



Université de Montréal

**L'analyse biomécanique du sprint sur ergomètre non-  
motorisé : interaction entre les asymétries cinétiques et  
cinématiques lors d'un sprint de 40 verges**

par

Gabriel-Aimé Girard Audet

Département de Kinésiologie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (M.Sc.)  
en sciences de l'activité physique  
option biomécanique

Novembre, 2015

© Gabriel-Aimé Girard Audet, 2015

# Identification du jury

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

« L'analyse biomécanique du sprint sur ergomètre non-motorisé : interaction entre les asymétries cinétiques et cinématiques lors d'un sprint de 40 verges »

Présenté par :

Gabriel-Aimé Girard Audet

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

François Prince

Annie Ross

Nicola Hagemester

Mémoire accepté le : \_\_\_\_\_

## Résumé

Au sprint 100 mètres et dans de nombreux sport de puissance, la phase d'accélération est un déterminant majeure de la performance. Toutefois, les asymétries cinétiques et cinématiques peuvent avoir une incidence sur la performance. L'objectif de cette étude était d'identifier la présence d'interaction entre différentes variables cinétiques et cinématiques angulaires aux membres inférieures (MI) d'un sprint de haute intensité sur un ergomètre non-motorisé avec résistance (NMR). Suite à une rencontre de familiarisation, 11 sujets ont exécuté des sprints de 40 verges. Les données cinétiques ont été obtenues par l'entremise de plateformes de force intégrées aux appuis de l'ergomètre NMR à 10 Hz et les données cinématiques ont été amassées à l'aide du système Optitrack et du logiciel Motive Tracker à 120Hz. Nous avons effectué un test de corrélation linéaire (Corrélation linéaire de Pearson) pour déterminer la relation entre les données cinétiques et cinématiques ( $p < 0,05$ ). L'analyse des données a révélée (1) une corrélation positive entre la moyenne d'amplitude articulaire à la cheville et la moyenne des pics de puissance développés (W/kg) lors de la phase de maintien ( $r = 0,62$ ), (2) une corrélation négative entre l'extension maximale moyenne (calculé à partir de l'angle de flexion le plus petit) à la hanche et la moyenne de pics de puissance développées en fin de poussée lors de la totalité et de la phase de maintien ( $r = -0,63$  et  $r = -0,69$  respectivement), et finalement (3) une corrélation négative entre la différence de dorsiflexion maximale à la cheville et la différence des pics de puissance développés aux MI lors du contact du pied au sol en phase de maintien ( $r = -0,62$ ). Les résultats obtenus dans cette étude permettront d'améliorer l'intervention des préparateurs physiques et la pratique des athlètes de sport de puissance en plus d'aider au développant de nouvelles technologies et outils d'entraînement complémentaire au sprint et particulièrement à la phase d'accélération.

**Mots-clés :** Locomotion, course, course à vitesse maximale, sprint, accélération, cinétique, cinématique.

## Abstract

The acceleration phase is commonly thought to be a performance-determining factor in sprint running and in multiple sports. However, the kinetics and kinematics asymmetries can alter performance and even be a consequence of running related injuries. The purpose of this study was to identify the interaction between kinetics and kinematics angular parameters of lower extremities in a high intensity sprint running task conduct on a resisted non-motorized (RNM) treadmill. Following a familiarisation period, 11 subjects performed multiple 40 yard-dash sprint. Kinetic data were obtained directly from the RNM treadmill at 10 Hz and kinematics data were captured at 120Hz from the Optitrack system and Motive Tracker software. A linear correlation (Pearson correlation) was used to establish the relation between kinetics and angular kinematics parameters of lower limbs ( $p < 0,05$ ). Our data suggest (1) a significant positive correlation between ankle mean range of motion and mean peak power developed (W/kg) in the speed maintenance phase ( $r = 0,62$ ), (2) a significant inverse correlation between maximal mean extension (calculated by the smallest flexion angle) at the hip and mean peak power developed at the end of the push off phase during the entire sprint and in the speed maintenance phase ( $r = -0,63$  and  $r = -0,69$ , respectively), and finally (3) a significant inverse correlation between the difference in maximal ankle dorsiflexion and the difference in peak power developed in the speed maintenance phase of the lower limbs ( $r = -0,62$ ). Our results are useful in the development of new ergometre technology specific to sprint running training and, to help coaches and athletes to improve their approach and performance respectively.

**Keywords** : Gait, running, running, sprint running, acceleration, kinetics, kinematics.

# Table des matières

Identification du jury.....	i
Résumé.....	ii
Abstract.....	iii
Table des matières.....	iv
Liste des tableaux.....	vi
Liste des figures.....	viii
Liste des abréviations.....	ix
Liste des équations.....	ii
Remerciements.....	iv
Introduction.....	1
Revue de la littérature.....	4
Les caractéristiques de la locomotion humaine.....	4
Les types.....	4
Le cycle.....	5
L'attaque au sol.....	5
Le centre de masse et le centre de pression.....	5
Les paramètres spatiotemporaux.....	7
La cinétique.....	10
La cinématique angulaire articulaire.....	11
La rigidité musculaire.....	14
Les asymétries.....	15
Les différentes phases du sprint.....	17
Le départ.....	17
La phase d'accélération.....	22
Vitesse maximale.....	26
Expérimentation.....	30
Introduction.....	30
Exposé de la problématique.....	30

Hypothèses de recherche.....	32
Méthodologie .....	32
Population à l'étude .....	32
Protocole .....	33
Collecte de données .....	34
Statistiques .....	36
Résultats.....	36
Discussion.....	52
Conclusion .....	59
Bibliographie.....	61

## Liste des tableaux

Tableau 1 – Déplacement vertical du centre de masse en fonction de la vitesse maximale de course .....	6
Tableau 2 – Paramètres spatiotemporaux en fonction de la vitesse de locomotion.....	8
Tableau 3 – Paramètres spatiotemporaux en fonction de la vitesse maximale de course.....	9
Tableau 4 – Variables spatiotemporelles et cinétiques en fonction de la vitesse maximale de course .....	11
Tableau 5 - Amplitudes articulaires maximales actives aux membres inférieurs dans le plan sagittal.....	11
Tableau 6 - Amplitudes articulaires maximales à la hanche et au genou en fonction de la vitesse maximale de course.....	12
Tableau 7 – Variables spatiotemporelles d’un départ par rapport .....	18
à différentes distances inter-bloc .....	18
Tableau 8 - Variables spatiotemporelles du départ, du premier et deuxième pas.....	19
Tableau 9 - Paramètres spatiotemporaux et cinétiques aux blocs de départ.....	20
Tableau 10 - Angles articulaires adoptés aux membres inférieurs aux blocs de départ en fonction de l’inclinaison des blocs.....	21
Tableau 11 - Comparaison des variables spatiotemporelles et cinématiques .....	28
de sprinteurs rapides et plus lents .....	28
Tableau 12 - Données démographiques de la population à l’étude .....	32
Tableau 13 – Valeurs spatiotemporelles, cinétiques et cinématiques angulaires lors d’un sprint de 40 verges .....	37
Tableau 14 – Valeurs cinétiques d’un sprint de 40 verges sur la totalité, la phase d’accélération et la phase de maintien .....	44
Tableau 15 – Valeurs cinématiques angulaires des amplitudes aux articulations des MI lors de la totalité d’un sprint de 40 verges.....	44
Tableau 16 – Valeurs cinématiques angulaires des amplitudes aux articulations des MI lors de la phase d’accélération d’un sprint de 40 verges .....	45



Tableau 17 – Valeurs cinématiques angulaires des amplitudes aux articulations des MI lors de la phase de maintien d’un sprint de 40 verges .....	45
Tableau 18 – Valeurs cinématiques angulaires des extensions maximales aux articulations des MI lors de la totalité d’un sprint de 40 verges .....	46
Tableau 19 – Valeurs cinématiques angulaires des extensions maximales aux articulations des MI lors de la phase d’accélération d’un sprint de 40 verges.....	46
Tableau 20 – Valeurs cinématiques angulaires des extensions maximales aux articulations des MI lors de la phase de maintien d’un sprint de 40 verges .....	47
Tableau 21 – Valeurs cinématiques angulaires des flexions maximales aux articulations des MI lors de la totalité d’un sprint de 40 verges .....	47
Tableau 22 – Valeurs cinématiques angulaires des flexions maximales aux articulations des MI lors de la phase d’accélération d’un sprint de 40 verges.....	48
Tableau 23 – Valeurs cinématiques angulaires des flexions maximales aux articulations des MI lors de la phase de maintien d’un sprint de 40 verges .....	48
Tableau 24 – Corrélation entre les variables cinétiques et cinématiques angulaires .....	49

## Liste des figures

Figure 1 – Cinématique angulaire mesurée aux articulations de la hanche ( $\alpha$ ), des genoux ( $\beta$ ) et des chevilles ( $\gamma$ ) bilatéralement.....	35
Figure 2 – Vitesse d'un sprint de 40 verges.....	37
Figure 3 – Accélération d'un sprint de 40 verges.....	38
Figure 5 – Cinématique angulaire à la hanche lors d'un sprint de 40 verges.....	41
Figure 6 – Cinématique angulaire aux genoux lors d'un sprint de 40 verges.....	41
Figure 7 – Cinématique angulaire aux chevilles lors d'un sprint de 40 verges.....	42
Figure 8 – Corrélation entre la puissance moyenne développée aux membres inférieurs et l'amplitude moyenne à la cheville lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges.....	49
Figure 9 – Corrélation entre la puissance moyenne développée aux membres inférieurs et l'extension maximale moyenne à la hanche lors de la totalité d'un sprint de 40 verges..	50
Figure 10 – Corrélation entre la puissance moyenne développée aux membres inférieurs et l'extension maximale moyenne à la hanche lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges.....	50
Figure 11 – Corrélation entre la différence de puissance développée aux membres inférieurs et la différence de dorsiflexion maximale à la cheville lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges.....	51

## Liste des abréviations

ABS : Absorption

AUA : Appui unipodal antérieur

AUP : Appui unipodal postérieur

BS : Base de support

cm : Centimètre

COM : Centre de masse

COP : Centre de pression

CP : Contact du pied

CT : Contact talon

DE : Dépense énergétique

DO : Décollement des orteils

FRS : Force de réaction au sol

Hz : Foulé par seconde

kg : Kilogramme

km/h : Kilomètre par heure

m : Mètre

m/min : Mètre par minute

m/s : Mètre par seconde

ms : Milliseconde

MI : Membre inférieur(s)

MS : Membre supérieur(s)

N : Newton

NMR : Non-motorisé avec résistance

OI : Oscillation initiale

OM : Oscillation médiale

OT : Oscillation terminale

PC : Poids corporel

Phase A : Phase d'appui

Phase O : Phase d'oscillation

Phase P : Phase de poussée

Phase S : Phase de suspension

PM/QF : Ratio psoas/quadriceps

PROP : Propulsion

REC : Réflexe étirement-contraction

s : Seconde

VO2 peak : Vitesse aérobie maximale pic

W : Watt

W/kg : Watt/kg

° : Degré

## Liste des équations

Équation 1 – Vitesse de la locomotion humaine.....	9
Équation 2 – Calcul de la différence cinétique et cinématique entre les MI gauche et droit....	36

*À mon frère David A.*

## **Remerciements**

Le Docteur François Prince a été un guide de confiance à travers cette aventure. Il m'a permis de réaliser mes passions académiques, sportives et professionnelles dans le plus grand des respects. Grâce à M. Prince, je sors des études supérieures avec des outils et un bagage scientifiques exceptionnels qui me permettront de m'épanouir et de réaliser mes futurs projets.

Je tiens aussi à remercier mes collègues et le personnel du laboratoire de Biomécanique du département de Kinésiologie de l'Université de Montréal, en particulier, David Mongeon, Mary Roberts et Raphaëlle Créniault pour leur présence et leur soutien.

M. Prince, mes plus sincères remerciements.

Gabriel-A. Girard A.

## Introduction

La plus petite distance à parcourir en athlétisme aux Jeux Olympiques (JO) est le 100 mètres sprint qui couronne l'homme le plus rapide au monde. Jadis, lors des JO de la Grèce Antique (776 av. J.C.), l'équivalent en athlétisme correspondait au *stádion*, la longueur du stade d'Olympie, soit 192,27 mètres. Même à cette époque, le sprint était l'épreuve mère des Jeux. La performance au sprint n'est donc pas née d'hier, ce qui en fait une épreuve mythique (Aubert & Choffin, 2011).

