure 60). Elle est de  $11^{\circ}$  pour l'angle d'inclinaison du bassin. Cette différence explique en partie la différence importante ( $9^{\circ}$ ) pour la flexion de hanche. En effet, lorsque

l'inclinaison du bassin obtenue lors de la cinématique inverse d'OpenSim est utilisée comme donnée d'entrée pour ROBOTRAN ( $MQ_{RyBassinOS}$ ), la  $RMS_{moy}$  de la flexion de hanche diminue à  $5^\circ$ . Ces différences sont principalement la conséquence d'une définition du modèle différente entre OpenSim et ROBOTRAN présentés ci-dessous. Tout d'abord, l'inclinaison du bassin est calculée à partir de la géométrie osseuse modélisée avec OpenSim comme c'est le cas pour les études basées sur des images radiographies (Roussouly & Pinheiro-Franco 2011; Wang et al. 2016) alors quelle est définie à partir des marqueurs réfléchissants placés sur les épines iliaques pour la condition  $MQ_{REF}$ .

**Tableau 28 : Comparaison de la cinématique obtenue par la méthode de cinématique inverse d'OpenSim par rapport aux cinématiques calculées avec ROBOTRAN pour les conditions  $MQ_{REF}$ ,  $MQ_{RyBassinOS}$  et  $MQ_{RyBassinOSoffset}$ .**

$RMS_{moy}$ (°)	Flexion Hanche	Flexion Genou	Flexion Cheville	Adduction Hanche	Inversion	Rotation Hanche	Inclinaison Bassin
$MQ_{REF}$	$9 \pm 0,6$ [2 21]	$4 \pm 0,6$ [2 8]	$7 \pm 1,1$ [3 16]	$6 \pm 0,8$ [2 15]	$9 \pm 1,2$ [3 19]	$12 \pm 1,4$ [4 28]	$11 \pm 0,4$ [2 25]
$MQ_{RyBassinOS}$	$5 \pm 0,5$ [2 9]	$4 \pm 0,6$ [2 8]	$7 \pm 1,1$ [3 16]	$6 \pm 0,8$ [1 14]	$9 \pm 1,2$ [3 19]	$12 \pm 1,4$ [5 28]	$0 \pm 0,1$ [0 0]

Ensuite, l'angle d'inversion/éversion est exprimé aux articulations subtalaires pour OpenSim (rotations possibles autour des axes  $\vec{X}$  et  $\vec{Z}$ ) alors qu'ils sont exprimés à l'articulation de la cheville pour ROBOTRAN avec une rotation possible uniquement autour de  $\vec{X}$ . Ces différences entre les 2 modèles ont des répercussions au niveau des rotations de hanches ( $RMS_{moy}$  de  $12^\circ$ ). Les  $RMS_{moy}$  dans le plan sagittal pour nos résultats sont du même ordre de grandeur que les résultats publiés pour 20 rameurs par Fohanno (Fohanno et al. 2014) entre deux algorithmes avec  $3^\circ$  à la hanche,  $4^\circ$  au genou et  $7^\circ$  à la cheville.



**Figure 60 : Inclinaison du bassin et flexions de hanche, de genou et de cheville (°) obtenues avec la cinématique inverse d'OpenSim et avec ROBOTRAN pour les conditions  $MQ_{REF}$ , et  $MQ_{RyBassinOS}$ , à cadence de 32 cpm sur ergomètre mobile (1 cycle) pour les participants P12 et P24 (côté gauche) en fonction du temps (s).**

Après avoir comparé les DDL obtenus entre OpenSim et ROBOTRAN, notons que le calcul de la cinématique est plus rapide avec la procédure de traitement de ROBOTRAN. En effet, le temps de calcul de la cinématique avec ROBOTRAN (reconstruction de  $I_{sing}$  comprise) est 20 fois plus rapide que le temps de calcul effectué avec OpenSim.

### C. Simplification des données d'entrée pour la cinématique avec ROBOTRAN

Les  $RMS_{moy}$  entre les cinématiques de  $MQ_{REF}$  et différentes conditions pour lesquelles certains DDL sont remplacés par des constantes sont présentées dans le Tableau 29. Nos résultats montrent une  $RMS_{moy}$  inférieure ou égale à  $2^\circ$  pour les flexions de hanches, de genoux et de chevilles. Les translations verticales du bassin et des pieds définies par une constante ( $MQ_{TzPiedCst}$  et  $MQ_{TzPiedCst}$ ), la translation médio-latérale du bassin ( $MQ_{TyBassin0}$ ) ou les rotations autour de l'axe antéro-postérieur ( $MQ_{RxBassin0}$ ) et vertical ( $MQ_{RzBassin0}$ ) définies comme nulles ont donc peu d'impact sur l'estimation de la cinématique. Ces DDL peuvent être rapportés à une constante, calculée à partir l'acquisition statique sur ergomètre, ou rapportés à  $0^\circ$  lors de prochaines études pour lesquelles l'enjeu serait de diminuer le nombre d'outils de mesure. La comparaison de la condition simplifiée ( $MQ_{SIMPLIF}$ ) et du modèle de référence ( $MQ_{REF}$ ) montre que les flexions sont très peu dégradées ( $1^\circ$ ). La flexion de hanche est légèrement différente ( $2^\circ$  d'écart) lorsque la translation verticale est définie par une constante. De prochaines études axées sur l'analyse des longueurs musculaires pour ces différentes conditions pourraient compléter ces résultats.

Tableau 29 : Comparaison de la cinématique de ROBOTRAN pour la condition  $MQ_{REF}$  par rapport aux conditions de modèle simplifié.

$RMS_{moy}$ ( $^\circ$ )	Flexion Hanche	Flexion Genou	Flexion Cheville	Adduction Hanche	Inversion	Rotation Hanche
$MQ_{TyBassin0}$	$0 \pm 0$	$0 \pm 0$	$0 \pm 0$	$1 \pm 0,3$	$1 \pm 0,3$	$1 \pm 0,2$
	[0 0]	[0 1]	[0 1]	[0 4]	[0 4]	[0 2]
$MQ_{TzBassinCst}$	$2 \pm 0,4$	$1 \pm 0,2$	$1 \pm 0,3$	$0 \pm 0,1$	$0 \pm 0,1$	$0 \pm 0,1$
	[0 4]	[0 2]	[0 2]	[0 1]	[0 2]	[0 1]
$MQ_{RxBassin0}$	$0 \pm 0,1$	$1 \pm 0,1$	$0 \pm 0,1$	$2 \pm 0,3$	$0 \pm 0$	$1 \pm 0,2$
	[0 1]	[0 2]	[0 1]	[1 5]	[0 0]	[0 4]
$MQ_{RzBassin0}$	$1 \pm 0,2$	$1 \pm 0,1$	$0 \pm 0,1$	$2 \pm 0,3$	$0 \pm 0$	$4 \pm 0,4$
	[0 3]	[0 2]	[0 2]	[1 8]	[0 1]	[1 12]
$MQ_{TzPiedCst}$	$1 \pm 0,1$	$0 \pm 0,1$	$0 \pm 0,1$	$0 \pm 0$	$0 \pm 0$	$0 \pm 0$
	[0 1]	[0 1]	[0 1]	[0 0]	[0 1]	[0 0]
$MQ_{SIMPLIF}$	$1 \pm 0,4$	$1 \pm 0,2$	$1 \pm 0,2$	$4 \pm 0,4$	$1 \pm 0,3$	$3 \pm 0,4$
	[0 3]	[0 2]	[0 3]	[1 11]	[0 4]	[1 10]

Pour les angles de rotation et d'adduction, l'inversion du pied est peu impactée par la simplification des données d'entrée (entre  $0$  et  $1^\circ$  d'écart avec la condition  $MQ_{REF}$ ). L'adduction de hanche est légèrement impactée ( $2^\circ$ ) lorsque les rotations du bassin autour des axes vertical et médio-latéral sont simplifiés. L'impact est d'autant plus grand lorsque les 2 grandeurs sont nulles ( $4^\circ$  pour  $MQ_{SIMPLIF}$ ). La rotation de hanche est impactée lorsque la rotation autour de l'axe vertical du bassin est nulle ( $4^\circ$ ).

Les modifications apportées pour les conditions  $MQ_{REF}$  et  $MQ_{SIMPLIF}$  de certains DDL sont illustrées pour 2 participants dans la Figure 61 sur ergomètre fixe à cadence maximale. La translation médio-latérale du bassin oscille autour de  $0$  cm ( $RMS_{moy} = 0$  cm). La  $RMS_{moy}$  de la translation verticale du bassin est de  $2 \pm 0,3$  cm alors que la  $RMS_{moy}$  de la translation verticale des pieds est de  $0 \pm 0,1$  cm. La différence plus importante au niveau du bassin est la conséquence du décollement du bassin de la coulisse au cours du cycle d'aviron. La force verticale à la coulisse est alors de l'ordre de  $200$  N (Colloud et al. 2006). Ce mouvement est la cause de l'écart entre les flexions de hanche des 2 conditions ( $2^\circ$ ). Les acquisitions effectuées sur ergomètre mobile ont peu d'impact sur l'amplitude de la translation verticale des pieds malgré la courbure

du rail. Les rotations du bassin autour des axes  $\vec{X}$  et  $\vec{Z}$  montrent des différences importantes entre les individus. La  $RMS_{moy}$  pour  $R_x$  du bassin est de  $2^\circ \pm 0,4^\circ$  et de  $4^\circ \pm 0,4^\circ$  pour  $R_z$ .