Comme aujourd'hui, la tenue des Jeux avait lieu tous les quatre ans, et ce, jusqu'en 393 ap. J.C. où un dénommé Théodose, empereur romain de cette époque, l'abolit sous prétexte que ces derniers étaient source de propagation du paganisme. La suppression des JO n'a pas pour autant empêché la pratique de l'athlétisme. Au contraire, des enregistrements ont été retrouvés entre la fin du 18<sup>ième</sup> et du milieu du 19<sup>ième</sup> siècle au Royaume-Uni. La distance à parcourir à cette époque était de 100 verges<sup>1</sup>.

Non seulement la distance, mais la technique au départ changea progressivement au fil du temps. C'est un dénommé Charles Sherill (1888), général américain, qui fût le premier à adopter la position accroupie, le « crouch start », en creusant légèrement la piste derrière la ligne de départ pour optimiser la projection de sa poussée. L'ancêtre des blocs de départ est né!

Nous devons le retour des JO modernes vers la fin du 19<sup>ième</sup> siècle, à Athènes à Pierre de Coubertin et à sa création du Comité International Olympique (CIO) en 1896. C'est à ce moment, que la distance officielle du sprint devient le 100 mètres. Le favori de l'époque est Thomas Burke, qui épate les foules avec un temps de 12 secondes. Il faudra attendre plusieurs années avant que la barre des 10 secondes ne soit franchie. C'est Jim Hines, lors des Championnats des États-Unis de Sacramento de 1968 qui releva le défi officiellement avec un temps de 9,95 secondes. Il garda le titre de l'homme le plus rapide au monde 15 ans avant

---

<sup>1</sup> 1 verge = 0,91 mètre

d'être détrôné par Calvin Smith, et ce, avec seulement deux millièmes de secondes. Du côté des femmes, depuis leur entrée aux JO de 1928, nul n'a encore réussi à ce jour à franchir la barre des 10 secondes et encore moins à battre le record féminin de 10,49 secondes établi par Florence Griffith-Joyner (1988). Pourtant, la rapidité des femmes au 100 mètres sprint augmente plus rapidement que celle des hommes depuis le début du 20<sup>ième</sup> siècle (Tatem, Guerra, Atkinson, & Hay, 2004). Qui sera donc la prochaine femme la plus rapide au monde?

Un peu plus près de nous, et faisant l'objet de l'actualité quotidienne, Usain Bolt, un jeune jamaïcain début vingtaine, épate les foules par ses nombreux exploits et sa personnalité flamboyante. Usain Bolt, du haut de ses 1,96 mètres est plus grand de 16 à 20 centimètres et pèse de 10,7 à 14,8% de plus que ses adversaires (Krzysztof & Mero, 2013). En effet les sprinteurs de haut calibre sont reconnus pour être plus petit que les coureurs de demi-fond et de masse corporelle plus élevée que les coureurs de fond (O'Connor, Olds, & Maughan, 2007; Weyand & Davis, 2005). Or, la longueur des jambes étant plus petite leur permet de diminuer le moment inertiel des jambes en phase d'oscillation du membre inférieur suite à la poussée (O'Connor et al., 2007). Cela a pour conséquence de diminuer le coût énergétique et d'augmenter la rapidité des foulées, et ce, plus particulièrement lors de la phase d'accélération (Reilly, Williams, Snell, Secher, & Reilly, 1990). De plus, leur petite taille leur permet de réduire la puissance requise pour accélérer et aussi de diminuer la résistance de l'air, deux aspects quantitativement importants pour la performance lors d'un effort de courte distance à vitesse maximale (Cavagna, Komarek, & Mazzoleni, 1971).

Depuis l'arrivée de nouveaux sprinteurs de fort gabarit (Norton & Olds, 2001) et de la présence du sprint dans de nombreux sports tel que le football, le soccer et le baseball (Bishop, Girard, & Mendez-Villanueva, 2011; Girard, Mendez-Villanueva, & Bishop, 2011), certains concepts ont dû être révisés et d'autres font encore l'objet de débats auprès des scientifiques. Avec cette évolution aussi fleurissante dans le domaine de l'athlétisme (O'Connor et al., 2007), et dans les sports en général (Lorenz, Reiman, Lehecka, & Naylor, 2013), quels sont donc les paramètres quantitatifs qui déterminent la performance du sprint maximal? Même si la technologie a permis d'améliorer les performances au sprint (Epstein, 2014), il y a des caractéristiques biomécaniques à respecter pour permettre l'amélioration des qualités



physiques. Ainsi, la diminution des asymétries cinétiques et cinématiques et la constance de la locomotion font partie de ces caractéristiques et elles sont importantes à considérer pour assurer des gains chez les athlètes (Bradshaw, Maulder, & Keogh, 2007; Exell, Irwin, Gittoes, & Kerwin, 2012; Exell, Kerwin, Irwin, & Gittoes, 2011).

Pour répondre à ces questions et comprendre l'interaction possible entre les asymétries cinétiques et cinématiques sur la performance au sprint, il est donc de mise d'identifier les déterminants de performance de la locomotion humaine que la littérature offre à ce jour pour faciliter la compréhension de ces derniers.

# **Revue de la littérature**

## **Les caractéristiques de la locomotion humaine**

Que vous soyez à la marche lente ou au sprint maximal, les caractéristiques de la locomotion humaine resteront sensiblement les mêmes et évolueront en fonction de la vitesse de déplacement. Un pas à la fois, foulée par foulée, les différents segments qui composent votre corps s'uniront ensemble harmonieusement pour vous permettre de vous mouvoir dans l'espace et le temps de votre environnement. Cette revue de la littérature nous permettra d'éclaircir certaines questions et certains mythes en lien avec différents paramètres biomécaniques, mais l'emphasis misera sur les variables cinétiques et cinématiques du sprint.

### **Les types**

La locomotion est définie comme étant le déplacement d'un corps d'un endroit à un autre par la répétition d'une séquence de mouvements corporels de base (Hay, 2002). Ainsi, le continuum qui lie la marche au sprint maximal est en soit un mode de transport avec des caractéristiques et des paramètres propres à chaque vitesse.

En physiologie de l'exercice, le passage de la marche à la course s'effectue lorsque le coût énergétique de la marche dépasse celui de la course. La transition résulte donc de la recherche d'un mode de locomotion plus économique (Grillner, Halbertsma, Nilsson, & Thorstensson, 1979; Margaria, Cerretelli, Aghemo, & Sassi, 1963). D'un point de vue biomécanique, les variables spatiotemporelles, cinétiques et cinématiques qui décrivent le patron de la locomotion évolueront elles aussi, chacune à leur façon, spécifiquement à la tâche demandée. L'être humain adoptera donc un mode ou un patron de locomotion économique en fonction de la vitesse de déplacement. Par exemple, il n'est pas rare de voir deux coureurs avec la même vitesse aérobie maximale (VAM), mais avec une dépense énergétique (DE) différente à vitesse sous-maximal (Saunders, Pyne, Telford, & Hawley, 2004). Le coureur dépensant moins d'énergie à vitesse sous-maximale est donc plus économique. Cette différence en DE peut être de l'ordre de 20 à 30% et ce, dans les mêmes conditions expérimentales (Conley & Krahenbuhl, 1980; Daniels, 1985). La DE d'un individu peut donc être influencée par

l'efficacité mécanique des paramètres biomécaniques.

## **Le cycle**

Un cycle complet à la marche, comme à la course ou encore au sprint, débute avec le contact du pied au sol et se termine lors du prochain contact du même pied (Novacheck, 1998; Ounpuu, 1994). La marche est généralement caractérisée par une phase d'appui (A) et une phase d'oscillation (O) qui correspondent à 60% et 40% respectivement du cycle. Les doubles supports qui distinguent la marche de la course et qui occupent 10% de la phase d'appui, s'observent lors du contact talon (CT) d'un pied et lors de la poussée (P) du pied controlatéral.

Contrairement à la marche, la course et le sprint possèdent deux périodes de suspension (S), aussi appelées phases d'envol (E), où aucun contact avec le sol n'est présent. Comme à la marche, le cycle du MI à la course et au sprint se divise en phase A et O. Par contre la phase O représentent plus ou moins de 50% du cycle au sprint et à la course respectivement. La durée de A et de O varie selon la vitesse de course. Plus la vitesse de course augmente, la phase O augmente, la phase A diminue, le temps de contact au sol diminue et le point d'attaque initiale est dirigée davantage vers l'avant du pied (Novacheck, 1998; Ounpuu, 1994).

## **L'attaque au sol**

De manière générale, la marche est caractérisée par une attaque talon, la course par une attaque talon, milieu de pied et plante du pied et le sprint par une attaque avec la plante du pied (Dicharry, 2010; Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007; Keller et al., 1996). Nunns et al. (2013) ajoutent même l'attaque dirigée vers des orteils, tout près de l'articulation métatarso-phalangienne qui caractérise davantage le sprint (Nunns, House, Fallowfield, Allsopp, & Dixon, 2013). Ainsi, la vitesse de locomotion influencera l'attaque sol et cette dernière aura aussi un impact sur l'évolution du centre de masse et sur la trajectoire du centre de pression sous les pieds (Brughelli, Cronin, & Chaouachi, 2011; Ciacci, Di Michele, & Merni, 2010; Jung & Park, 2014; Nunns et al., 2013).

## **Le centre de masse et le centre de pression**

Le centre de masse (COM) représente le point virtuel de la masse moyenne pondérée

de tous les segments du corps dans un système de référence tridimensionnel (Winter, 1995). On retrouve le COM généralement au deux tiers du corps à la hauteur du nombril. À la locomotion, le COM oscille verticalement de haut en bas. Il atteint son niveau le plus haut une fois la poussée terminée et son point le plus bas au milieu de la phase A. Plus la vitesse augmente, moins on observe de déplacements verticaux du COM (Ciacci et al., 2010). Entre 40% et 60% de la vitesse maximale, Brughelli et al. (2011) notent une constance dans la variation verticale du COM, suivi d'une diminution significative à partir et au delà de 80% de la vitesse maximale (Tableau 1) (Brughelli et al., 2011).

**Tableau 1 – Déplacement vertical du centre de masse en fonction de la vitesse maximale de course**

	40%	60%	80%	100%
<b>Déplacement vertical COM (cm)</b>	5,51 ± 0,78	5,46 ± 1,11	4,18 ± 0,38†‡§	2,83 ± 0,41†‡§#

† p < 0,05.

‡ Significativement différent de 40%

§ Significativement différent de 60%

# Significativement différent de 80%

*Adapté de Brughelli et al. (2011)*

Le centre de pression (COP) représente la moyenne pondérée de l'ensemble des points de pression sous la surface de/des pied(s) et correspond au(x) point(s) d'application du vecteur de force de réaction au sol (Winter, 1995). Le COP est totalement indépendant du COM. Pour maintenir notre équilibre en position statique et à la marche, le COP net (somme des deux COP sous chaque pied) maintient le COM à l'intérieur de la base de support (BS) formée par les deux pieds. Compte tenu qu'à la course et au sprint l'appui au sol se fait de manière unipodale, le COP net se situera à l'intérieur de la surface de chacun des contacts au sol (Nunns et al., 2013).

Lors de nos déplacements, une fois que le corps s'élève à son maximum et entame sa descente, la progression horizontale du COM accélère et puis ralentit lors des premiers instants du contact au sol. Cette décélération se nomme la phase de freinage. Une fois que le COP dépasse la projection du COM le corps accélère à nouveau pour laisser place à la phase de propulsion (Luhtanen & Komi, 1980; Nilsson & Thorstensson, 1989). Le transfert d'une phase à l'autre est défini lorsque le COM atteint son point le plus bas et que ce dernier dépasse la

position du COP. Cette transition survient approximativement à la marche à 50%, à la course à 45% et lors de l'accélération d'un sprint à 13% de la phase d'appui (Cavanagh & Lafortune, 1980; Mero, Komi, & Gregor, 1992; Nilsson & Thorstensson, 1989). Ainsi, la transition d'une phase à l'autre arrive de plus en plus tôt lorsque la vitesse de locomotion augmente et lorsque nous cherchons à accélérer notre corps (Jung & Park, 2014).

L'interaction entre la position du COM et du COP joue donc un rôle très important dans la locomotion humaine. Ces derniers sont influencés par les paramètres spatiotemporels, cinétiques et cinématiques articulaires, et ce, plus particulièrement lorsque d'une accélération (Dicharry, 2010; Kugler & Janshen, 2010; Luhtanen & Komi, 1980; Novacheck, 1998; Nunns et al., 2013).

## **Les paramètres spatiotemporaux**

Le temps de contact au sol, la phase de suspension, la fréquence et la longueur des pas varient passant de la marche à la course et finalement au sprint maximal (Brughelli et al., 2011; Bushnell & Hunter, 2007; Mann & Hagy, 1980). Ces paramètres spatiotemporaux sont le reflet du rythme que l'on adopte lors du contrôle global de la locomotion. Ceux-ci interagissent à leur tour avec la cinétique et la cinématique articulaire qui font référence à l'énergie qui concoure au mouvement et à l'allure de la locomotion dans le temps (Dicharry, 2010).

Le temps de contact au sol à la marche varie entre  $0,629 \pm 0,056$  s et  $0,490 \pm 0,035$  s (Zijlstra, 2004). Plus la vitesse augmente, plus le temps de contact au sol diminue (Weyand, Sternlight, Bellizzi, & Wright, 2000). Comparativement à des sprinteurs de niveau mondiale, on retrouve des temps de contact au sol se situant autour de 90 ms, soit 0,09 s. La proportion du cycle de locomotion attribuée au temps de contact au sol diminue donc de 62% à la marche à 31-39% à la course et finalement à 22-37% au sprint (Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1998).

Si la proportion du temps de contact au sol diminue avec l'augmentation de la vitesse de locomotion, il va de soit que la proportion et probablement même le temps d'envol

augmentera (Dicharry, 2010). Cette phase, qui représente environ 15 à 20% de la phase O selon la vitesse de course (Hamner & Delp, 2013), est nécessaire pour préparer le MI au prochain appui (Bushnell & Hunter, 2007). Malgré l'augmentation de sa proportion et même de son temps, Weyand et al. (2000) ont noté que le temps d'envol et d'oscillation tendaient à diminuer au delà 6 m/s (Weyand et al., 2000).

La vitesse de locomotion humaine est en fait le produit de la fréquence de pas et de la longueur de foulée (Équation 1). La longueur des foulées, ou encore la distance qui sépare deux appuis podaux controlatéraux successifs, augmente au fur et à mesure que la vitesse de croisière augmente (Hay, 2002). La longueur de foulée moyenne retrouvée à la marche chez des sujets sains est de  $0,78 \pm 0,05$  m lorsque la vitesse de marche est de 1,49 m/s (Barreira, Rowe, & Minsoo, 2010). Chez les coureurs de fond, la longueur des foulées est de  $1,79 \pm 0,10$  m à 5,5 m/s (Bushnell & Hunter, 2007; Elliott & Blanksby, 1979) et chez les sprinteurs olympiques, elle peut atteindre près de  $2,44 \pm 0,03$  m à 10,38 m/s (Krzysztof & Mero, 2013).

Tout comme la longueur, la fréquence de foulée augmente en fonction de la vitesse de locomotion (Hay, 2002). À la marche la fréquence de pas est autour de 115 pas par minute et augmente chez les coureurs récréatifs de fond autour de 160 à 180 pas/minute (Barreira et al., 2010; Hobara, Sato, Sakaguchi, Sato, & Nakazawa, 2012). Chez les sprinteurs élités nous retrouvons une fréquence de pas de 4 à 4,5 Hz, soit 240 à 270 pas/min (Debaere, Jonkers, & Delecluse, 2013). Le réflexe d'étirement-contraction rapide des muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche et le système neuromusculaire sont donc mis à l'épreuve à vitesse maximale sachant que certains sprinteurs professionnels peuvent atteindre 12,34 m/s (Krzysztof & Mero, 2013). Les Tableaux 2 et 3 décrivent l'évolution des différents paramètres spatiotemporaux expliqués un peu plus haut.

**Tableau 2 – Paramètres spatiotemporaux en fonction de la vitesse de locomotion**

Vitesse (m/s)	DO*(% CL**)	Longueur foulée	Temps/foulée (s)	Temps de contact	Temps d'envol
2	46,7 ± 2,5	1,50 ± 0,08	0,752 ± 0,041	0,343 ± 0,019	0,038 ± 0,021
3	40,4 ± 2,2	2,14 ± 0,10	0,715 ± 0,032	0,289 ± 0,022	0,068 ± 0,014
4	38,3 ± 2,7	2,69 ± 0,11	0,672 ± 0,027	0,258 ± 0,025	0,081 ± 0,016
5	37,5 ± 1,8	3,00 ± 0,37	0,619 ± 0,029	0,236 ± 0,020	0,077 ± 0,017

\*DO : Décollement des orteils

\*\*CL : Cycle de locomotion

Adapté de Hamner & Delp (2013)

**Tableau 3 – Paramètres spatiotemporaux en fonction de la vitesse maximale de course**

Vitesse atteinte (% maximum)	Fréquence de foulée (foulée·s <sup>-1</sup> )	Temps de contact (ms)	Temps d'envol (ms)
70%	1,9 ± 0,1	130 ± 10	140 ± 10
80%	2,1 ± 0,1	110 ± 10	130 ± 10
90%	2,2 ± 0,1	100 ± 10	120 ± 10
95%	2,3 ± 0,1	90 ± 10	120 ± 10

*Adapté de Kivi (2002)*

### Équation 1 – Vitesse de la locomotion humaine

$$\text{Vitesse (m/s)} = \text{Fréquence de pas (pas/min)} * \text{Longueur de foulée (m)}$$

Plusieurs scientifiques se sont penchés sur la relation existante entre la fréquence et la longueur de foulée pour déterminer lequel de ces deux facteurs contribueraient le plus au gain de vitesse maximale au sprint. Certains proclament que c'est la longueur des foulées (Miller, Umberger, & Caldwell, 2012; Weyand et al., 2000), tandis que d'autres préconisent l'augmentation de la fréquence des pas (Debaere, Jonkers, et al., 2013; Mero, Luhtanen, Viitasalo, & Komi, 1981). En fait, il semblerait que le facteur qui contribue le plus à l'augmentation de la vitesse de locomotion est fonction de la vitesse elle-même, peu importe la modalité (Dorn, Schache, & Pandy, 2012b; Hay, 2002). La longueur de foulée serait donc le facteur principal pour initier l'augmentation de la vitesse et la fréquence de pas viendrait par la suite aider à atteindre une vitesse plus élevée que ce soit à la marche, à la course ou au sprint. Cette dynamique est aussi observable lors de la phase d'accélération. Par exemple, Murphy, Lockie et Coutts (2003) ont observé que les sujets atteignant de plus grandes accélérations démontraient une plus grande fréquence de pas contrairement à leurs homologues plus lents et ce, à longueur de foulées similaires (Murphy, Lockie, & Coutts, 2003).

Même si la littérature offre des opinions contradictoires à savoir quel paramètre semble primordial à développer entre la longueur (intimement lié à la force de poussée développée au sol) et la fréquence de pas, il est clair que pour augmenter sa vitesse, il faut augmenter soit la longueur des foulées, soit la fréquence de pas ou encore les deux (Hunter, Marshall, & McNair, 2004a). Il faut par contre noter que la combinaison optimale entre ces deux paramètres est propre à chaque athlète (Kunz & Kaufmann, 1981).

## La cinétique

La cinétique représente les forces, la puissance et l'énergie qui confère au mouvement (Dicharry, 2010). À la marche, Nilsson et al (1989) ont mesuré des forces de réaction au sol (FRS) verticales variant de 1 à 1,5 fois le poids corporel (PC) chez des sujets sains se déplaçant à une vitesse de 1 m/s à 3 m/s. Ils ont aussi démontrés la présence de FRS médiolatérales. Pour ce qui est des FRS médiolatérales, elles sont dirigées latéralement au point de contact au sol et s'orientent médialement par la suite lors de la poussée. Contrairement à l'attaque talon qui caractérise la marche, l'attaque au sol avec le milieu/plante du pied, qu'on observe habituellement à la course et au sprint, illustre en premier lieu des FRS médiolatérales dirigées médialement lors du contact au sol (Nilsson & Thorstensson, 1989). Ces dernières représentent respectivement à la marche et à la course 5% et 10% du PC (Kram, Griffin, Donelan, & Chang, 1998).

Compte tenu que la locomotion humaine implique un déplacement vers l'avant, les forces antéropostérieures sont prédominantes par rapport aux forces médiolatérales. Ainsi, comme mentionné un peu plus haut, à chaque fois que nous déposons le pied au sol, la résultante des FRS est dirigée postérieurement lors de la phase de freinage et antérieurement lors de la phase de propulsion (Hamner, Seth, & Delp, 2010; Jung & Park, 2014). Pour augmenter l'efficacité de la locomotion et particulièrement lors d'une accélération, il faut diminuer au maximum la phase de freinage en temps et en force pour laisser une plus grande proportion à la phase de propulsion (Hamner et al., 2010; Hunter, Marshall, & McNair, 2005; Mero et al., 1992). De cette façon, les forces de réaction lors de la phase de freinage sont dirigées plus verticalement que postérieurement.

À la marche, les forces antéropostérieures représentent approximativement 25% du PC (Inman, 1966). Cavanagh et Lafortune (1980) ont même observé avec des sujets courant à 4,5 m/s que les forces antéropostérieures et médiolatérales pouvaient atteindre respectivement des valeurs de 45% et 35% du PC (Cavanagh & Lafortune, 1980). À la course, nous observons généralement des FRS verticales d'environ 2 à 2,9 fois le PC à des vitesses allant de 1,5 m/s à 6 m/s (Keller et al., 1996; Nilsson & Thorstensson, 1989). Mero et al. (1992), dans leur revue



de la littérature, relatent que certains auteurs auraient enregistré des FRS verticales allant jusqu'à 4,6 à 5,5 fois le PC (Mero et al., 1992). Par contre, la relation entre la force verticale et la vitesse de déplacement serait linéaire jusqu'à 3,5 m/s où celle-ci représenterait environ le double de ce que l'on retrouve à la marche. Par la suite, entre 3,5 m/s et 7 m/s, les forces verticales resteraient relativement constantes et tendraient même à diminuer légèrement plus on se rapproche de 8 m/s (2,45 PC = 3,5 m/s vs. 2,29 PC = 7 m/s vs 1,89 PC = 8 m/s) (Keller et al., 1996). Le plateau atteint par les forces de réactions verticales à partir d'une vitesse rapide n'est pas surprenante compte tenu que le temps de contact au sol et l'oscillation du COM diminuent avec l'augmentation de la vitesse de locomotion (Brughelli et al., 2011). Les MI disposent donc de moins de temps pour générer de grandes forces lors de la phase d'appui et l'accélération verticale du COM avant l'attaque au sol est diminuée. Les variables spatiotemporelles et cinétiques obtenues par Brughelli et al. (2011) sont représentées au Tableau 4.

**Tableau 4 – Variables spatiotemporelles et cinétiques en fonction de la vitesse maximale de course**

	40%	60%	80%	100%
<b>Force verticale (N)</b>	1681,6 ± 226,0	1922,7 ± 235,0†‡	1942,3 ± 278,9†‡	1983,7 ± 271,9†‡
<b>Force horizontale (N)</b>	178,6 ± 14,3	240,1 ± 17,1†‡	290,2 ± 22,0†‡§	360,9 ± 27,9†‡§*
<b>Contact au sol (ms)</b>	301,78 ± 22,67	280,45 ± 18,56†‡	248,29 ± 21,78†‡§	209,67 ± 19,67†‡§*
<b>Longueur foulées (m)</b>	1,70 ± 0,62	2,12 ± 0,54†‡	2,57 ± 0,64†‡§	3,27 ± 0,65†‡§*
<b>Fréquence foulées (Hz)</b>	0,80 ± 0,05	1,15 ± 0,03†‡	1,45 ± 0,03†‡§	1,67 ± 0,02†‡§*

† p < 0,05.  
‡ Significativement différent de 40%  
§ Significativement différent de 60%  
\* Significativement différent de 80%

*Adapté de Brughelli et al. (2011)*

## La cinématique angulaire articulaire

L'amplitude articulaire active dans le plan sagittal aux articulations des MI est résumée au Tableau 5 (Allard, Dalleau, Begon, & Blanchi, 2011).

**Tableau 5 - Amplitudes articulaires maximales actives aux membres inférieurs dans le plan sagittal**

Hanche		Genou		Cheville	
Flexion	Extension	Flexion	Extension	Flexion plantaire	Dorsiflexion
120°	30°	135°	0°	50°	20°

*Adapté Allard et al. (2011)*

La cinématique, comme mentionné précédemment, reflète l'allure de la locomotion dans le temps (Dicharry, 2010). À la marche, les amplitudes articulaires oscillent respectivement entre 40° et 10° pour la flexion et l'extension à la hanche, entre 100° et 10° pour la flexion et l'extension au genou et finalement entre 25° et près de 20° pour la flexion plantaire et la dorsiflexion. Si nous comparons la marche à la course, les amplitudes articulaires à la hanche, aux genoux et aux chevilles augmentent de 20°, de 30° et de 20° (Dicharry, 2010).