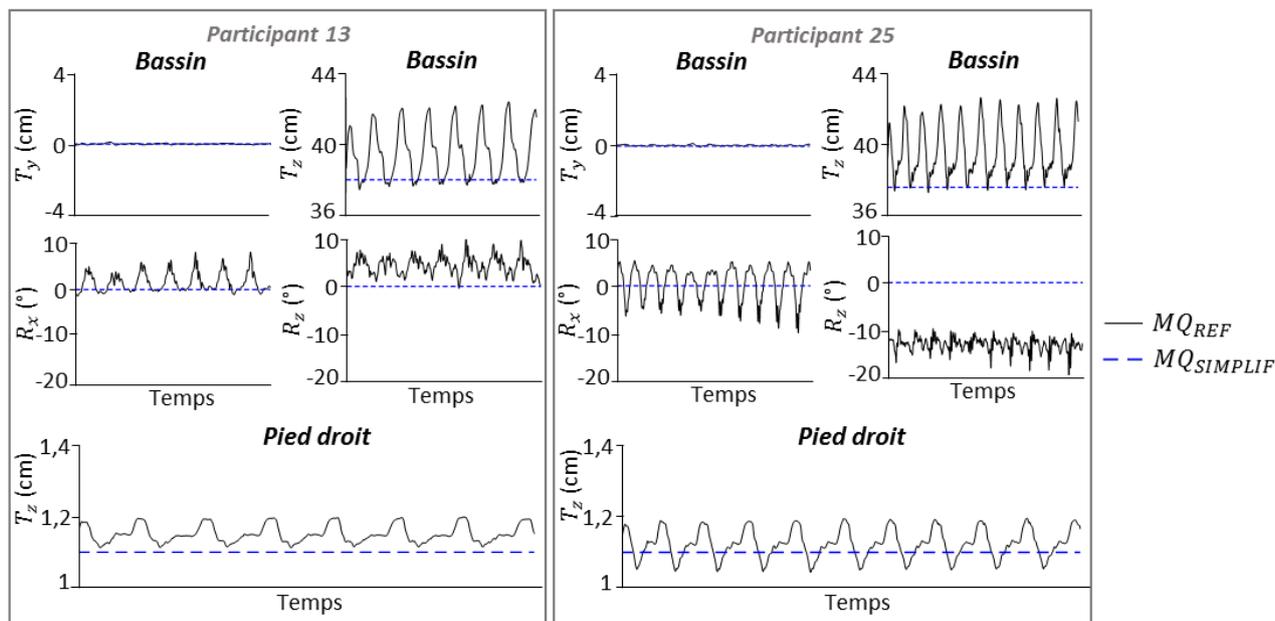


Figure 61 : Translations  $T_y$  et  $T_z$  du bassin,  $T_z$  du pied droit (cm) et rotations  $R_x$  et  $R_z$  du bassin (°) pour les conditions  $MQ_{REF}$  et  $MQ_{SIMPLIF}$  pour les participants 13 et 25 en fonction du temps (s) sur ergomètre fixe à cadence maximale.

#### D. Cinématique avec ROBOTRAN à partir des centrales inertielles

Les  $RMS_{moy}$  entre les cinématiques de  $MQ_{SIMPLIF}$  et les conditions avec les centrales inertielles comme données d'entrée sont présentées dans le

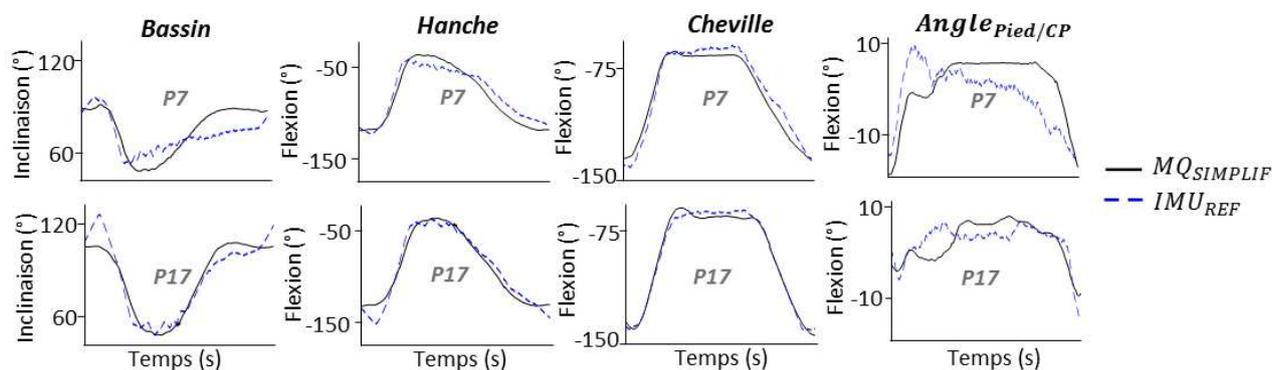
$RMS_{moy}$ (°)	Flexion Hanche	Flexion Genou	Flexion Cheville	Adduction Hanche	Inversion	Rotation Hanche	$Ang_{pied/CP}$	Inclinaison Bassin
$IMU_{Bassin}$	$13 \pm 1,8$ [4 28]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$13 \pm 1,8$ [4 28]
$IMU_{Pied}$	$2 \pm 0,3$ [1 5]	$3 \pm 0,5$ [1 8]	$6 \pm 0,9$ [1 13]	$1 \pm 0,3$ [0 4]	$1 \pm 0,5$ [0 6]	$1 \pm 0,4$ [0 5]	$7 \pm 1$ [2 14]	$0 \pm 0$ [0 0]
$IMU_{Final}$	$12 \pm 1,3$ [5 21]	$3 \pm 0,5$ [1 8]	$6 \pm 0,9$ [1 13]	$1 \pm 0,3$ [0 4]	$1 \pm 0,5$ [0 6]	$1 \pm 0,4$ [0 5]	$7 \pm 1$ [2 14]	$12 \pm 1$ [5 20]

. Pour la condition  $IMU_{Bassin}$ , la  $RMS_{moy}$  est de  $13^\circ$ ,  $0^\circ$  et  $0^\circ$  pour respectivement les flexions de hanche, de genou et de cheville. Pour la condition  $IMU_{Pied}$ , cette  $RMS_{moy}$  est alors respectivement de  $2^\circ$ ,  $3^\circ$  et  $7^\circ$ . La différence pour la flexion de hanche peut être expliquée par la différence au niveau de l'inclinaison du bassin ( $RMS_{moy} = 13^\circ$ ). Cette différence n'est pas due à un offset entre les deux conditions mais à des allures de courbes différentes, en particuliers à l'attaque du cycle d'aviron (Figure 62). Cette différence pourrait être liée à l'étirement de la peau au niveau du bassin à cet instant du cycle. De même, pour la flexion de cheville, les différences sont liées aux écarts entre l' $angle_{pied/CP}$ . Prochainement, l'impact sur l'analyse des longueurs pourrait être investigué.

**Tableau 30 : Comparaison de la cinématique de ROBOTRAN pour la condition  $MQ_{SIMPLIF}$  par rapport aux conditions avec les centrales inertielles en données d'entrée.**

$RMS_{moy}$ (°)	Flexion Hanche	Flexion Genou	Flexion Cheville	Adduction Hanche	Inversion	Rotation Hanche	$Ang_{pied/CP}$	Inclinaison Bassin
$IMU_{Bassin}$	$13 \pm 1,8$ [4 28]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$0 \pm 0$ [0 0]	$13 \pm 1,8$ [4 28]
$IMU_{Pied}$	$2 \pm 0,3$ [1 5]	$3 \pm 0,5$ [1 8]	$6 \pm 0,9$ [1 13]	$1 \pm 0,3$ [0 4]	$1 \pm 0,5$ [0 6]	$1 \pm 0,4$ [0 5]	$7 \pm 1$ [2 14]	$0 \pm 0$ [0 0]
$IMU_{Final}$	$12 \pm 1,3$ [5 21]	$3 \pm 0,5$ [1 8]	$6 \pm 0,9$ [1 13]	$1 \pm 0,3$ [0 4]	$1 \pm 0,5$ [0 6]	$1 \pm 0,4$ [0 5]	$7 \pm 1$ [2 14]	$12 \pm 1$ [5 20]

L'ordre de grandeur des différences dans cette étude est en accord avec les ordres de grandeurs publiés par Dorschky (Dorschky et al. 2019). Ces auteurs comparent la cinématique estimée à partir de centrales inertielles et un système de Mocap pour la marche et la course. Les différences pour la flexion de genou sont comparables à nos résultats ( $5^\circ$ ). Les différences sont respectivement pour la marche et la course de  $8^\circ$  et  $9^\circ$  pour la flexion de hanche et  $4^\circ$  et  $5^\circ$  pour la flexion de cheville. Ces résultats confirment que les mouvements lents ont une cinématique plus facile à estimer à partir des centrales inertielles (Nez 2017). Nos résultats pour la hanche ( $12^\circ$ ) et la cheville ( $6^\circ$ ) sont légèrement supérieurs aux données publiées pour la marche et la course (Dorschky et al. 2019). L'amplitude de l'inclinaison du bassin lors du mouvement de rame est plus grande que l'amplitude pour la marche et la course. De prochaines études pourront se pencher sur l'impact de la cadence sur ces angles.