Bien que l'accroissement de la vitesse de locomotion est associée à une augmentation de l'amplitude articulaire (Dicharry, 2010; Hamner & Delp, 2013; Mann & Hagy, 1980), ce ne sont pas toutes les articulations qui répondent à cette tendance. En effet, malgré l'augmentation de la longueur de foulée et une plus grande extension observée à la hanche à la course et au sprint, l'amplitude articulaire de cette dernière resterait sensiblement la même en raison de l'antéversion plus prononcée adoptée au bassin (Franz, Paylo, Dicharry, Riley, & Kerrigan, 2009; Novacheck, 1998). De plus, Kivi et al. (2002) notent une limite dans l'amplitude articulaire de la hanche et du genou lorsqu'un coureur approche sa vitesse maximale (Kivi, Maraj, & Gervais, 2002). Ainsi, au delà de 80% de la vitesse maximale, les valeurs d'extension et de flexion à la hanche et au genou varieraient peu (Tableau 6). Ce serait davantage les autres variables spatiotemporelles, soit la longueur et la fréquence de foulée, qui seraient associées à l'augmentation de la vitesse de course près de l'atteinte de la vitesse maximale (Kivi et al., 2002).

**Tableau 6 - Amplitudes articulaires maximales à la hanche et au genou en fonction de la vitesse maximale de course**

Vitesse (% maximum)	Flexion hanche (°)	Extension hanche (°)	Flexion genou (°)	Extension Genou (°)
70%	60 ± 5	-21 ± 3	43 ± 5	146 ± 5
80%	62 ± 5	-21 ± 4	41 ± 5	143 ± 7
90%	67 ± 7	-21 ± 5	41 ± 6	142 ± 7
95%	67 ± 8	-22 ± 6	42 ± 7	142 ± 8

*Adapté de Kivi (2002)*

La flexion au genou, à la marche comme à la course, a pour même objectif de dégager le MI lors de la phase oscillation et par la suite d'absorber l'impact au sol lors de la phase d'appui. Lors de l'oscillation, la flexion maximale au genou se situe autour de 60° et 90° pour la marche et la course respectivement et peut atteindre de 105° à 130° au sprint (Mann &

Hagy, 1980). À la course, lors du contact au sol, la flexion au genou est d'environ 25° et sa flexion se poursuit jusqu'à 45° en milieu de phase d'appui. Cette flexion au genou diminue chez les sprinteurs en raison du temps de contact au sol plus court, de l'accroissement de la rigidité musculaire et de l'augmentation de la cadence (Farley & Gonzalez, 1996).

À la course, l'inclinaison du tibia qui tend davantage vers la vertical, combinée avec l'extension plus rapide à la hanche en fin de phase d'oscillation, font en sorte que la dorsiflexion au point de contact est plus prononcée qu'à la marche (Dicharry, 2010). Par contre, chez les sprinteurs, la cheville est davantage en flexion plantaire aux premiers instants du contact au sol (Novacheck, 1998). Pour les mêmes raisons que la flexion au genou est réduite lorsque la vitesse de locomotion augmente, la dorsiflexion à la cheville et sa valeur maximale diminue et survient plus rapidement respectivement lors de la phase d'appui (Dicharry, 2010; Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1998). Une fois la phase de propulsion entamée, la flexion plantaire augmente avec l'augmentation de la vitesse de course, car les mollets contribuent fortement à la propulsion horizontale (Dorn et al., 2012b; Hamner & Delp, 2013; Mann & Hagy, 1980). Somme toute, l'amplitude articulaire à la cheville est plus grande à la course qu'à la marche (50° vs 30° respectivement) et plus petite au sprint maximal.

En plus des changements d'amplitudes articulaires observés aux MI, les mouvements de flexion et d'extension maximales ne surviennent pas au même moment dans le cycle de locomotion lors de l'augmentation de la vitesse (Dicharry, 2010; Novacheck, 1998). À la marche, l'extension maximale à la hanche survient avant la fin du décolllement des orteils et la flexion maximale vers la fin de la phase d'oscillation. À la course, l'extension maximale de la hanche s'observe suite au décolllement des orteils et plus la vitesse augmente, plus l'extension maximale se synchronise avec le décolllement des orteils. Pour ce qui est de la flexion maximale à la hanche, elle apparaît plus tôt dans la phase d'oscillation. Compte tenu que la flexion à la fin de l'oscillation survient plus tôt à la course et au sprint, l'extension à la hanche s'engage aussi plus rapidement dans le cycle permettant ainsi au coureur de diminuer la phase de freinage (Dicharry, 2010; Novacheck, 1998).

Malgré l'expérience et la spécificité du sport, d'autres variables pourraient aussi jouer un rôle important sur la technique adoptée à la course et au sprint et possiblement même sur l'économie de la locomotion.

## **La rigidité musculaire**

Lorsque nous courons, les muscles des MI sont constamment étirés et contractés. En plus des muscles, les tendons et même les ligaments agissent comme des ressorts en emmagasinant et en restituant de l'énergie élastique potentiel (Cavagna, 1977). Ce phénomène, relié à la fonction neuro-musculaire, est nommé le réflexe étirement-contraction (REC) et reflète la réponse de notre système musculo-squelettique à résister aux étirements brusques (Komi, 1984). Nous pouvons ainsi emmagasiner et restituer de l'énergie « gratuite » pour diminuer le coût énergétique de l'effort en cours (Cavagna, 1977; Cavagna, Heglund, & Taylor, 1977; Kerdok, Biewener, McMahon, Weyand, & Herr, 2002). Par exemple, un coureur qui optimise la rigidité musculaire de ses MI peut diminuer le coût métabolique de son effort comparativement à un sujet qui génère moins de rigidité musculaire, et ce, à même vitesse (Alexander, 1991). Ainsi, en minimisant la longueur des fibres musculaires dans la phase excentrique, nous sommes en mesure de mieux étirer les tendons pour que ces derniers puissent emmagasiner et restituer de l'énergie lors de la phase de freinage et de propulsion respectivement (Lai, Schache, Lin, & Pandy, 2014). La raison est que les tendons sont capables d'atteindre une vitesse de restitution beaucoup plus grande que celle des fibres musculaires (Alexander, 2002). Ce n'est donc pas nécessairement l'étirement des muscles qui favorise cette restitution d'énergie (Bosco et al., 1987), mais plutôt l'étirement du complexe musculo-tendineux (Brughelli & Cronin, 2008; Lai et al., 2014).

À la course, la rigidité musculaire augmente avec l'accroissement de la vitesse de locomotion (Arampatzis, Bruggemann, & Metzler, 1999). Plus précisément, il semblerait que la rigidité musculaire au niveau de la cheville reste relativement constante tandis que celle retrouvée au genou tendrait à augmenter avec la vitesse de course (Kuitunen, Komi, & Kyrolainen, 2002). C'est pourquoi, il a été suggéré que la rigidité musculaire au genou jouerait aussi un rôle important sur l'économie à la course (Arampatzis et al., 1999; Gunther & Blickhan, 2002). Certains auteurs estiment qu'un coureur peut restituer 40 à 50% d'énergie,

préalablement emmagasiné dans les structures musculo-tendineuses des MI (Cavagna et al., 1971; Serpell, Ball, Scarvell, & Smith, 2012). L'arche plantaire et le tendon d'Achille seraient pour leur part capables de restituer 17% et 35% respectivement de l'énergie cinétique emmagasiné (Alexander, 1991; Ker, Bennett, Bibby, Kester, & Alexander, 1987). Il faut noter que ce mécanisme de restitution d'énergie varie selon les phases d'un sprint. Par exemple, lors de l'accélération, les composantes contractiles qui composent le muscle sont responsables de la totalité de production de puissance. Par la suite, plus la vitesse augmente (au alentour de 25-34 km/h), plus la fraction de puissance générée par l'énergie mécanique emmagasinée puis restituée par les structures musculo-tendineuses augmente (Cavagna, 1977; Cavagna et al., 1971).

Certes, la rigidité musculaire est importante pour améliorer l'économie de nos déplacements, et ce, particulièrement à la course et au sprint. Toutefois, pour garder une certaine fluidité et efficacité dans nos mouvements, l'être humain doit réduire la variabilité associée à ces derniers. Ainsi, l'asymétrie pourrait donc aussi jouer un rôle important sur l'économie de la locomotion et la performance.

## **Les asymétries**

Le cycle naturel de la locomotion est modulé par l'interaction du système neural et mécanique de tous les segments qui composent notre corps (Masani, Kouzaki, & Fukunaga, 2002). Plusieurs études se sont penchées sur la présence de variabilités et d'asymétries à la marche, à la course et au sprint. Certains auteurs stipulent que la variabilité est en fait nécessaire et fonctionnelle, car elle refléterait la capacité d'adaptation du patron moteur et de la latéralité (Brown, Zifchock, & Hillstrom, 2014; Lipsitz, 2002; Sadeghi, Allard, & Duhaime, 1997; Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000; Seeley, Umberger, & Shapiro, 2008), tandis que d'autres avancent qu'elle aurait un effet délétère sur la performance (Bradshaw et al., 2007; Trivers et al., 2014; Trivers, Palestis, & Manning, 2013).

Seeley et al. (2008) ont observé que le membre inférieur dominant développait une impulsion 4 à 7% plus grande que celle développée par le MI non-dominant lorsqu'ils demandaient à des sujets de marcher à une vitesse 20% plus grande que celle habituellement

adoptée (Seeley et al., 2008). Brown et al. (2014) ont eux aussi observé des différences cinétiques et cinématiques angulaires de latéralité lorsque la course était pratiquée en état de fatigue (Brown et al., 2014). Par contre, il faut noter que d'autres auteurs ont observé des différences cinétiques et cinématiques à la course lorsque des sujets couraient sans même être en état de fatigue (Belli, Lacour, Komi, Candau, & Denis, 1995; Munro, Miller, & Fuglevand, 1987; Vagenas & Hoshizaki, 1992). Par exemple, Belli et al. (1995) ont rapporté que le déplacement vertical du COM et le temps de contact au sol pouvaient varier de  $5,2 \pm 3,2\%$  et  $1,6 \pm 0,3\%$  respectivement entre différentes foulées et Vagenas et al. (1992) ont noté qu'il y avait présence d'asymétries cinématiques angulaires au niveau de la jambe lors du contact du pied au sol, après seulement une brève période d'échauffement. Pour leur part, Munro et al. ont étudié les FRS antéropostérieurs et médiolatérales dans l'optique de développer un cadre de référence sur plusieurs vitesses (Munro et al., 1987). Les données obtenues ont fait ressortir que les asymétries dans le plan frontal (FRS médiolatérales) étaient associées à une trop grande variabilité pour établir des standards fidèles. Ainsi, plusieurs études ont rapporté des différences spatiotemporelles, cinétiques et cinématiques entre les MI gauche et droit à vitesse sous-maximale.

Au sprint, Exell et al. (2011-2012) ont aussi noté la présence d'asymétries inter-sujet et intra-MI sur plusieurs variables cinétiques et cinématiques sur un sprint de 40 mètres (Exell, Irwin, et al., 2012; Exell et al., 2011). Il y aurait donc présence d'asymétries cinétiques et cinématiques entre les différents athlètes de leur étude et que ces derniers présenteraient même une variabilité entre chaque essai pour chacun des MI. Trivers et al. (2014), dans leur étude portant sur des mesures anthropométriques de sprinteurs jamaïcains ont fait ressortir que les athlètes démontrant plus de symétrie au niveau des genoux et des chevilles étaient plus performants (Trivers et al., 2014). Pour leur part, Bradshaw et al. (2007) ont observé que les sprinteurs plus rapides démontraient moins de variabilité sur certaines variables spatiotemporelles et cinématiques sur un sprint de 10 m à partir de blocs de départ (Bradshaw et al., 2007). Ainsi, les athlètes plus rapides démontraient moins de variabilité sur la vitesse du COM à la sortie des blocs et sur la vitesse angulaire observée à la cheville lors des premières foulées.

La présence d'asymétries serait donc inévitables, mais la réduction de ces dernières ainsi que la constance à travers la répétition de mouvements spécifiques seraient des éléments distinctifs des athlètes de plus haut niveau et de performances supérieures au sprint maximal. Maintenant que les différentes caractéristiques de la locomotion ont été mises de l'avant, voyons de plus près ce qui distingue les meilleurs sprinteurs à travers les différentes phases du 100 mètres sprint.