**Figure 62 : Inclinaison du bassin, flexion de hanche, flexion de cheville et  $angle_{pied/CP}$  (°) obtenus avec ROBOTRAN pour les conditions  $MQ_{SIMPLIF}$ ,  $IMU_{REF}$  à cadence de 20 cpm sur ergomètre fixe (1 cycle) pour les participants P7 et P17 en fonction du temps (s) (côté droit).**

## 4. Conclusion

Les enjeux de cette dernière étude sont de développer un modèle de chaîne cinématique en boucle fermée avec le logiciel ROBOTRAN pour (i) retrouver une cinématique du mouvement d'aviron cohérente avec les résultats obtenus par la cinématique inverse d'OpenSim, (ii) proposer un modèle simplifié qui permet de diminuer les données d'entrée sans dégrader fortement les résultats de cinématique et (iii) tester la faisabilité du protocole développé avec des signaux issus de centrales inertielles. La cinématique obtenue avec ROBOTRAN présente des singularités lorsque les genoux du rameur sont en extension. Une reconstruction de la flexion de genoux probable permet de gérer cette singularité. La cinématique entre OpenSim et ROBOTRAN est acceptable pour les flexions de hanche ( $5^\circ$ ) et de genou ( $4^\circ$ ) et l'adduction de hanche ( $6^\circ$ ).

L'estimation de la flexion de cheville est légèrement différente ( $7^\circ$  d'écart) puisque les axes de flexions de cheville et l'inversion du pied sont modélisés différemment. Cela a des répercussions sur la rotation de hanche ( $12^\circ$  d'écart). Une prochaine étape consistera à améliorer la modélisation sur ROBOTRAN de l'inversion subtalaire car seul un DDL est actuellement autorisé autour de l'axe médio-latéral. A terme, l'inversion pourrait être définie comme une fonction permettant la combinaison de rotation autour de l'axe médio-latéral et vertical.

La simulation des cinématiques avec ROBOTRAN en simplifiant certains DDL dont les amplitudes de mesure sont faibles permet de retrouver une cinématique proche de la cinématique de référence avec  $1^\circ$  d'écart pour les flexions de hanche, de genou, de cheville et l'inversion du pied. L'adduction et la rotation de hanche sont légèrement dégradées ( $4^\circ$  et  $3^\circ$  d'écart) notamment lorsque les rotations du bassin autour des axes antéro-postérieur et vertical sont bloqués à  $0^\circ$ . Le choix de conserver ou non ces DDL pour les futures analyses devra se faire en fonction des objectifs souhaités de l'étude.

Le pilotage de l'orientation du bassin et de l' $angle_{\text{pied}/CP}$  issue des centrales inertielles montre des résultats encourageants avec une reconstruction fidèle de la flexion de genou ( $3^\circ$ ), de l'adduction et la rotation de hanche et de l'inversion du pied (écart inférieur à  $2^\circ$ ). Des écarts plus importants sont constatés pour la flexion de cheville ( $7^\circ$ ) et la flexion de hanche ( $12^\circ$ ). De futures investigations pourront être portées sur le développement d'un protocole de mesure et de traitement des données plus adapté pour affiner ces premiers résultats.

En perspective, ce modèle pourrait être utilisé pour l'analyse de la cinématique directement sur bateau. En effet, les translations de la coulisse et des cale-pieds pourraient être estimés avec des capteurs de déplacement, et les orientations segmentaires pourraient être approximés par des centrales inertielles.

## CONCLUSION GÉNÉRALE

L'enjeu de l'analyse biomécanique des mouvements cycliques est d'identifier des paramètres au cours du geste qui ont des effets sur la performance ou le risque de blessures afin de proposer des améliorations. Actuellement, la gestuelle des sportifs au cours de mouvements cycliques est étudiée principalement par une analyse cinématique en laboratoire grâce à des systèmes de Mocap. Une des principales limites de ce type de mesure est que l'espace d'analyse est restreint au champ des caméras et ne permet pas d'analyser un mouvement cyclique lorsque le sportif effectue de grands déplacements (aviron, course à pied, cyclisme, kayak, ...). Nous savons que la production du geste est liée à l'activation des muscles moteurs qui sont impliqués dans la production de forces. Ainsi, l'analyse cinématique est couramment couplée à une analyse dynamique et à une analyse de l'activité EMG des muscles moteurs (Miarka et al. 2018). Cependant, les muscles ont des propriétés différentes en fonction de leur géométrie ; les longueurs musculaires notamment ont un impact sur la production de force et donc un impact sur le mouvement (Guilhem 2017). Or elles sont peu étudiées dans la littérature bien qu'elles puissent être analysées au cours d'un mouvement dynamique à l'échelle microscopique (portion de muscle) grâce à l'utilisation de l'élastographie (Bilston et al. 2019) ou macroscopique (muscle entier) grâce à l'utilisation d'équations de régression pour une analyse en 2D (Hauraix et al. 2017) ou d'un modèle musculo-squelettique pour une analyse en 3D. Nous avons vu que les modèles musculo-squelettiques ne sont cependant pas adaptés pour le membre inférieur pour l'étude de gestes à grandes amplitudes dans le plan sagittal. Les objectifs de cette thèse sont de développer un protocole adapté pour analyser les longueurs musculaires au cours de mouvements sportifs à grandes amplitudes dans le plan sagittal et de proposer une méthodologie pour analyser la cinématique articulaire d'un mouvement cyclique *in situ* pour le membre inférieur.

**L'étude 1** de la thèse vise à développer un modèle musculo-squelettique avec le logiciel OpenSim à partir d'un modèle déjà existant du membre inférieur et du rachis (Raabe & Chaudhari 2016). Les DDL dans le plan sagittal sont augmentés pour les lombaires, les hanches et les genoux. La modélisation des muscles est modifiée afin que les bras de levier soient en accord avec les propriétés musculaires publiées dans la littérature respectant le contournement des surfaces osseuses. Les bras de levier des muscles lombaires et des muscles qui traversent l'articulation de la cheville ne sont quasiment pas impactés par les modifications. Les bras de levier des autres muscles sont modifiés et les résultats lors de flexions extrêmes sont en accord avec les données publiées dans la littérature (Hoy et al. 1990; Buford et al. 1997). La modélisation musculo-squelettique reste cependant générique avec des insertions prédéfinies identiques pour chacun des participants. De futures investigations pourront être menées afin de connaître l'impact de la modification des insertions musculaires lors d'une analyse des longueurs musculaires pour des mouvements dynamiques. Pour cela, une personnalisation des modèles musculo-squelettique pourrait être effectuée à partir de techniques d'imagerie telle que la radiographie et l'IRM.

L'analyse des longueurs musculaires pour des mouvements à grandes amplitudes qui place le sportif dans des postures où les longueurs sont proches de la longueur maximale statique du muscle. Nous avons vu que la contraction volontaire d'un muscle placé dans un étirement important est répétée un grand nombre de fois au cours de mouvement cyclique et peut avoir des

conséquences néfastes sur les tissus musculaires. Une méthode pour détecter les sportifs qui atteignent des longueurs proches de leur maximum est d'effectuer une mesure de la longueur maximale en statique du muscle. Pour cela, nous avons constaté que le choix des tests fait consensus pour les muscles mono-articulaires mais que la littérature ne propose pas de test de référence pour les muscles bi-articulaires et les muscles lombaires.

**L'étude 2** est donc axée sur la détermination de tests de référence pour les muscles bi-articulaires. La fonction musculaire des muscles ciblés est également commentée grâce à des résultats de simulation des longueurs sur toute l'amplitude de mouvement. L'analyse des longueurs musculaires avec un modèle musculo-squelettique n'est pas effectuée dans la littérature à notre connaissance. Cette procédure permet pourtant d'identifier les interactions entre les différents groupes musculaires et de comprendre les mouvements compensatoires au cours des tests d'étirements. Nos résultats d'angles articulaires et les différences identifiées entre les résultats des hommes et des femmes sont en accord avec les résultats publiés dans la littérature, ce qui valide notre procédure. Pour le test des ischio-jambiers bi-articulaires, le test qui place le participant allongé sur le dos avec le genou en extension (« PSLR » en anglais) ressort comme le meilleur test pour obtenir les longueurs maximales. Pour le droit fémoral, le test lorsque le participant est allongé sur le dos avec la hanche en extension dans le vide avec un opérateur qui induit la flexion de genou (« Modified Thomas Test » en anglais) ressort comme le plus adapté pour obtenir la longueur maximale. Nos résultats montrent également que pour obtenir la longueur maximale des *gastrocnemii*, le participant doit être placé sur le dos avec le genou en extension complète ou bien avec une légère flexion de genou (10°). Pour obtenir la longueur du *soleus*, une flexion de genou de 30° est suffisante afin de relâcher les *gastrocnemii*. Le protocole que nous avons mis en place ne bloque pas l'inversion du pied alors que certaines études proposent de réaliser ce test avec un opérateur qui contrôle l'inversion du pied. Ce biais pourra être analysé dans de prochaines études. Pour les muscles bi-articulaires, les comportements régionaux des muscles ne sont pas pris en compte par le modèle OpenSim. Nos résultats ne permettent pas actuellement de décrire les fonctions musculaires à l'échelle microscopique et de commenter l'impact d'une mobilisation de l'articulation proximale puis de l'articulation distale ou inversement. Coupler ce type d'analyse avec de l'élastographie serait une perspective intéressante afin de compléter ces résultats (Bilston et al. 2019). Enfin, pour les muscles lombaires, deux tests ressortent comme les plus adaptés pour obtenir les longueurs maximales. Ces deux tests placent le participant dans une posture assise. Pour le premier test, les genoux sont extension maximale et l'antéversion du bassin est limitée par un étirement des ischio-jambiers (« sit-and-reach test » en anglais). Pour le second test, les genoux sont en flexion maximale et l'étirement des *gluteus* limite l'antéversion du bassin. Pour cette deuxième posture, l'impact de la hauteur des pieds n'est pas étudié et constitue un axe de réflexion pour la suite.

L'utilisation d'équations de régression est une technique encore utilisée à ce jour pour obtenir les longueurs musculaires lors de mouvements dynamiques (Hauraix et al. 2017). Ces équations sont utilisables en 2D et sont définies pour des amplitudes qui ne couvrent pas les gestes avec de grandes amplitudes de mouvements.

**L'étude 3** vise à comparer ces méthodes de calcul avec la modélisation d'OpenSim plus complexe et adaptée à l'analyse des longueurs musculaires en 3D. Une première étape de simulation des longueurs en fonction de toute l'amplitude de mouvement avec les équations de

régression et avec OpenSim montre que les allures des courbes sont comparables entre les différentes méthodes lorsque les amplitudes sont comprises dans les amplitudes définies pour les équations de régression. Nos résultats montrent un offset entre les différentes méthodes qui serait dû à la prise en compte d'insertions musculaires différentes. Pour les amplitudes maximales, un effet de bord est cependant visible avec les équations de régression qui serait lié à une non-gestion de l'enroulement du muscle autour des surfaces osseuses lors des amplitudes extrêmes. Pour les muscles bi-articulaires, l'impact de l'interaction entre les sollicitations de l'articulation distale d'une part et proximale d'autre part n'est pas pris en compte avec l'équation d'HAWKINS (Hawkins & Hull 1990). Cependant, il semble être mieux identifié avec les équations de VISSER (Visser et al. 1990) et GRIEVE (Grieve et al. 1978). Dans un second temps, un protocole expérimental est mis en place avec des mouvements de squats complets au cours duquel la position des pieds est imposée afin d'induire des angles plus ou moins grands de rotation et d'abduction de hanche. À partir de ces mouvements, la cinématique musculaire est analysée en 2D et en 3D et les longueurs obtenues avec les équations de régression sont comparées à celles obtenues avec OpenSim. Nos résultats montrent qu'il est important de standardiser la position des pieds (écartement égal à une fois la largeur du bassin et pieds parallèles) lors d'une étude des longueurs musculaires en 2D. Nous validons l'utilisation de l'équation d'HAWKINS pour les muscles mono-articulaires mais nous déconseillons l'utilisation de l'équation d'HAWKINS et de VISSER dans le cadre de l'analyse de squats complets à cause des effets de bord. Pour la méthode de GRIEVE cependant, malgré une amplitude au-delà de l'amplitude définie pour l'équation, nos résultats montrent qu'elle peut être utilisée pour l'analyse de mouvements à grandes amplitudes à condition que la position des pieds soit standardisée. Cette étude justifie la nécessité d'utiliser un modèle musculo-squelettique pour l'analyse des longueurs musculaires du membre inférieur lors de mouvements à grandes amplitudes et dont le mouvement n'est pas uniquement effectué dans le plan sagittal.

Le protocole développé pour l'analyse des longueurs musculaires au cours d'un mouvement cyclique à grandes amplitudes est appliqué à la gestuelle du rameur dans l'**étude 4**. L'objectif de cette étude est de mettre en place un protocole expérimental sur ergomètre d'aviron afin de se pencher sur l'apport d'une analyse des longueurs musculaires lorsqu'elle est couplée à une analyse classique (cinématique articulaire, dynamique, signaux EMG). Pour cela, différentes catégories de rameurs effectuent des exercices sur deux types d'ergomètre à trois cadences différentes et les paramètres biomécaniques cités ci-dessus sont analysés. Nos résultats montrent que les *ErecSpin*, les extenseurs de hanche et les vastus atteignent des valeurs proches de leurs longueurs maximales statiques lors de mouvements sur ergomètre avec des valeurs pics plus grandes à cadence faible par rapport à une cadence élevée et d'autant plus grandes chez les hommes par rapport aux femmes. Nos résultats montrent que cette différence n'est pas due à une différence de souplesse mais bien à un couplage différent entre la séquence de flexion/extension et l'abduction entre les hommes et les femmes. À l'attaque, les rameuses semblent utiliser une stratégie axée sur une sollicitation importante de la flexion de cheville pour augmenter leur allonge alors que les hommes réalisent une flexion de genou plus grande couplée à une abduction de hanche plus importante. De prochaines études pourront être portées sur les propriétés musculo-tendineuses chez ces populations afin d'expliquer ces différentes stratégies. Nos résultats rapportent également que les femmes ont une asymétrie plus grande au niveau des muscles du

dos. La gestion du déséquilibre liée à la tâche semble donc être gérée en partie par les muscles lombaires par les femmes, ce qui pourrait expliquer en partie la prévalence de l'apparition de lombalgie chez les rameuses. Cette hypothèse est à creuser. L'analyse des longueurs musculaires couplées aux activations EMG et aux données de forces montre que pour les juniors, le *BicepFemL* se contracte de manière excentrique avec un pic de longueur proche de la longueur maximale et supérieur à celui des séniors lors de la phase de propulsion (lorsque la force enregistrée atteint sa valeur maximale) alors qu'il se contracte de manière isométrique pour les séniors. Cette contraction pourrait limiter l'antéversion du bassin en début de cycle et ainsi augmenter la tension au niveau des muscles lombaires. Les juniors présentent d'ailleurs une intensité EMG au niveau des lombaires plus importantes lors de cette phase que les séniors. Une synchronisation différente de la flexion de hanche couplée à l'extension de genou chez les juniors et une sur-sollicitation des lombaires en début de cycle pourrait être une des causes de la prévalence de la lombalgie chez les jeunes. Nos résultats montrent que les *SemiTen* et les *SemiMem* sont d'autant plus étirés sur ergomètre fixe par rapport à un ergomètre mobile, ce qui pourrait amplifier les effets néfastes pour les jeunes catégories. Notons cependant qu'au sein d'une même catégorie, des différences entre les rameurs sont identifiées. L'analyse des longueurs couplées à l'activité EMG pour les muscles bi-articulaires souligne que les modes de contraction peuvent être différents bien que la cinématique articulaire soit identique. L'étude des DDL isolément les uns des autres comme cela était fait dans la littérature ne permet pas de caractériser autant les différences interindividuelles. De ce fait, certains entraînements axés sur le développement des mêmes capacités physiques pour chaque rameur d'une même catégorie, d'un même bateau, n'est peut-être pas une solution à envisager systématiquement. A terme, il faudrait identifier différents « styles » de rame à partir des modes de contraction mises en place par le rameur et adapter les consignes techniques et/ou la programmation de son entraînement en fonction de ses qualités physiques et de son « style ». La procédure permettant l'analyse de la cinématique musculaire mise en place dans cette thèse apporte donc bien de nouvelles perspectives pour l'analyse biomécanique de mouvements cycliques à grandes amplitudes notamment pour l'identification des risques de blessures et ouvre des perspectives de recherche vers une individualisation de l'entraînement pour la performance de haut niveau. Cependant, la cinématique musculaire sur ergomètre n'est peut-être pas identique à celle mise en place en bateau. Une prochaine étape serait de proposer un protocole pour obtenir la cinématique articulaire en 3D sur bateau. Il serait alors possible de piloter un modèle musculo-squelettique déjà mis à l'échelle et d'analyser les longueurs musculaires sur bateau pour les comparer avec les conditions sur ergomètre.

En aviron, les rameurs ont un contact quasiment permanent entre la coulisse et le bassin et entre le pied et le cale-pied au cours des cycles d'aviron. Par conséquent, le membre inférieur du sportif peut être modélisé par une chaîne cinématique en boucle fermée.

**L'étude 5** est axée sur le développement d'un modèle de chaîne cinématique en fermeture de boucle et le pilotage du modèle par des centrales inertielles afin de minimiser les outils de mesure pour une analyse sur bateau et diminuer les erreurs qui en découlent. Pour cela, un modèle de chaîne cinématique est développé en collaboration avec l'université catholique de Louvain et plus particulièrement l'iMMC (Institute of Mechanics, Materials, and Civil Engineering) sur le logiciel ROBOTRAN (Fisette & Docquier 2019). En s'appuyant sur l'expérimentation de l'étude

précédente sur ergomètre, la cinématique estimée avec ROBOTRAN à partir des marqueurs réfléchissants est comparée à la cinématique obtenue avec OpenSim. Nos résultats montrent que les DDL entre les deux méthodes de calcul sont cohérents. La définition de l'inclinaison du bassin propre à la méthode de calcul a cependant une influence importante sur la flexion de hanche. La définition des axes de flexion et d'inversion du pied a également un impact sur le calcul de la flexion de cheville entre les deux méthodes. Dans une deuxième étape, les DDL avec peu d'amplitude au cours du cycle d'aviron sont simplifiés par une constante ou définis comme nuls. Le modèle simplifié ainsi proposé permet d'estimer correctement la cinématique dans le plan sagittal et valide la minimisation du nombre de mesures utiles pour de futures études. La simplification des rotations du bassin a cependant un faible impact sur l'abduction et la rotation de hanche. Enfin, l'estimation de la cinématique avec le modèle ROBOTRAN, à partir de centrales inertielles placées sur le bassin et les pieds, fournit des résultats encourageants pour la reconstruction de la cinématique. En conclusion, une amélioration du modèle ROBOTRAN devra être effectuée pour définir les axes de la cheville. De prochaines investigations pourront être effectuées pour améliorer la modélisation du genou afin de prendre en compte la translation du tibia par rapport au fémur lors de flexions importantes du genou (Hamai et al. 2013). Le traitement des données des centrales inertielles pourra être affiné notamment pour la définition des axes fonctionnels (Pacher et al. 2019) et le traitement des données (Nez et al. 2018).