## **Les différentes phases du sprint**

Le 100 mètres sprint est une épreuve de très courte durée qui ne laisse pas de place à l'erreur. Au final, pour gagner des centièmes de secondes, les sprinteurs doivent harmoniser et synchroniser les mouvements et les contractions musculaires des différents segments impliqués pour chacune des foulées dans le but de développer un maximum de puissance dans la direction désirée.

Cette discipline de l'athlétisme se divise en trois grandes phases : le départ, la phase d'accélération et finalement l'atteinte et le maintien de la vitesse maximale. Dans les différentes sections qui suivront, nous mettrons en lumière les composantes qui influencent la performance et qui distinguent les athlètes amateurs des athlètes de haut niveau.

### **Le départ**

Pour augmenter l'efficacité d'un départ au sprint il faut diminuer au maximum son temps de réaction et sortir des blocs de départ le plus rapidement possible. Ceci dit, le positionnement initial des blocs de départ joue un grand rôle sur les forces développées et probablement même sur le temps passé sur ces derniers. Différentes options de positionnement aux blocs de départ ont donc été étudiées pour évaluer leurs influences sur la performance au sprint.

#### **Blocs de départ et positionnement**

##### *Distance inter-bloc*

On retrouve généralement trois types de distance inter-bloc dans la littérature : le

« bunch start » ou distance courte (<30 cm), la distance moyenne (30-50 cm) et la distance allongée (>50 cm) (Slawinski et al., 2012). D'un point de vue général, le « bunch start » optimise la rapidité du départ et la distance inter-bloc allongée permet de développer plus de force. Les données de Slawinski et al. (2012) sont représentées au Tableau 7. Même si la distance inter-bloc courte permet de quitter les blocs de départ plus rapidement, l'avance gagnée par rapport aux deux autres types de distance inter-bloc est vite rattrapée aux alentours de 46,72 mètres (Harland & Steele, 1997). La distance inter-bloc moyenne est donc un bon compromis, car elle permet d'optimiser à la fois le REC des extenseurs de la hanche qui facilitera la sortie des blocs et la production de force (Harland & Steele, 1997; Slawinski et al., 2012).

**Tableau 7 – Variables spatiotemporelles d'un départ par rapport à différentes distances inter-bloc**

	« Bunched »	Moyenne	Allongée
<b>Temps de réaction (s)</b>	0,183 ± 0,036	0.171 ± 0.031	0.159 ± 0.028†
<b>Sortie des blocs (s)</b>	0,371 ± 0,016	0.377 ± 0.017	0.427 ± 0.056†§*
<b>1<sup>er</sup> pas (s)</b>	0,632 ± 0,020	0.636 ± 0.020	0.686 ± 0.064†§*
<b>Temps 5m (s)</b>	1,362 ± 0,064	1.375 ± 0.056	1.402 ± 0.038†§
<b>Temps 10m (s)</b>	2,102 ± 0,064	2.097 ± 0.084	2.134 ± 0.057†*

† Effet significatif de la distance inter-bloc (ANOVA)

§ Différence significative de la position « bunched » (analyse post-hoc)

\* Différence significative de la distance inter-bloc moyenne (analyse post-hoc)

*Adaptée de Slawinski et al. (2012)*

### *Inclinaison des blocs de départ*

La modification de l'angle des blocs avant de départ est reconnue pour affecter l'activité musculaire et la performance (Harland & Steele, 1997). Par exemple, Guissard et al. (1992) ont comparé trois différents angles adoptés au bloc de départ avant, soit 70°, 50° et 30° d'inclinaison (Guissard, Duchateau, & Hainaut, 1992). Au fur et à mesure que l'angle par rapport au sol diminuait, la vitesse (2,37; 2,80; 2,94 m/s respectivement) et l'accélération (7,46; 8,36; 9,03 m/s<sup>2</sup> respectivement) augmentaient significativement. Cette amélioration de la performance est attribuée, selon eux, par une augmentation de la contribution des gastrocnémiens médians lors de la phase excentrique-concentrique (REC) du départ. Dans le même ordre d'idées, Mero et al. (2006) ont comparé deux angles aux blocs de départ, soit de 65° et 40° (Mero, Kuitunen, Harland, Kyrolainen, & Komi, 2006). De plus grandes forces verticale et horizontale furent enregistrées avec le bloc arrière à 40° sans toutefois modifier le



temps passé aux blocs de départ. Par conséquent, une plus grande vitesse était observée à la sortie des blocs lorsque l'angle était de 40° par rapport à ceux de 65°. Par contre, aucune différence n'était observée entre les deux conditions en temps après 20 m parcourus.

Ces résultats laissent donc sous-entendre que des angles aux blocs de départ plus près du sol permettraient d'augmenter la contribution de la chaîne postérieure par un pré-étirement des fibres musculaires améliorant ainsi la vitesse atteinte au départ sans toutefois augmenter la durée de la poussée. Le REC, intimement lié au principe de la rigidité musculaire, serait donc aussi présent lors du départ, une phase que certains auteurs croyaient purement concentrique (Mero & Komi, 1990; Mero, Luhtanen, & Komi, 1983).

### Variables spatiotemporelles du départ

Coh et al. (1998), ont voulu déterminer qu'elles étaient les paramètres spatiotemporaux et cinématiques d'importance au départ et lors de la phase d'accélération en analysant et comparant les performances de sprinteurs masculins et féminins de niveau national (Coh, Jost, Skof, Tomazin, & Dolenc, 1998). Les données obtenues sont représentées dans le Tableau 8.

**Tableau 8 - Variables spatiotemporelles du départ, du premier et deuxième pas**

	Homme	Femme
<b>Départ</b>		
Temps passé aux blocs (s)	0,30 ± 0,03	0,34 ± 0,02
Vitesse horizontale (m/s)	3,2 ± 0,19	2,99 ± 0,23
Vitesse verticale (m/s)	0,69 ± 0,21	0,76 ± 0,19
Angle de poussée (°)	49,54 ± 2,91	53,2 ± 3,2
<b>Premier pas</b>		
Longueur 1 <sup>er</sup> pas (cm)	100,85 ± 9,79	98,64 ± 6,74
Vitesse horizontale (m/s)	4,47 ± 0,29	4,25 ± 0,18
Vitesse verticale (m/s)	0,37 ± 0,19	0,52 ± 0,10
Angle de poussée (°)	56,65 ± 3,50	58,67 ± 3,11
<b>Deuxième pas</b>		
Longueur 2 <sup>ème</sup> pas (cm)	103,77 ± 8,96	100,85 ± 9,79
Vitesse horizontale (m/s)	5,38 ± 0,24	4,99 ± 0,29
Vitesse verticale (m/s)	0,45 ± 0,18	0,5 ± 0,10
Angle de poussée (°)	59,93 ± 2,79	64,13 ± 4,44

*Adapté de Coh et al. (1998)*

Les sujets devaient effectuer des sprints, trois au total, sur une distance de 30 m à partir de blocs de départ positionnés selon leurs préférences. Les données amassées ont démontré que les hommes illustraient une plus grande vitesse horizontale, une plus petite vitesse verticale

ainsi qu'un angle résultant de poussée moins vertical lors des deux premières foulées par rapport aux femmes.

Malgré les différences hommes et femmes observées, les paramètres qui définissaient le mieux l'efficacité du départ était la vitesse horizontale, le temps de réaction et la force d'impulsion aux blocs. Or, l'objectif du départ au sprint est de sortir des blocs le plus rapidement possible, avec une position de départ optimale aux blocs dans le but de développer le plus de force possible sur un laps de temps très court dans la bonne direction.

### **Cinétique de départ**

Fortier et al. (2005) ont évalué les pics de forces développées aux blocs de départ avant et arrière (Fortier, Basset, Mbourou, Faverial, & Teasdale, 2005). Ils ont observé que les sprinteurs élités développaient davantage de force au bloc arrière comparativement à des sprinteurs semi-élités. Ainsi, les sprinteurs élités sont capables de développer des pics de forces aux blocs avant et arrière de 1685 N et de 1430 N respectivement sur une durée de 399 ms (Tableau 9).

**Tableau 9 - Paramètres spatiotemporaux et cinétiques aux blocs de départ**

	<b>Élites</b>	<b>Semi-Élites</b>
<b>Temps de réaction (ms)</b>	172 ± 30*	194 ± 26
<b>Durée poussée avant (ms)</b>	370 ± 18*	405 ± 40
<b>Durée poussée arrière (ms)</b>	370 ± 18	268 ± 58
<b>Temps total aux blocs (ms)</b>	399 ± 21*	422 ± 33
<b>Force pic avant (N)</b>	1685 ± 490	1735 ± 333
<b>Force pic arrière (N)</b>	1430 ± 431*	940 ± 255

\* Différence significative entre élités et semi-élités

*Adaptée de Fortier et al. (2005)*

Selon Debaere et al. (2013), la transition entre les blocs de départ et la phase d'accélération dépend spécifiquement des habiletés techniques des coureurs (Debaere, Delecluse, Aerenhouts, Hagman, & Jonkers, 2013). Ainsi, la position des segments adoptée aux blocs de départ aura un impact direct sur la maximisation des forces résultantes horizontales (Slawinski et al., 2010).

### **Cinématique articulaire aux blocs de départ**

Comme mentionné un peu plus haut avec l'angle des blocs de départ, l'augmentation

de la dorsiflexion aux chevilles par l'étirement du triceps sural est importante pour maximiser le départ. Ainsi, l'amplitude de dorsiflexion aux chevilles retrouvée chez des sprinteurs expérimentés aux blocs avant et arrière respectivement sont de  $82,38 \pm 9,58^\circ$  et  $82,58 \pm 7,88^\circ$  (Debaere, Delecluse, et al., 2013). Pour ce qui est des genoux avant et arrière, Harland et Steele (1997) ont rapporté que les angles peuvent varier respectivement de  $90^\circ$  à  $100^\circ$  et de  $115^\circ$  à  $130^\circ$  (Harland & Steele, 1997). Mero et al. (2006), ont observé une différence dans l'angle adopté aux genoux lorsque les angles aux blocs de départ étaient de  $40^\circ$  et de  $65^\circ$  par rapport à l'horizontale (Mero et al., 2006). Ils ont démontré que l'adoption d'un angle aux blocs plus près du sol permettait d'étirer davantage le biceps fémoral (Tableau 10). Les angles aux genoux avant et arrière étaient de  $103 \pm 2^\circ$  et de  $131 \pm 2^\circ$  respectivement aux blocs de  $40^\circ$  comparativement à  $97 \pm 2^\circ$  et  $122 \pm 2^\circ$  respectivement pour les blocs de  $65^\circ$ . Les résultats de Mero et a. (2006) ont démontré que l'adoption d'angles aux genoux plus grands a pour conséquence d'augmenter la puissance générée lors du départ.

**Tableau 10 - Angles articulaires adoptés aux membres inférieurs aux blocs de départ en fonction de l'inclinaison des blocs**

	40°	65°	p
<b>MI arrière</b>			
Cheville (°)	95 ± 3	109 ± 3	0,01
Genou (°)	131 ± 2	122 ± 2	0,05
Hanche (°)	83 ± 2	79 ± 2	N.S.
<b>MI avant</b>			
Cheville(°)	96 ± 2	111 ± 3	0,001
Genou (°)	103 ± 2	97 ± 2	0,05
Hanche (°)	52 ± 2	49 ± 2	N.S.

*Adaptée de Mero et al. (2006)*

Harland et Steele (1997) ont aussi rapporté une différence significative entre divers groupes de sprinteurs au niveau de l'angle adopté à la hanche aux blocs de départ (Harland & Steele, 1997). Ainsi, la flexion à la hanche avant serait d'environ  $41^\circ$  chez les sprinteurs d'expérience comparativement à  $52^\circ$  chez les sprinteurs novices. La même tendance semble différencier les bons des moyens sprinteurs pour l'angle à la hanche arrière avec  $80^\circ$  et  $89^\circ$  respectivement. Ces résultats suggèrent donc que les coureurs d'expérience adoptent une position permettant d'augmenter davantage l'étirement des extenseurs à la hanche avec une inclinaison du tronc plus prononcée. Par contre, avec cette position plus agressive, le COM se déplace davantage vers l'avant, ce qui augmente la mise en charge des membres supérieurs

(MS).

La position des blocs de départ ainsi que l'adoption d'angle spécifiques aux différentes articulations des MI ont donc un impact direct sur la performance en permettant aux sprinteurs d'étirer d'avantage la chaîne postérieure et ainsi d'augmenter la production de force horizontale nécessaire à la sortie des blocs par le REC. Il faut toutefois que l'athlète ajuste sa position par rapport à la distance qui sépare les blocs de la ligne de départ pour être en mesure d'optimiser l'étirement de la chaîne postérieure sans compromettre le poids réparti au niveau des MI.