## BIBLIOGRAPHIE

- Aalto TJ, Airaksinen O, Härkönen TM, Arokoski JP. 2005. Effect of passive stretch on reproducibility of hip range of motion measurements. *Arch Phys Med Rehabil.* 86:549–557.
- An WW, Wong V, Cheung RTH. 2015. Lower limb reaction force asymmetry in rowers with and without a history of back injury. *Sports Biomech.* 14:375–383.
- Arnold EM, Ward SR, Lieber RL, Delp SL. 2010. A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Ann Biomed Eng.* 38:269–279.
- Ayala F, Sainz de Baranda P, De Ste Croix M, Santonja F. 2011. Criterion-related validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility in professional futsal players. *Phys Ther Sport.* 12:175–181.
- Baker P, Coggon D, Reading I, Barrett D, McLaren M, Cooper C. 2002. Sports injury, occupational physical activity, joint laxity, and meniscal damage. *J Rheumatol.* 29:557–563.
- Bakirtzoglou P, Ioannou P, Bakirtzoglou F. 2010. Evaluation of Hamstring flexibility by using two different measuring instruments. *Sportlogia.* 6:28–34.
- Baltaci G, Un N, Tunay V, Besler A, Gerçeker S. 2003. Comparison of three different sit and reach tests for measurement of hamstring flexibility in female university students. *Br J Sports Med.* 37:59–61.
- Begon M, Colloud F, Fohanno V, Bahuaud P, Monnet T. 2009. Computation of the 3D kinematics in a global frame over a 40m-long pathway using a rolling motion analysis system. *J Biomech.* 42:2649–2653.
- Billat V. 2012. *Physiologie et méthodologie de l'entraînement: de la théorie à la pratique.* Bruxelles: De Boeck.
- Bilston LE, Bolsterlee B, Nordez A, Sinha S. 2019. Contemporary image-based methods for measuring passive mechanical properties of skeletal muscles in vivo. *J Appl Physiol.* 126:1454–1464.
- Blair SN, Falls HB, Pate RR. 1983. A New Physical Fitness Test. *Phys Sportsmed.* 11:87–95.
- Bobbert MF, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. 1986. A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J Biomech.* 19:887–898.
- Bonnet V, Mazzà C, Fraise P, Cappozzo A. 2012. A least-squares identification algorithm for estimating squat exercise mechanics using a single inertial measurement unit. *J Biomech.* 45:1472–1477.

- Brand RA, Crowninshield RD, Wittstock CE, Pedersen DR, Clark CR, Van Krieken FM. 1982. A model of lower extremity muscular anatomy. *J Biomech Eng.* 104:304–310.
- Buckeridge E, Hislop S, Bull A, McGregor A. 2012. Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing. *Med Sci Sports Exerc.* 44:2147–2153.
- Buckeridge EM, Bull AMJ, McGregor AH. 2014. Foot force production and asymmetries in elite rowers. *Sports Biomech.* 13:47–61.
- Buford WL, Ivey FM, Malone JD, Patterson RM, Pearce GL, Nguyen DK, Stewart AA. 1997. Muscle balance at the knee-moment arms for the normal knee and the ACL-minus knee. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 5:367–379.
- Cappozzo A. 2002. Minimum measured-input models for the assessment of motor ability. *J Biomech.* 35:437–446.
- Castro-Piñero J, Chillón P, Ortega FB, Montesinos JL, Sjöström M, Ruiz JR. 2009. Criterion-Related Validity of Sit-and-Reach and Modified Sit-and-Reach Test for Estimating Hamstring Flexibility in Children and Adolescents Aged 6–17 Years. *Int J Sports Med.* 30:658–662.
- Catelli D, Wesseling M, Kowalski E, Jonkers I, Lamontagne M. 2017. Wrapping Surfaces to Control Moment Arm Lengths during a Squat Task. In: Cologne, Germany.
- Cejudo A, Sainz de Baranda P, Ayala F, Santonja F. 2015. Test-retest reliability of seven common clinical tests for assessing lower extremity muscle flexibility in futsal and handball players. *Phys Ther Sport.* 16:107–113.
- Černe T, Kamnik R, Vesnicer B, Žganec Gros J, Munih M. 2013. Differences between elite, junior and non-rowers in kinematic and kinetic parameters during ergometer rowing. *Hum Mov Sci.* 32:691–707.
- Chevallier J-M. 1998. Anatomie, tome 2 : L'appareil locomoteur. Paris: Médecine Sciences Publications.
- Christophy M, Faruk Senan NA, Lotz JC, O'Reilly OM. 2012. A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomech Model Mechanobiol.* 11:19–34.
- Cini A, Vasconcelos D, Souza G, Lima CS. 2016. Acute effect of different time periods of passive static stretching on the hamstring flexibility. *J Back Musculoskelet Rehabil.* Preprint:1–6.
- Clapis PA, Davis SM, Davis RO. 2008. Reliability of inclinometer and goniometric measurements of hip extension flexibility using the modified Thomas test. *Physiother Theory Pract.* 24:135–141.
- Clarkson HM. 2013. Musculoskeletal assessment: joint motion and muscle testing. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health.
- Clarsen B, Krosshaug T, Bahr R. 2010. Overuse Injuries in Professional Road Cyclists. *Am J Sports Med.* 38:2494–2501.
- Colloud F. 2003. Modélisation dynamique du rameur lors d'exercices réalisés sur ergomètres d'aviron Implications pour l'entraînement. Lyon.

- Colloud F, Bahuaud P, Doriot N, Champely S, Chèze L. 2006. Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers: Mechanical aspects. *J Sports Sci.* 24:479–493.
- Cornbleet SL, Woolsey NB. 1996. Assessment of hamstring muscle length in school-aged children using the sit-and-reach test and the inclinometer measure of hip joint angle. *Phys Ther.* 76:850–855.
- Czaprowski D, Leszczewska J, Kolwicz A, Pawłowska P, Kędra A, Kriščiūnas A, Raistenskis J, Kowalski IM. 2013. The influence of self-stretching based on postisometrical relaxation, static stretching combined with stabilizing exercises, and stabilizing exercises only on the flexibility of one-joint and two-joint hip flexors. *Med Kaunas Lith.* 49:439–446.
- Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. 2007. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 54:1940–1950.
- Delp SL, Loan JP. 1995. A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput Biol Med.* 25:21–34.
- Delp SL, Loan JP. 2000. A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *Comput Sci Eng.* 2:46–55.
- Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. 1990. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng.* 37:757–767.
- Denegar CR, Hertel J, Fonseca J. 2002. The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *J Orthop Sports Phys Ther.* 32:166–173.
- Doorenbosch CAM, van Ingen Schenau GJ. 1995. The role of mono- and bi-articular muscles during contact control leg tasks in man. *Hum Mov Sci.* 14:279–300.
- Dorschky E, Nitschke M, Seifer A-K, van den Bogert AJ, Eskofier BM. 2019. Estimation of gait kinematics and kinetics from inertial sensor data using optimal control of musculoskeletal models. *J Biomech.*:109278.
- Dvorák J, Vajda EG, Grob D, Panjabi MM. 1995. Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* 4:18–23.
- Edama M, Onishi H, Kumaki K, Kageyama I, Watanabe H, Nashimoto S. 2015. Effective and selective stretching of the medial head of the gastrocnemius: Effective and selective stretching. *Scand J Med Sci Sports.* 25:242–250.
- Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech.* 39:2798–2809.
- Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. 1996. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine.* 21:71–78.

- Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, Lyons K, Bydder G, Phillips N, Best TM, Benjamin M. 2006. The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *J Anat.* 208:309–316.
- Ferber R, Kendall KD, McElroy L. 2010. Normative and Critical Criteria for Iliotibial Band and Iliopsoas Muscle Flexibility. *J Athl Train.* 45:344–348.
- Fiore DC. 2003. Injuries Associated With Whitewater Rafting and Kayaking. *Wilderness Environ Med.* 14:255–260.
- Fisette P, Docquier Q. 2019. Modeling Multibody Systems with ROBOTRAN.
- Fohanno V, Begon M, Lacouture P, Colloud F. 2014. Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody Syst Dyn.* 31:433–449.
- Fohanno V, Nordez A, Smith R, Colloud F. 2015. Asymmetry in elite rowers: effect of ergometer design and stroke rate. *Sports Biomech.* 14:310–322.
- Fouré A, Nordez A, Cornu C. 2010. Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol.* 109:849–854.
- Fukunaga T, Kawakami Y, Kubo K, Kanehisa H. 2002. Muscle and Tendon Interaction During Human Movements: *Exerc Sport Sci Rev.* 30:106–110.
- Gabbe BJ, Bennell KL, Wajswelner H, Finch CF. 2004. Reliability of common lower extremity musculoskeletal screening tests. *Phys Ther Sport.* 5:90–97.
- Gajdosik RL. 2001. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech.* 16:87–101.
- Gajdosik RL, Albert CR, Mitman JJ. 1994. Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 20:213–219.
- Gajdosik RL, Hatcher CK, Whitsell S. 1992. Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. *Clin Biomech.* 7:38–42.
- Gajdosik RL, Rieck MA, Sullivan DK, Wightman SE. 1993. Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. *J Orthop Sports Phys Ther.* 18:614–618.
- Gauche E, Couturier A, Lepers R, Michaut A, Rabita G, Hausswirth C. 2009. Neuromuscular fatigue following high versus low-intensity eccentric exercise of biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 19:e481–e486.
- Gee TI, Olsen PD, Berger NJ, Golby J, Thompson KG. 2011. Strength and Conditioning Practices in Rowing: *J Strength Cond Res.* 25:668–682.
- Green RAR, Wilson DJ. 2000. A pilot study using magnetic resonance imaging to determine the pattern of muscle group recruitment by rowers with different levels of experience. *Skeletal Radiol.* 29:196–203.

- Greene AJ, Sinclair PJ, Dickson MH, Colloud F, Smith RM. 2009. Relative shank to thigh length is associated with different mechanisms of power production during elite male ergometer rowing. *Sports Biomech.* 8:302–317.
- Greene AJ, Sinclair PJ, Dickson MH, Colloud F, Smith RM. 2013. The effect of ergometer design on rowing stroke mechanics: Rowing stroke mechanics. *Scand J Med Sci Sports.* 23:468–477.
- Gregory JE, Morgan DL, Proske U. 2003. Tendon organs as monitors of muscle damage from eccentric contractions. *Exp Brain Res.* 151:346–355.
- Grieve D, Pheasant S, Cavanagh P. 1978. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. *Biomech Vi-A.* 2:405–412.
- Guilhem G. 2017. Plasticité neuromusculaire au stress mécanique : du fascicule à la performance sportive. *Neurophysiol Clin Neurophysiol.* 47:203.
- Hagerman FC. 1984. Applied Physiology of Rowing. *Sports Med.* 1:303–326.
- Halbertsma JPK, Göeken LNH, Hof AL, Groothoff JW, Eisma WH. 2001. Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 82:232–238.
- Halvorsen K. 2003. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *J Biomech.* 36:999–1008.
- Hamai S, Moro-oka T, Dunbar NJ, Miura H, Iwamoto Y, Banks SA. 2013. In vivo healthy knee kinematics during dynamic full flexion. *BioMed Res Int.* 2013:1–4.
- Hamner SR, Seth A, Delp SL. 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. *J Biomech.* 43:2709–2716.
- Harvey D. 1998. Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. *Br J Sports Med.* 32:68–70.
- Hauraix H, Dorel S, Rabita G, Guilhem G, Nordez A. 2017. Muscle fascicle shortening behaviour of vastus lateralis during a maximal force–velocity test. *Eur J Appl Physiol.* 117:289–299.
- Hauraix H, Nordez A, Dorel S. 2013. Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions. *J Appl Physiol.* 115:1015–1024.
- Hawkins D, Hull ML. 1990. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J Biomech.* 23:487–494.
- Held S, Siebert T, Donath L. 2019. Changes in mechanical power output in rowing by varying stroke rate and gearing. *Eur J Sport Sci.*:1–9.
- Herrington L. 2013. The effect of pelvic position on popliteal angle achieved during 90: 90 hamstring-length test. *J Sport Rehabil.* 22:254–256.
- Hickey GJ, Fricker PA, McDonald WA. 1997. Injuries to elite rowers over a 10-yr period. *Med Sci Sports Exerc.* 29:1567–1572.
- Hill AV. 1950. The Series Elastic Component of Muscle. *Proc R Soc B Biol Sci.* 137:273–280.

- Hodson-Tole EF, Wakeling JM, Dick TJM. 2016. Passive Muscle-Tendon Unit Gearing Is Joint Dependent in Human Medial Gastrocnemius. *Front Physiol.* 7.
- Howell DW. 1984. Musculoskeletal profile and incidence of musculoskeletal injuries in lightweight women rowers. *Am J Sports Med.* 12:278–282.
- Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. 1990. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech.* 23:157–169.
- Huijing PA. 1985. Architecture of the Human Gastrocnemius Muscle and Some Functional Consequences. *Cells Tissues Organs.* 123:101–107.
- Huijing PA, Baan GC. 2001. Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force. *Acta Physiol Scand.* 173:297–311.
- Hume PA. 2017. Movement Analysis of Scull and Oar Rowing. In: Müller B, Wolf SI, Brueggemann G-P, Deng Z, McIntosh A, Miller F, Selbie WS, editors. *Handb Hum Motion.* Cham: Springer International Publishing; p. 1–21.
- Huxley AF. 1974. Muscular contraction. *J Physiol.* 243:1–43.
- Janshen L, Mattes K, Tidow G. 2009. Muscular coordination of the lower extremities of oarsmen during ergometer rowing. *J Appl Biomech.* 25:156–164.
- Johnston R, Cahalan R, O’Keeffe M, O’Sullivan K, Comyns T. 2018. The associations between training load and baseline characteristics on musculoskeletal injury and pain in endurance sport populations: A systematic review. *J Sci Med Sport.* 21:910–918.
- Kainz H, Hoang H, Stockton C, Boyd RR, Lloyd DG, Carty CP. 2017. Accuracy and Reliability of Marker Based Approaches to Scale the Pelvis, Thigh and Shank Segments in Musculoskeletal Models. *J Appl Biomech.*:1–21.
- Kamina P, Gouazé A. 2009. *Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale, membres.* 4e édition. Paris: Maloine.
- Keegan JJ. 1953. Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *JBJS.* 35:589–603.
- Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. 2005. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain.* 5 edition. Baltimore, MD: LWW.
- Kim G-M, Ha S-M. 2015. Reliability of the modified Thomas test using a lumbo-plevic stabilization. *J Phys Ther Sci.* 27:447–449.
- Kim PJ, Peace R, Mieras J, Thoms T, Freeman D, Page J. 2011. Interrater and intrarater reliability in the measurement of ankle joint dorsiflexion is independent of examiner experience and technique used. *J Am Podiatr Med Assoc.* 101:407–414.
- Kisner C, Colby L. 2002. *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques,* 4th Edition. 4th edition. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company.

- Kleshnev V. 2011. *Biomechanics of Rowing*. Australia: The Crowood Press.
- Komi PV. 2000. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech.* 33:1197–1206.
- Krause DA, Cloud BA, Forster LA, Schrank JA, Hollman JH. 2011. Measurement of ankle dorsiflexion: a comparison of active and passive techniques in multiple positions. *J Sport Rehabil.* 20:333–344.
- Lai AKM, Arnold AS, Wakeling JM. 2017. Why are Antagonist Muscles Co-activated in My Simulation? A Musculoskeletal Model for Analysing Human Locomotor Tasks. *Ann Biomed Eng.* 45:2762–2774.
- Lamb DH. 1989. A kinematic comparison of ergometer and on-water rowing. *Am J Sports Med.* 17:367–373.
- Lantsoght O. 2019. *Défense Publique. Couplage entre dynamique multicorps et méthode des éléments discrets : modélisation et expérimentation.*
- LaStayo PC, Woolf JM, Lewek MD, Snyder-Mackler L, Reich T, Lindstedt SL. 2003. Eccentric Muscle Contractions: Their Contribution to Injury, Prevention, Rehabilitation, and Sport. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33:557–571.
- Laudner KG, Benjamin PJ, Selkow NM. 2016. Effect of Ankle Positioning During Hamstring Stretches for Improving Straight Leg Hip Flexion Motion. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med.* 26:167–171.
- Le Sant G, Ates F, Brasseur J-L, Nordez A. 2015. Elastography Study of Hamstring Behaviors during Passive Stretching. Pérez MA, editor. *PLOS ONE.* 10:e0139272.
- Le Sant G, Nordez A, Andrade R, Hug F, Freitas S, Gross R. 2017. Stiffness mapping of lower leg muscles during passive dorsiflexion. *J Anat.* 230:639–650.
- Leboeuf F, de Leluardière FA, Lacouture P, Duboy J, Leplanquais F, Junqua A. 2006. Étude biomécanique de la course à pied. *Podoogie.* 27:20.
- Lee RYW, Wong TKT. 2002. Relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Hum Mov Sci.* 21:481–494.
- López-Miñarro PÁ, Andújar PS de B, García PLR, Toro EO. 2007. A comparison of the spine posture among several sit-and-reach test protocols. *J Sci Med Sport.* 10:456–462.
- López-Miñarro PÁ, Muyor JM, Alacid F, Vaquero-Cristóbal R, López-Plaza D, Isorna M. 2013. Comparison of hamstring extensibility and spinal posture between kayakers and canoeists. *Kineziologija.* 45:163–170.
- Lu T-W, O'Connor JJ. 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech.* 32:129–134.
- Lund ME, Andersen MS, de Zee M, Rasmussen J. 2015. Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *Int Biomech.* 2:1–11.

- Madgwick SOH. 2010. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. :32.
- Mäestu J, Cicchella A, Purge P, Ruosi S, Jürimäe J, Jürimäe T. 2006. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. *J Strength Cond Res.* 20:824–828.
- Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. 1998. Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric plantarflexion: in vivo observations in man. *J Physiol.* 510 ( Pt 3):977–985.
- Mayorga-Vega D, Merino-Marban R, Viciano J. 2014. Criterion-related validity of sit-and-reach tests for estimating hamstring and lumbar extensibility: A meta-analysis. *J Sports Sci Med.* 13:1.
- McGregor AH, Bull AMJ, Byng-Maddick R. 2004. A Comparison of Rowing Technique at Different Stroke Rates: A Description of Sequencing, Force Production and Kinematics. *Int J Sports Med.* 25:465–470.
- McKechnie GJB, Young WB, Behm DG. 2007. Acute Effects of Two Massage Techniques on Ankle Joint Flexibility and Power of the Plantar Flexors. *J Sports Sci Med.* 6:498–504.
- Ménard M. 2016. Effet de la posture sur la performance et la prévention des blessures en cyclisme. Apport de la modélisation musculo-squelettique. Poitiers.
- Miarka B, Bello FD, Brito CJ, Vaz M, Del FB. 2018. Biomechanics of rowing: kinematic, kinetic and electromyographic aspects. *J Phys Educ Sport.* 18:193–202.
- Mitchell B, Bressel E, McNair PJ, Bressel ME. 2008. Effect of pelvic, hip, and knee position on ankle joint range of motion. *Phys Ther Sport.* 9:202–208.
- Muramatsu T, Muraoka T, Takeshita D, Kawakami Y, Hirano Y, Fukunaga T. 2001. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl Physiol.* 90:1671–1678.
- Nelson WN, Widule CJ. 1983. Kinematic analysis and efficiency estimate of intercollegiate female rowers. *Med Sci Sports Exerc.* 15:535–541.
- Nez A. 2017. Mesure inertielle pour l'analyse du mouvement humain. Optimisation des méthodologies de traitement et de fusion des données capteur, intégration anatomique. Poitiers.
- Nez A, Fradet L, Marin F, Monnet T, Lacouture P. 2018. Identification of Noise Covariance Matrices to Improve Orientation Estimation by Kalman Filter. *Sensors.* 18:3490.
- Ng JK, Kippers V, Richardson CA, Parnianpour M. 2001. Range of motion and lordosis of the lumbar spine: reliability of measurement and normative values. *Spine.* 26:53–60.
- Ng L, Campbell A, Burnett A, O'Sullivan P. 2013. Gender Differences in Trunk and Pelvic Kinematics During Prolonged Ergometer Rowing in Adolescents. *J Appl Biomech.* 29:180–187.
- Ng L, Perich D, Burnett A, Campbell A, O'Sullivan P. 2014. Self-reported prevalence, pain intensity and risk factors of low back pain in adolescent rowers. *J Sci Med Sport.* 17:266–270.
- Nicholls HK. 2011. The effect of a single application of Muscle Energy Technique on hip extension range of motion. Victoria, USA.