### **La phase d'accélération**

Le départ et l'accélération suite à la sortie des blocs sont deux phases déterminantes de la performance au 100 mètres sprint. En effet, Tellez et Doolittle (1984) ont démontré que ces deux phases expliquaient près de 70% de la totalité de la performance du 100 mètres (Tellez & Doolittle, 1984).

### **Variables spatiotemporelles de l'accélération**

Après avoir analysé quelques sprinters expérimentés, Tellez et Doolittle (1984) ont noté que les sprinteurs arrêtaient d'accélérer autour de 60-85 verges (Tellez & Doolittle, 1984). Dans le domaine sportif, on parle d'accélération positive lorsqu'il y a un gain en vitesse et d'accélération négative lorsqu'il y a une décélération. Cette accélération positive qui est beaucoup plus prononcée dès les premières foulées, s'estompe progressivement au fur et à mesure que le sprinteur progresse dans sa course. Tout comme l'accélération, l'augmentation de la vitesse est plus importante lors des premières foulées et s'atténue graduellement jusqu'à l'atteinte de la vitesse maximale (Coh et al., 1998; Čoh, Tomažin, & Štuhec, 2006; Dowell, Jubela, & Mamaliga, 1975; Nagahara, Matsubayashi, Matsuo, & Zushi, 2014; Nagahara, Naito, Morin, & Zushi, 2014; Plamondon & Roy, 1984). Ainsi, la vitesse horizontale du centre de masse entre les deux premiers pas varie de  $4,41 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  à  $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Čoh et al., 2006) et cette différence de vitesse entre chaque pas diminue au fur et à mesure que l'athlète avance dans le sprint (Nagahara, Naito, et al., 2014).

En observant l'évolution du COM, Nagahara et al. (2014) ont démontré que la phase d'accélération pouvait être divisée en deux autres sous-phases (Nagahara, Matsubayashi, et al., 2014). Il y aurait donc en premier lieu une élévation rapide du COM lors des 4 à 5 premiers pas, suivi d'une seconde phase où l'élévation du COM est moins prononcée pour finalement se stabiliser autour de la 14<sup>ième</sup> foulée. L'augmentation de la fréquence de pas serait aussi très prononcée dès les premiers instants de la phase d'accélération et resterait assez constante pour le reste du sprint tandis que la longueur de foulée continuerait à augmenter approximativement autour de la 23<sup>ième</sup> foulée. Le temps de contact au sol diminuerait aussi rapidement lors des premières foulées, et tout comme la longueur de foulée, le temps d'envol augmenterait progressivement jusqu'à 50 mètres.

### **Cinétique de l'accélération**

Près de la totalité du travail effectué lors de la première moitié d'un sprint à partir des blocs de départ est produite pour augmenter l'énergie cinétique du corps. Plus un coureur se rapproche de sa vitesse maximale, plus les forces de réaction verticales et horizontales augmentent (Brughelli et al., 2011). Chelly et al. (2001) ont observé une moyenne de puissance développée lors de la phase d'accélération de  $654 \pm 58$  W correspondant à  $9,8 \pm 0,8$  W/kg chez des joueurs de handball (Chelly & Denis, 2001). Cheetham et al. (1986) ont eux aussi observé une puissance moyenne développée par unité de masse de  $9,19 \pm 2,18$  W/kg chez des athlètes féminines d'athlétisme (Cheetham, Boobis, Brooks, & Williams, 1986). Pour leur part, Falk et al. (1996) ont obtenu des résultats semblables avec une population un peu plus jeune de sportifs masculins et féminins âgée de 11 à 17 ans (Falk et al., 1996). Certains auteurs rapportent même des pics de puissance développée de l'ordre de 2500 à 3000 W (Cavagna et al., 1971; Falk et al., 1996).

L'orientation des forces de réaction au sol diffère entre la course à vitesse constante et lors de l'accélération (Kugler & Janshen, 2010; Van Caekenberghe et al., 2013). Le seul moment dans le cycle de course où un coureur peut générer de la force propulsive est lors de la phase d'appui. Cette dernière, comme nous l'avons expliqué précédemment, est divisée en deux composantes: la phase de freinage et la phase de propulsion (Hunter et al., 2005; Kugler & Janshen, 2010). Pour optimiser l'accélération, les FRS sont ajustées de manière à former

une force propulsive nette le plus à horizontale possible. Pour ce faire, il faut diminuer en temps et en amplitude les FRS pour la phase de freinage et augmenter en temps et en amplitude les FRS de la phase de propulsion (Caekenberghe, Segers, Aerts, Willems, & De Clercq, 2013; Morin, Edouard, & Samozino, 2011). Cela implique que la distance qui sépare le COM du COP lors des premiers instants de l'attaque au sol soit la plus courte possible. Toutefois, dans une autre étude de Morin et al. (2015), les sprinteurs de plus haut niveau, en plus de développer plus d'impulsion horizontale, n'exposeraient pas nécessairement moins de freinage, et ce, spécifiquement sur les 20 premiers mètres d'une accélération (Morin et al., 2015). Même si ces résultats sont plus difficiles à interpréter, le transfert d'une phase à l'autre doit se faire rapidement et la phase de freinage pourrait être importante pour emmagasiner de l'énergie même lors de la phase de propulsion.

Lors de la phase d'accélération, les forces de réaction résultantes enregistrées au sol lors de la première phase de freinage et de propulsion sont de l'ordre de -153 N et 526 N respectivement (Mero, 1988). Ces forces de freinage et de propulsion augmentent et diminuent avec l'accroissement de la vitesse et peuvent atteindre de -445 N et 312 N respectivement (Mero et al., 1992). Malgré la diminution des forces de propulsion par rapport aux forces de freinage, c'est l'orientation des FRS par rapport au sol lors de ces deux phases qui déterminera si la vitesse du sprinteur augmente, se maintient ou diminue (Brughelli et al., 2011; Hunter et al., 2005). Par exemple, Plamondon et Roy (1984) ont observé des forces de freinage nulles dès les premiers pas suite à la sortie des blocs de départ et Mero et al. (1992) rapportent que l'angle de projection des forces de freinage et de propulsion sont de  $-75^\circ$  et  $68^\circ$  respectivement lors de l'atteinte de la vitesse maximale (Mero et al., 1992; Plamondon & Roy, 1984). Ce n'est donc pas l'amplitude de la force qui détermine l'efficacité de l'accélération, mais bel et bien l'orientation de cette dernière (Kugler & Janshen, 2010; Morin et al., 2011).

Pour optimiser la direction du vecteur de force résultant développée, l'angle de projection doit rester alignée le plus possible avec le COM (Kugler & Janshen, 2010; Van Caekenberghe et al., 2013). L'application de force par les MI et l'inclinaison du tronc deviennent donc des déterminants majeurs pour maximiser l'accélération et ainsi moduler l'orientation du vecteur de force (Kugler & Janshen, 2010; Morin et al., 2011; Plamondon &

Roy, 1984). En effet, selon les résultats de Kugler et Janshen (2010), les forces de réaction dirigées davantage vers l'avant, observées chez des sprinteurs démontrant de plus grandes accélérations, sont associées à une inclinaison du corps plus prononcée. Ainsi, l'inclinaison du tronc influence grandement la phase d'accélération: plus grande sera l'inclinaison du tronc, plus grande sera l'accélération ((Atwater, 1979; Bergamini et al., 2012; Hewit, Cronin, & Hume, 2013; Kunz & Kaufmann, 1981; Plamondon & Roy, 1984).

### **Cinématique articulaire de l'accélération**

Entre la position statique au bloc de départ et l'atteinte de la vitesse maximale, les articulations des MI évoluent chacun à leur manière. Nagahara et al. (2014), observa qu'une fois sorti des blocs de départ, l'amplitude articulaire à la hanche augmente jusqu'au 14<sup>ième</sup> pas et tend à diminuer légèrement par la suite (Nagahara, Matsubayashi, et al., 2014). Cette amplitude articulaire à la hanche d'environ 90° dès les premiers pas augmente à près de 100° au 14<sup>ième</sup> pas. Pour sa part, la flexion au genou lors de la phase de support, en raison de l'affaissement du corps, est inexistante de la première à la 4<sup>ième</sup> foulée. C'est autour de la 5<sup>ième</sup> et la 6<sup>ième</sup> foulée qu'une légère flexion apparaît au genou lors de la phase d'appui. Ainsi, la différence d'amplitude au genou serait très subtile entre la 4<sup>ième</sup> et la 5<sup>ième</sup> foulée et tendrait à un peu plus de 5° entre la 5<sup>ième</sup> et la 6<sup>ième</sup> foulée. Malgré la présence de dorsiflexion lors de la poussée aux blocs de départ et lors de la première moitié de la phase de support des premières foulées, la rigidité musculaire à la cheville est atteinte très rapidement (Charalambous, Irwin, Bezodis, & Kerwin, 2012; Debaere, Delecluse, et al., 2013). Malgré cette rigidité musculaire, l'amplitude articulaire à la cheville augmente avec l'augmentation de la vitesse de course (Dicharry, 2010). Il y aura donc une diminution de la dorsiflexion en phase de freinage et une augmentation de la flexion plantaire lors de la poussée dans la progression de l'accélération (Debaere, Delecluse, et al., 2013; Novacheck, 1998).

Comme nous l'avons souligné un peu plus haut, l'angle de projection du corps lors de la sortie des blocs de départ aura une très grande influence sur la phase d'accélération et l'évolution du sprint (Tellez & Doolittle, 1984). En effet, plus l'angle de projection du corps se rapproche de 45° à la sortie des blocs et plus le sprinteur pourra maintenir un angle de tronc prononcé, plus grande sera la distance d'accélération. Les coureurs doivent donc adopter une

posture plus inclinée vers l'avant pour diminuer la distance qui sépare la projection du COM du point d'attaque au sol.

L'orientation du tronc par rapport à l'horizontale est donc un élément clé lorsque le sprinteur passe de la position accroupie au block de départ jusqu'à l'atteinte de sa vitesse maximale (Debaere, Delecluse, et al., 2013; Dowell et al., 1975; Hay, 1993; Kugler & Janshen, 2010; Nagahara, Matsubayashi, et al., 2014; Nagahara, Naito, et al., 2014; Plamondon & Roy, 1984; Tellez & Doolittle, 1984). La fin de la phase d'accélération est observée autour de 60-85 verges tout dépendamment le niveau d'expertise du sprinteur. L'inclinaison du tronc par rapport à la verticale peu atteindre  $39,15 \pm 11,54^\circ$  lors de phase d'accélération (Dowell et al., 1975) et tend à se stabiliser entre  $10^\circ$  et  $20^\circ$  à vitesse maximale (Atwater, 1979; Dowell et al., 1975; Plamondon & Roy, 1984). Tout comme Nagahara et al. (2014), Plamondon et Roy (1984) stipulent que ce serait au cours des 4 à 5 premières foulées que l'angle du tronc évolue le plus rapidement (Nagahara, Naito, et al., 2014; Plamondon & Roy, 1984). Ainsi l'angle du tronc par rapport à l'horizontale lors d'un départ varie entre  $30^\circ$  à  $45^\circ$  à la fin de la première poussée et se stabilise entre les 14<sup>ième</sup> et 18<sup>ième</sup> foulées avec  $80-90^\circ$  en fonction de la vitesse du sprinteur.

L'adoption d'une position plus inclinée vers l'avant permettrait donc d'optimiser la phase d'accélération principalement pour diminuer au maximum la phase de freinage et orienter le vecteur de force résultant plus horizontalement. Par la suite, lorsque l'accélération n'est plus possible, les coureurs doivent se redresser progressivement à l'atteinte de la vitesse maximale pour finalement lutter contre la décélération.

## **Vitesse maximale**

L'atteinte de la vitesse maximale chez des non spécialistes du 100 mètres sprint est observée entre 10 et 35 mètres d'un sprint de 100 mètres (Delecluse et al., 1995), comparativement à l'élite capable de l'atteindre aux alentours de 80 mètres (Ae, Ito, & Suzuki, 1992). Le laps de temps passé à vitesse maximale est donc très court chez les sprinteurs de haut niveau, car s'ensuit immédiatement la phase de maintien et de décélération.