- Nishikawa KC, Lindstedt SL, LaStayo PC. 2018. Basic science and clinical use of eccentric contractions: History and uncertainties. *J Sport Health Sci.* 7:265–274.
- Nordez A, Gross R, Andrade R, Le Sant G, Freitas S, Ellis R, McNair PJ, Hug F. 2017. Non-Muscular Structures Can Limit the Maximal Joint Range of Motion during Stretching. *Sports Med.* 47:1925–1929.
- Nowicky AV, Horne S, Burdett R. 2005. The Impact of Ergometer Design on Hip and Trunk Muscle Activity Patterns in Elite Rowers: An Electromyographic Assessment. *J Sports Sci Med.* 4:18–28.
- Nussbaumer S, Leunig M, Glatthorn JF, Stauffacher S, Gerber H, Maffiuletti NA. 2010. Validity and test-retest reliability of manual goniometers for measuring passive hip range of motion in femoroacetabular impingement patients. *BMC Musculoskelet Disord.* 11:194.
- Pacher L, Fradet L, Tarent Y, Retailleau M, Colloud F, Chatellier C, Vauzelle R. 2019. Pelvis and hip calibration methods for movement analysis with inertial sensors. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 21.
- Palastanga N, Soames R. 2012. *Anatomy and human movement: structure and function.* Edinburgh; New York: Churchill Livingstone.
- Pappas GP, Asakawa DS, Delp SL, Zajac FE, Drace JE. 2002. Nonuniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985. 92:2381–2389.
- Pearson SJ, Ritchings T, Mohamed ASA. 2014. Regional Strain Variations in the Human Patellar Tendon. *Med Sci Sports Exerc.* 46:1343–1351.
- Peeler J, Anderson JE. 2008. Reliability Limits Of The Modified Thomas Test For Assessing Rectus Femoris Muscle Flexibility About The Knee Joint. *J Athl Train.* 43:470–476.
- Pelayo P, Sidney M, Kherif T, Chollet D, Tourny C. 1996. Stroking Characteristics in Freestyle Swimming and Relationships with Anthropometric Characteristics. *J Appl Biomech.* 12:197–206.
- Peters PG, Herbenick MA, Anloague PA, Markert RJ, Rubino LJ. 2011. Knee range of motion: reliability and agreement of 3 measurement methods. *Am J Orthop Belle Mead NJ.* 40:E249-252.
- Poncelet A. 2013. Analyse de sensibilité de systèmes multicorps par approche symbolique : évaluation subjective de l'effort du cycliste. Louvain-La-Neuve.
- Postiau T. 2004. Génération et Parallélisation des Équations du Mouvement de Systèmes Multicorps par l'Approche Symbolique. Louvain-La-Neuve.
- Proske U, Allen TJ. 2005. Damage to Skeletal Muscle from Eccentric Exercise. *Exerc Sport Sci Rev.* 33:98.
- Raabe ME, Chaudhari AMW. 2016. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *J Biomech.* 49:1238–1243.
- Rajagopal A, Dembia CL, DeMers MS, Delp DD, Hicks JL, Delp SL. 2016. Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE Trans Biomed Eng.* 63:2068–2079.

- Reese NB, Bandy WD. 2016. Joint Range of Motion and Muscle Length Testing, 3e. 3 edition. Philadelphia, USA: Saunders.
- Reid DA, McNair PJ. 2000. Factors contributing to low back pain in rowers. *Br J Sports Med.* 34:321–322.
- Richardson AB. 1999. Injuries in competitive swimming. *Clin Sports Med.* 18:287–291.
- Riener R, Edrich T. 1999. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech.* 32:539–544.
- Robertson DGE, Wilson J-MJ, Pierre TAS. 2008. Lower Extremity Muscle Functions during Full Squats. *J Appl Biomech.*
- Rodriguez RJ, Rogriguez RP, Cook SD, Sandborn PM. 1990. Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *J Sports Med Phys Fitness.* 30:103–108.
- Roig M, O'Brien K, Kirk G, Murray R, McKinnon P, Shadgan B, Reid WD. 2009. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 43:556–568.
- Roig Pull M, Ranson C. 2007. Eccentric muscle actions: Implications for injury prevention and rehabilitation. *Phys Ther Sport.* 8:88–97.
- Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. 2011. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* 20 Suppl 5:609–618.
- Sauret C, Pillet H, Skalli W, Sangeux M. 2016. On the use of knee functional calibration to determine the medio-lateral axis of the femur in gait analysis: Comparison with EOS biplanar radiographs as reference. *Gait Posture.* 50:180–184.
- Schache AG, Blanch PD, Rath DA, Wrigley TV, Starr R, Bennell KL. 2002. Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo-pelvic-hip complex during running. *Gait Posture.* 15:136–145.
- Scheys L, Van Campenhout A, Spaepen A, Suetens P, Jonkers I. 2008. Personalized MR-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: Effect on hip moment arm lengths. *Gait Posture.* 28:358–365.
- Schurr SA, Marshall AN, Resch JE, Saliba SA. 2017. Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity assessment. *Int J Sports Phys Ther.* 12:163–172.
- Sinclair J, Brooks D, Atkins S. 2017. An examination of the hamstring and the quadriceps muscle kinematics during the front and back squat in males. *Balt J Health Phys Act.:*10.
- Singer BJ, Singer KP, Allison GT. 2003. Evaluation of extensibility, passive torque and stretch reflex responses in triceps surae muscles following serial casting to correct spastic equinovarus deformity. *Brain Inj.* 17:309–324.
- Smith RM, Spinks WL. 1995. Discriminant analysis of biomechanical differences between novice, good and elite rowers. *J Sports Sci.* 13:377–385.

- Smoljanovic T, Bohacek I, Hannafin JA, Terborg O, Hren D, Pecina M, Bojanic I. 2015. Acute and chronic injuries among senior international rowers: a cross-sectional study. *Int Orthop*. 39:1623–1630.
- Soper C. 2004. Reliable passive ankle range of motion measures correlate to ankle motion achieved during ergometer rowing. *Phys Ther Sport*. 5:75–83.
- Sorani D, Rathod S. 2016. Influence of sequence of joint movement on hamstring length test results. *IJPHY*.
- Soucie JM, Wang C, Forsyth A, Funk S, Denny M, Roach KE, Boone D. 2011. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies: normal joint range of motion. *Haemophilia*. 17:500–507.
- Stallard MC. 1980. Backache in oarsmen. *Br J Sports Med*. 14:105–108.
- Steer RR, McGregor AH, Bull AMJ. 2006. A Comparison of Kinematics and Performance Measures of Two Rowing Ergometers. *J Sports Sci Med*. 5:52–59.
- Steinacker JM. 1993. Physiological aspects of training in rowing. *Int J Sports Med*. 3.
- Stutchfield BM, Coleman S. 2006. The relationships between hamstring flexibility, lumbar flexion, and low back pain in rowers. *Eur J Sport Sci*. 6:255–260.
- Svenningsen S, Terjesen T, Auflem M, Berg V. 1989. Hip motion related to age and sex. *Acta Orthop*. 60:97–100.
- Tafazzoli F, Lamontagne M. 1996. Mechanical behaviour of hamstring muscles in low-back pain patients and control subjects. *Clin Biomech*. 11:16–24.
- Teitz CC, O’Kane J, Lind BK, Hannafin JA. 2002. Back Pain in Intercollegiate Rowers. *Am J Sports Med*. 30:674–679.
- Thornton JS, Vinther A, Wilson F, Lebrun CM, Wilkinson M, Di Ciacca SR, Orlando K, Smoljanovic T. 2017. Rowing Injuries: An Updated Review. *Sports Med*. 47:641–661.
- Troke M, Moore AP, Maillardet FJ, Hough A, Cheek E. 2001. A new, comprehensive normative database of lumbar spine ranges of motion. *Clin Rehabil*. 15:371–379.
- Tsaopoulos DE, Baltzopoulos V, Richards PJ, Maganaris CN. 2007. In vivo changes in the human patellar tendon moment arm length with different modes and intensities of muscle contraction. *J Biomech*. 40:3325–3332.
- Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F. 2011. No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. *J Electromyogr Kinesiol*. 21:1030–1040.
- Van Ingen Schenau GJ. 1989. From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Hum Mov Sci*. 8:301–337.
- Vigotsky AD, Lehman GJ, Beardsley C, Contreras B, Chung B, Feser EH. 2016. The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. *PeerJ*. 4:e2325.