## **Variables spatiotemporelles à vitesse maximale**

À la sortie des blocs de départ, le sprinteur cherche à atteindre la plus grande vitesse le plus rapidement possible. La vitesse maximale de course est déterminée par la fréquence et la longueur des foulées (Hunter et al., 2004a) (Équation 1). En observant les trois meilleures performances d'Usain Bolt aux Jeux Olympiques de Beijing (2008) et de Londres (2012) et des championnats mondiaux de Berlin (2009), Krzysztof et Mero (2013) ont démontré que la fréquence et la longueur des foulées étaient supérieures aux autres finalistes (Krzysztof & Mero, 2013). Les résultats de Hunter et al. (2004) démontrent aussi une différence chez deux groupes de sprinteurs (Hunter et al., 2004a). Les sprinteurs plus rapides illustrent des temps de contact au sol et des temps de suspension plus courts et plus grands respectivement. Ainsi, la stratégie adoptée varie considérablement entre les sprinteurs de haut niveau (Salo, Bezodis, Batterham, & Kerwin, 2011). Ces techniques ne pourraient pas être efficaces si l'athlète ne possédait pas l'habileté à activer le système neuromusculaire rapidement pour être en mesure d'accélérer et décélérer très rapidement les MI à chaque foulée. La relation force-vitesse des propriétés contractile musculaire et le synchronisme entre les extenseurs et les fléchisseurs de la hanche joueraient donc un rôle déterminant pour atteindre une vitesse de pointe maximale (Hunter et al., 2004a; Miller et al., 2012).

## **Cinétique à vitesse maximale**

Plus l'athlète approchera sa vitesse maximale, plus le temps de suspension augmentera pour laisser le temps nécessaire aux MI à se repositionner en vue des prochaines attaques au sol (Weyand et al., 2000). Ce laps de temps plus grand passé dans les airs est généré par des FRS dirigées plus verticalement avec des temps de support plus courts comparativement à ce que l'on retrouve dans la phase d'accélération. Nous retrouvons donc un vecteur de force plus horizontale lors du départ et de l'accélération qui devient de plus en plus verticale au fur et à mesure que l'athlète atteint sa vitesse maximale (Hunter et al., 2005). À un certain point, les forces de propulsion et de freinage s'équivalent à l'atteinte de la vitesse maximale (Nilsson & Thorstensson, 1989).

Par contre, même si les forces de réaction au sol tendent à augmenter vers l'atteinte de la vitesse maximale (Weyand et al., 2000), la technique d'application de la force reste en soi

un déterminant majeur de la performance au 100 mètres sprint tout comme lors de l'accélération (Morin et al., 2012). Même si les coureurs plus rapides sont capables de générer de plus grandes forces verticales, l'orientation des forces antéropostérieures lors de la poussée jouerait un rôle primordial sur la performance au sprint. Or, plus l'angle des forces résultantes antéro-postérieures est prononcé vers l'avant, plus l'athlète pourra accélérer et ainsi augmenter sa vitesse (Kugler & Janshen, 2010).

### Cinématique articulaire à vitesse maximale

À vitesse maximale, différentes stratégies sont adoptées selon l'expérience et le niveau d'expertise des sprinteurs. Gittoes et al. (2011) ont étudié les stratégies cinématiques articulaires de six sprinteurs de niveau universitaire (Gittoes, Bezodis, & Wilson, 2011). Les données sont représentés au Tableau 11.

**Tableau 11 - Comparaison des variables spatiotemporelles et cinématiques de sprinteurs rapides et plus lents**

	Sujets	
	Rapides	Lents
<b>Vitesse (m/s)*#</b>	8.84 ± 0.25	7.87 ± 0.13
<b>Longueur de foulée (m)*</b>	2.14 ± 0.04	2.02 ± 0.03
<b>Fréquence de foulée (Hz)*</b>	4.12 ± 0.07	3.90 ± 0.05
<b>Attaque au sol (°)</b>		
θ Cheville (°)*	130.2 ± 3.3	114.2 ± 1.5
θ Genou (°)*	155.0 ± 3.0	151.6 ± 1.4
θ Hanche (°)*	146.9 ± 1.1	152.7 ± 6.6
<b>Phase d'appui (°)</b>		
θ Cheville (°)*	111.1 ± 2.0	94.7 ± 1.2
θ Genou (°)*	146.6 ± 3.4	141.2 ± 1.2
θ Hanche (°)*	146.9 ± 0.6	148.8 ± 0.1
<b>Poussée (°)</b>		
θ Cheville (°)*	124.0 ± 1.8	120.5 ± 1.6
θ Genou (°)*	149.7 ± 2.6	151.2 ± 1.2
θ Hanche (°)*	163.9 ± 1.9	182.9 ± 1.7
<b>Phase d'oscillation (°)</b>		
θ Cheville (°)*#	124.0 ± 3.5	120.7 ± 4.2
θ Genou (°)	59.1 ± 1.3	50.4 ± 4.0
θ Hanche (°)*	149.3 ± 3.3	155.5 ± 1.4

*Adapté de Gittoes et al. (2011)*

Lors de l'attaque au sol, ils ont démontré que les athlètes plus rapides utilisaient une flexion plantaire plus prononcée de 16° à la cheville, une extension au genou de 3.4° plus grande et une flexion à la hanche de 5,8° de plus comparativement aux athlètes moins rapides. Lors de la phase de poussée, ils notent aussi une différence entre les deux groupes aux

articulations de la hanche et de la cheville. Ainsi, la flexion plantaire plus grande et l'extension à la hanche moins prononcée en fin de poussée étaient observées chez les athlètes plus rapides. En phase de récupération, la même tendance était présente à la cheville. Les athlètes moins rapides démontraient plus de dorsiflexion comparativement à leurs confrères plus rapides.

L'extension et la flexion plantaire plus prononcées à la hanche et à la cheville respectivement lors de l'attaque au sol et lors de la phase d'appui utilisées par les sprinteurs plus rapides démontrent bien leur habileté à éviter l'affaissement des MI lors de la phase d'appui comparativement aux athlètes moins rapides. De plus, l'extension maximale à la hanche en fin de poussée moins prononcée corrobore bien les résultats de Hunter et al. (2005) qui suggèrent que l'exagération de l'extension en fin de phase de poussée ne bénéficie pas à la propulsion (Hunter et al., 2005). Pour ce qui est de la flexion légèrement plus grande à la hanche aux différentes phases de la foulée, il se pourrait que l'inclinaison du tronc soit responsable de cette différence. Cette spéculation rejoindrait bien l'idée que l'inclinaison du tronc permettrait de diminuer la phase de freinage lors de l'attaque au sol et aussi pour optimiser la projection du vecteur de force lors de la poussée (Atwater, 1979; Dowell et al., 1975; Plamondon & Roy, 1984).

À la lumière de cette revue de la littérature, la performance au sprint est grandement influencé par la qualité de la phase d'accélération caractérisée par la rigidité musculaire du complexe triceps suréa, de l'inclinaison du tronc et du mouvement rapide des extenseurs et fléchisseurs des hanches dans l'optique de développer un vecteur de force résultant le plus horizontalement possible et aussi d'assurer un mouvement de va-et-vient rapide des MI. L'entraînement de cette phase est donc primordiale chez les athlètes qui pratiquent l'athlétisme, mais aussi tous les sports comportant des accélérations et des changements de direction(s) rapide(s).

# **Expérimentation**

## **Introduction**

L'entraînement de la phase d'accélération au sprint et dans de nombreux sports de puissance est un incontournable pour être en mesure d'apprécier des gains spécifiques sur cette dernière en raison de son importance sur la performance (Tellez & Doolittle, 1984). Optimiser le vecteur de force à chaque poussée (Kugler & Janshen, 2010; Morin et al., 2011), et ce, à l'aide d'un patron moteur le plus symétrique et constant possible (Bradshaw et al., 2007) permettra à l'athlète d'accélérer plus rapidement et peut-être même sur une plus longue période de temps.

La préparation physique d'un sprinteur passe bien évidemment par l'entraînement sur piste d'athlétisme. Toutefois, plusieurs outils d'entraînement, tel que les ergomètres, sont à la disposition des préparateurs physiques et des athlètes. La complémentarité des ergomètres à l'entraînement devient donc une avenue intéressante dans l'optique de décortiquer les différentes phases du sprint dans un cadre standardisé pour apporter de meilleurs correctifs.

## **Exposé de la problématique**

Bien que les modalités d'entraînement d'un tapis roulants motorisés (M) soient diversifiées (Bowtell, Tan, & Wilson, 2009; Kivi et al., 2002), certaines difficultés sont rencontrées tel que la dépendance à la vitesse du tapis et une biomécanique légèrement différente de ce que nous pouvons observer au sol (Caekenberghe et al., 2013; Frishberg, 1983; Kram & Powell, 1989; Riley et al., 2008; Schache et al., 2001; Van Caekenberghe et al., 2013). L'entraînement sur tapis roulants non-motorisés (NM) et avec résistance (NMR) deviennent donc une piste de solution pour palier à ces problématiques en assurant une fluidité dans la phase d'accélération qui conjugue explosion et puissance rapides (Bowtell et al., 2009; Chelly & Denis, 2001; Falk et al., 1996; Jaskolski, Veenstra, Goossens, Jaskolska, & Skinner, 1996; Lakomy, 1987; McKenna & Riches, 2007; Morin & Seve, 2011).

Contrairement aux appareils habituellement utilisés munis d'un harnais attaché à la taille et relié à une jauge de force pour maintenir les sujets en place sur le tapis, un nouvel appareil, le *Hitrainer*® (Hitrainer Pro 100, Québec, Canada), est de plus en plus utilisé dans la préparation physique d'athlètes de différentes organisations sportives universitaires et professionnelles en Amérique. Cet ergomètre, en plus d'informer instantanément l'utilisateur de la puissance bilatérale développée par les MI, permet aussi de simuler et d'optimiser la phase d'accélération au sprint par l'intermédiaire d'un appui fixe au niveau de la poitrine. Par conséquent, l'athlète peut s'entraîner à maintenir un angle de tronc plus incliné entre 50° à 60°, une inclinaison spécifique et critique de la phase d'accélération (Nagahara, Naito, et al., 2014; Plamondon & Roy, 1984).

D'autre part, à travers la littérature, quelques recherches ont eu comme objet l'étude des asymétries cinétiques et cinématiques présentes à la marche, à la course et finalement au sprint (Bradshaw et al., 2007; Brown et al., 2014; Exell, Gittoes, Irwin, & Kerwin, 2012; Exell et al., 2011; Gregg, Dhaher, Degani, & Lynch, 2012; Hamill, Palmer, & Van Emmerik, 2012; Masani et al., 2002; Sadeghi et al., 2000; Seeley et al., 2008). Qu'elles soient inévitables ou non, qu'elles soient le résultat de la latéralité ou non, qu'elles soient dues à la fatigue ou non, ou encore de l'expérience d'un athlète, les asymétries doivent être diminuées au maximum pour assurer une fluidité dans la locomotion et de meilleures performances.

Sachant que la phase d'accélération occupe une grande importance au sprint par sa proportion, l'étude des asymétries sur cette dernière est pour les athlètes et les préparateurs physique d'une très grande utilité. Toutefois, les études plus pertinentes sur le sprint maximal de Bradshaw et Exell se sont limitées sur quelques pas suite au départ et sur la partie centrale (10 m) d'un sprint de 40 mètres respectivement (Bradshaw et al., 2007; Exell, Gittoes, et al., 2012; Exell et al., 2011). Or, aucune étude n'a encore été conduite à ce jour sur les asymétries présentes au delà des premières foulées suite à un départ et sur une grande portion de la phase d'accélération et encore moins sur l'interaction et de l'influence conjointe des asymétries cinétiques de puissance et cinématiques angulaires des MI. Ainsi, à notre connaissance, la littérature n'offre encore aucune donnée sur l'interaction entre les asymétries cinétiques et cinématiques angulaires des MI sur la totalité de la phase d'accélération d'un sprint maximal.

## Hypothèses de recherche

L'objectif de cette étude est de comparer les différentes variables cinématiques angulaires dans le plan sagittal en lien avec la puissance développée aux MI lors d'un sprint de haute intensité de 40 verges sur un nouveau type d'ergomètre NMR. Nous croyons qu'une interaction entre les asymétries cinétiques de puissance et cinématiques angulaires sera présente aux MI. Nous croyons que les sujets développant plus de puissance démontreront plus de flexion maximale et d'extension maximale à la hanche en fin de phase d'oscillation et de poussée respectivement en plus d'initier plus de flexion plantaire lors de la phase d'appui et en fin de poussée sur les valeurs cinétiques et cinématiques angulaires moyennes et distinctes de chacun des MI.