- Vigotsky AD, Lehman GJ, Contreras B, Beardsley C, Chung B, Feser EH. 2015. Acute effects of anterior thigh foam rolling on hip angle, knee angle, and rectus femoris length in the modified Thomas test. *PeerJ*. 3:e1281.
- Vinther A, Alkjaer T, Kanstrup I-L, Zerahn B, Ekdahl C, Jensen K, Holsgaard-Larsen A, Aagaard P. 2012. Slide-based ergometer rowing: Effects on force production and neuromuscular activity: Force and EMG in slide-based ergometer rowing. *Scand J Med Sci Sports*.
- Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF, Huijling PA. 1990. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol*. 61:453–460.
- Wakefield CB, Halls A, Difilippo N, Cottrell GT. 2015. Reliability of goniometric and trigonometric techniques for measuring hip-extension range of motion using the modified Thomas test. *J Athl Train*. 50:460–466.
- Wang WJ, Liu F, Zhu YW, Sun MH, Qiu Y, Weng WJ. 2016. Sagittal alignment of the spine-pelvis-lower extremity axis in patients with severe knee osteoarthritis: A radiographic study. *Bone Jt Res*. 5:198–205.
- Wehage RA, Haug EJ. 1982. Generalized Coordinate Partitioning for Dimension Reduction in Analysis of Constrained Dynamic Systems. *J Mech Des*. 104:247–255.
- Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR. 1983. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop*.:275–283.
- Williams DSB, Welch LM. 2015. Male and female runners demonstrate different sagittal plane mechanics as a function of static hamstring flexibility. *Braz J Phys Ther*. 19:421–428.
- Wilson F, Gissane C, Gormley J, Simms C. 2013. Sagittal plane motion of the lumbar spine during ergometer and single scull rowing. *Sports Biomech*. 12:132–142.
- Winters MV, Blake CG, Trost JS, Marcello-Brinker TB, others. 2004. Passive versus active stretching of hip flexor muscles in subjects with limited hip extension: a randomized clinical trial. *Phys Ther*. 84:800.
- Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D'Have T, Cambier D. 2003. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med*. 31:41–46.
- Youdas JW, Garrett TR, Harmsen S, Suman VJ, Carey JR. 1996. Lumbar Lordosis and Pelvic Inclination of Asymptomatic Adults. *Phys Ther*. 76:1066–1081.
- Youdas JW, Krause DA, Hollman JH. 2008. Validity of hamstring muscle length assessment during the sit-and-reach test using an inclinometer to measure hip joint angle. *J Strength Cond Res*. 22:303–309.
- Youdas JW, Krause DA, Hollman JH, Harmsen WS, Laskowski E. 2005. The influence of gender and age on hamstring muscle length in healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther*. 35:246–252.
- Zajac FE. 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*. 17:359–411.

Zuberbier OA, Kozlowski AJ, Hunt DG, Berkowitz J, Schultz IZ, Crook JM, Milner RA. 2001. Analysis of the convergent and discriminant validity of published lumbar flexion, extension, and lateral flexion scores. *Spine*. 26:E472–E478.

Zuurbier CJ, Everard AJ, van der Wees P, Huijting PA. 1994. Length-force characteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition. *J Biomech*. 27:445–453.

## ANNEXES

**ANNEXE 1 : Tableau des modifications apportées au modèle générique OpenSim de Raabe (Raabe & Chaudhari 2016).**

Muscle (côté droit)	Point d'attache	Conditionnel [Min(rad) Max(rad)]	Segment	Position (x; y; z)
MF1s1	Ajouté entre '1&2'	LumbExt [-2.0944 -1.222]	Lumbar2	-0.029; -0.011; 0.01
MF1t1	Ajouté entre '1&2'	LumbExt [-2.0944 -1.222]	Lumbar2	-0.023; -0.024; 0.01
MF1t2	Ajouté entre '1&2'	LumbExt [-2.0944 -1.222]	Lumbar2	-0.016; -0.036; 0.011
MF1t3	Ajouté entre '1&2'	LumbExt [-2.0944 -1.222]	Lumbar2	-0.028; -0.029; 0.013
GlutMax1	Ajouté entre '2&3'	HipFlex [1.74533 2.96706]	Femur	-0.02; 0.009; 0.038
GlutMax2	Ajouté entre '2&3'	HipFlex [2.00713 2.96706]	Femur	-0.04; 0.01; 0.023
GlutMed2	Ajouté entre '2&3'	HipFlex [0.785398 2.96706]	Bassin	-0.01145; 0.0121; 0.057
	Ajouté entre '3&4'	HipFlex [1.5708 2.96706]	Bassin	-0.07; 0.0114; 0.068
GlutMin1	Ajouté entre '1&2'	HipFlex [2.0944 2.96706]	Bassin	0.00238; -0.019; 0.048
GlutMin2	Ajouté entre '1&2'	HipFlex [1.5708 2.96706]	Femur	0.004; -0.01; 0.048
GlutMin3	Ajouté entre '1&2'	HipFlex [1.39626 2.96706]	Femur	-0.004; -0.004; 0.048
SemiMem	Ajouté entre '1&2'	HipFlex [1.5708 2.96706]	Bassin	-0.075; -0.1; 0.071
	Ajouté entre '1&2'	HipFlex [1.91986 2.96706]	Femur	-0.0325; -0.0458; -0.013
SemiTen	Ajouté entre '1&2'	HipFlex [1.65806 2.96706]	Bassin	-0.075; -0.107; 0.06
	Ajouté entre '2&3'	HipFlex [2.00713 2.96706]	Femur	-0.0365; -0.0458207; -0.024
BFLH	Ajouté entre '1&2'	HipFlex [1.5708 2.96706]	Bassin	-0.0748793; -0.1036; 0.0735
	Ajouté entre '2&3'	HipFlex [1.91986 2.96706]	Femur	-0.0365; -0.0458207; -0.004
RecFem	'2' modified	KneeFlex [-2.0424 -1.46]	Femur	0.033; -0.403; 0.002
	Ajouté entre '1&2'	HipFlex [-0.872665 -0.5236]	Femur	0.023625; -0.00426; 0.01304
	Ajouté entre '3&4'	KneeFlex [-2.0424 -1.76278]	Femur	0.0242826; -0.42352; 0.00190
VasLat	'3&4' modifié	KneeFlex min=-2.0424		
VasMed	'3&4' modifié	KneeFlex min=-2.0424		
VasInt	'3' modifié	KneeFlex [-2.0424 -1.42]	Femur	0.034; -0.403; 0.006
	Ajouté entre '3&4'	KneeFlex [-2.0424 -1.76278]	Femur	0.024; -0.424; 0.00245
GasMed	Ajouté entre '2&3'	KneeFlex [-2.0424 -1.5708]	Tibia	-0.023; -0.055; 0.021
GasLat	Ajouté entre '2&3'	KneeFlex [-2.0424 -1.5708]	Tibia	-0.022; -0.065; 0.025

## **MODÉLISATION DES MOUVEMENTS SPORTIFS CYCLIQUES**

### **Étude des coordinations musculo-squelettiques du membre inférieur et du rachis.**

L'étude biomécanique d'un mouvement sportif permet d'identifier des paramètres pour améliorer la performance et diminuer le risque de blessure. La cinématique articulaire des gestes à grande amplitude dans le plan sagittal est couramment étudiée bien que la cinématique musculaire sous-jacente n'est pas documentée. L'étude cinématique en 3 dimensions (3D) est traditionnellement effectuée en laboratoire grâce à des systèmes de capture d'images. Le couplage de ces deux niveaux de modélisation doit permettre d'identifier les stratégies musculaires individuelles pour générer ces mouvements contraints en condition écologique. Les objectifs de cette thèse sont de développer un protocole pour analyser la cinématique musculaire des gestes cycliques à grandes amplitudes dans le plan sagittal et développer un modèle de chaîne cinématique en boucle fermée pour étudier le mouvement du membre inférieur *in situ*.

Un modèle musculo-squelettique spécifique du membre inférieur et du rachis est développé sur OpenSim, ainsi qu'une méthodologie propre à l'étude des variations de longueurs permettant de prendre en compte les spécificités intra et interindividuelles. L'impact de la modélisation 3D est discuté par rapport à une modélisation 2D. Le protocole développé est mis en application lors d'une expérimentation sur ergomètre d'aviron pour 28 rameurs. Enfin, un modèle de chaîne cinématique 3D du membre inférieur en boucle fermée est développé et testé avec l'utilisation de centrales inertielles. Ce travail ouvre des perspectives sur les adaptations individuelles et le développement d'entraînements adaptés aux contraintes spécifiques à l'activité.

**Mots clés :** *modélisation ; musculo-squelettique ; extensibilité ; cinématique ; aviron ; squat*

---

## **MODELING CYCLICAL SPORTS MOVEMENTS**

### **Analysis of musculoskeletal coordination of the lower limb and low back spine**

The analysis of sport movements aims at identifying parameters to improve performance and reducing the risk of injury. The joint kinematics for movements with high range of motion in the sagittal plane is currently assessed whereas the muscle kinematics underlying is not documented. The analysis of 3-dimensional (3D) kinematics is traditionally used in laboratory thanks to motion capture systems. The coupling of these two levels of model must allow to identify the individual muscle strategies to execute these constrained movements in ecological condition. The objectives of this thesis are to suggest a way to assess the muscle kinematics for cyclic movements at extreme ranges of motion in the sagittal plane and to develop a lower limb closed-loop kinematic chain model for *in situ* analysis.

A specific lower limb and lumbar musculoskeletal model is developed on OpenSim, thus a methodology for muscle length variations for taking into account intra- and inter-individual specificities. The impact of 3D model is discussed compared to a 2D model. The developed protocol is then applied during a rowing ergometer experiment for 28 rowers. Finally, a lower limb closed-loop 3D kinematic chain model is developed and tested using inertial units. This work brings new insights on intra and inter-individual adaptations and training development adapted to the specificities of a target activity.

**Keywords:** *modeling; musculo-skeletal; extensibility; kinematic; rowing ; squat*