## Méthodologie

### Population à l'étude

Onze sujets de sexe masculin et expérimentés au sprint maximal furent sélectionnés pour participer à cette étude. Le comité éthique de l'Université de Montréal a approuvé le projet de recherche et le consentement écrit de chaque sujet a été obtenu avant le lancement du projet d'étude. Les données démographiques sont présentées dans le Tableau 12.

**Tableau 12 - Données démographiques de la population à l'étude**

Sujets	Poids (kg)	Taille (m)	Âge (ans)	Expérience au sprint	Années d'expérience (ans)	Meilleur temps au 40 verges (s)
1	105	1,92	19	Football Collégial	6	5,0
2	94,5	1,83	27	Athlétisme	3	N/A
3	98,5	1,93	18	Football Collégial	3	N/A
4	99	1,8	18	Football Collégial	6	5,3
5	100,5	1,82	21	Football Collégial	9	5,2
6	95,5	1,91	21	Football Universitaire	7	N/A
7	89,5	1,82	22	Football Universitaire	7	4,7
8	112,5	1,925	22	Football Universitaire	13	4,7
9	89,5	1,825	20	Football Universitaire	12	4,9
10	79,5	1,80	22	Football Universitaire	7	4,4
11	88,5	1,74	21	Football Universitaire	7	4,4
Moyenne	95,7	1,84	21	N/A	7	4,8
Écart-type	9,0	0,06	2,49	N/A	3,13	0,34

La taille des sujets était de  $1,85 \text{ m} \pm 0,06\text{m}$  ; leur masse était de  $95,7 \text{ kg} \pm 9,0 \text{ kg}$ . Ils

étaient âgés de 21 ans  $\pm$  3 ans. Tous les sujets, à l'exception de un, étaient des joueurs de football de niveaux collégial et universitaire. Tous les sujets étaient familiers avec l'entraînement au sprint. La moyenne des meilleurs temps enregistrés au test du 40 verges était de 4,8  $\pm$  0,34 secondes.

## **Protocole**

Chaque sujet devait compléter deux visites au laboratoire de biomécanique de L'Université de Montréal. La première visite consistait à une période de familiarisation avec l'ergomètre NMR. Cette familiarisation était nécessaire compte tenu que la position adoptée et l'entraînement sur ce type d'ergomètre sont inhabituels. La période de familiarisation comportait un échauffement standardisé de quatre essais. Les trois premiers essais de l'échauffement consistaient à parcourir une distance de 100 mètres. Au premier essai, les sujets devaient marcher et par la suite, l'intensité était augmentée à 75% et 90% de leur vitesse maximale approximative pour le deuxième et troisième essai respectivement. Au dernier essai de l'échauffement, les sujets devaient courir à une vitesse quasi maximale sur 40 verges. Entre chaque essai, les sujets pouvaient compléter leur échauffement avec des éducatifs de course et des mouvements balistiques au niveau des MI de leur choix (exemple : genoux hauts, talons fesses, balancements de jambes avant-arrière et de côté). Une fois l'échauffement complété, les sujets devaient effectuer deux autres essais à intensité maximale. Le temps de récupération entre chaque essai était d'un minimum de trois minutes.

La collecte de données cinétiques et cinématiques était conduite lors de la deuxième rencontre. Chaque sujet devait répéter la même procédure standardisée lors de la première séance de familiarisation. Seulement les deux derniers essais à vitesse maximale étaient conservés pour l'analyse des données. Toutes les consignes relatives à l'échauffement et aux sprints étaient données par le même expérimentateur lors des deux rencontres.

## **Collecte de données**

### **Positionnement et départ sur l'ergomètre**

L'angle et la hauteur des appuis étaient préalablement programmés lors de la première séance de familiarisation pour obtenir un angle de 50-60° au tronc par rapport au sol. Pour ce faire, les sujets devaient placer le milieu des pectoraux au milieu des appuis en gardant les pieds de chaque côté de la courroie. Par la suite, ils devaient placer le pied d'appel en premier et ensuite placer le second pied de manière à ce que le genou soit légèrement en flexion. Une fois les deux pieds en contact avec la courroie, ils pouvaient se replacer pour être aux limites de la base de support pour faciliter l'accélération de la courroie lors des premières foulées. Les sujets étaient avisés de courir au centre du tapis. Une fois les sujets prêts, l'expérimentateur donnait le signal de départ à l'aide d'un décompte de trois secondes.

### **Données cinétiques**

Les données cinétiques étaient enregistrées à même l'ergomètre NMR (Hitrainer Pro 100, Québec, Canada) par l'entremise de jauges de forces indépendantes intégrées à même les appuis (Scaime, AH100). La fréquence d'acquisition des données cinétiques était de 10Hz. La résistance choisie pour le test correspondait à 10% du poids corporel respectif de chacun des sujets.

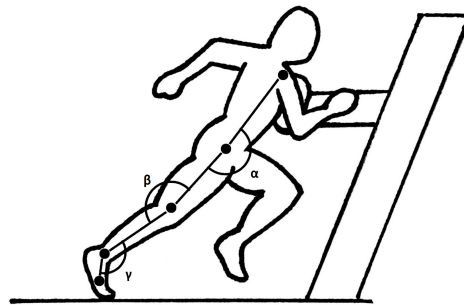
### **Données cinématiques angulaires**

Pour déterminer le mouvement angulaire des MI dans le plan sagittal, des marqueurs réfléchissant (14 mm, Pearl Markers, B&L Engineering) étaient placés bilatéralement aux 5<sup>ième</sup> métatarses, aux malléoles latérales, aux épicondyles latérales, aux trochanters et aux acromions à l'aide de ruban double face (Figure 1). Le même expérimentateur était en charge de placer les marqueurs pour chacun des sujets. Les données cinématiques angulaires étaient collectées en 3D par l'entremise d'un système de capture de mouvement composé de huit caméras (Motive Tracker, version 1.0.3, 32-bit avec caméras Optitrack Flex 13, Oregon, États-Unis) enregistrant à 120Hz avec une résolution de 1280×1024. Les caméras étaient disposées de part et d'autre du tapis à une distance de trois à cinq mètres du champ d'intérêt préalablement calibré. Une fois le champ d'intérêt calibré, l'axe de référence était positionné



au coin arrière gauche du tapis. Pour déterminer la position anatomique de chaque sujet, ces derniers devaient se tenir debout au centre du champ d'intérêt à 10 cm des appuis, les pieds parallèles à la largeur des hanches.

**Figure 1 – Cinématique angulaire mesurée aux articulations de la hanche ( $\alpha$ ), des genoux ( $\beta$ ) et des chevilles ( $\gamma$ ) bilatéralement.**



*Adapté de Hunter et al. (2004)*

## Variables

Les variables d'intérêts suivantes ont été utilisées pour déterminer l'interaction entre les asymétries cinématiques angulaires et cinétiques : la moyenne d'amplitude articulaire à la hanche, au genou et à la cheville ( $\alpha_{Amp}$ ,  $\beta_{Amp}$ ,  $\gamma_{Amp}$ , respectivement), la flexion maximale à la hanche, au genou et à la cheville ( $\alpha_{Flex}$ ,  $\beta_{Flex}$ ,  $\gamma_{Flex}$ , respectivement), l'extension maximale à la hanche, au genou et à la cheville ( $\alpha_{Ext}$ ,  $\beta_{Ext}$ ,  $\gamma_{Ext}$ , respectivement), et les pics de puissance développés par kilogramme (W/kg) bilatéralement. Seulement le plan sagittal était conservé pour l'analyse des données.

## Pré-analyse

La moyenne des deux derniers essais fût utilisée pour l'analyse des données cinétiques et cinématiques angulaires. Malgré la courte durée du sprint, les données cinématiques angulaires et cinétiques démontraient deux phases tout comme Nagahara et al. (2014, 2014) (Nagahara, Matsubayashi, et al., 2014; Nagahara, Naito, et al., 2014) : une phase d'accélération rapide (ACC) et une phase d'accélération plus lente qui s'apparente à du maintien (M). Nous avons donc séparé la phase d'accélération à la phase de maintien lorsque

la vitesse maximale enregistrée était précédée et succédée par des pics à l'intérieur d'un écart type. Un nombre pair de foulée ainsi que les pics de puissance générés pour chacune d'entre elles ont été retenus pour l'analyse des données pour faciliter la comparaison des MI gauche et droit (Équation 2).

### **Équation 2 – Calcul de la différence cinétique et cinématique entre les MI gauche et droit**

$$\text{Différence cinétique et cinématique des MI} = \text{Valeur gauche} - \text{Valeur droite}$$

## **Statistiques**

Les données angulaires d'amplitude, d'extension et de flexion maximales ont été calculées à partir de la position anatomique. Les valeurs d'extension étaient donc négatives et les valeurs de flexion positives. Les données cinématiques obtenues à l'aide du système Motive Tracker à 120Hz ont été remplies (Interpolation cubique d'écart maximale de grandeur 10) et filtrées (fréquence maximum 6 Hz) à même le logiciel. Les données cinétiques et spatiotemporelles enregistrées à 10 Hz sur l'ergomètre NMR étaient exportées à partir de la plate-forme de gestion de données *HiTrainer*<sup>®</sup> ([www.hitrainer.com/connect](http://www.hitrainer.com/connect)). Nous avons utilisé le test paramétrique (test T de Student) pour déterminer les différences cinétiques et cinématiques angulaires des MI gauche et droit. Par la suite, nous avons effectué un test de corrélation linéaire (Corrélation linéaire de Pearson) pour déterminer la relation entre les données cinétiques et cinématiques angulaires sur la moyenne et les différences des MI gauche et droit. Les calculs ont été conduits dans Excel (Microsoft Excel pour Mac 2011, Version 14.3.2) et par l'entremise du programme d'analyse statistique StatPlus (AnalystSoft Inc., StatPlus : MacIntosh, Version v5). Le niveau de significativité pour les différences cinétiques et cinématiques angulaires des MI était fixé à  $p < 0,05$ .

## **Résultats**

### **Variables spatiotemporelles**

Les données spatiotemporelles, cinétiques et cinématiques angulaires sont présentées au Tableau 13. Le temps moyen pour parcourir la totalité des 40 verges était de  $5,92 \pm 0,45$  s. Le temps le plus rapide et le plus lent correspondait à 5,30 s et 6,60 s respectivement. La vitesse moyenne obtenue sur la totalité du sprint par les sujets était de  $6,22 \pm 0,52$  m/s. La

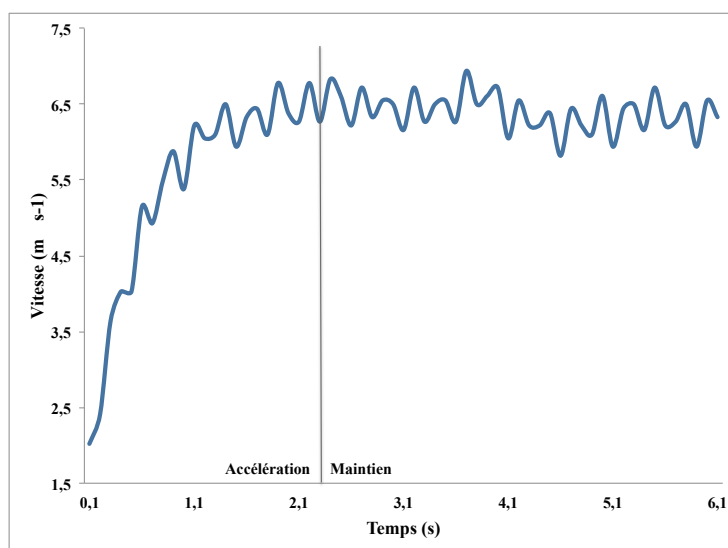
vitesse moyenne atteinte la plus et la moins élevée enregistrée étaient de 6,95 m/s et de 5,24 m/s respectivement. Le nombre de foulées moyen retenu pour l'analyse des données était de  $24 \pm 2$  foulées,  $7 \pm 2$  foulées et  $18 \pm 3$  pour la totalité, la phase d'accélération et la phase de maintien du sprint de 40 verges respectivement. L'angle du tronc adopté par les sujets était de  $52,65 \pm 4,63^\circ$ ,  $54,82 \pm 4,25^\circ$  et  $51,70 \pm 4,82^\circ$  pour la totalité, la phase d'accélération et la phase de maintien respectivement. Les Figures 2 et 3 représentent les données cinématiques obtenues par l'entremise de l'ergomètre NMR de l'essai 2 du sujet 5.

**Tableau 13 – Valeurs spatiotemporelles, cinétiques et cinématiques angulaires lors d'un sprint de 40 verges**

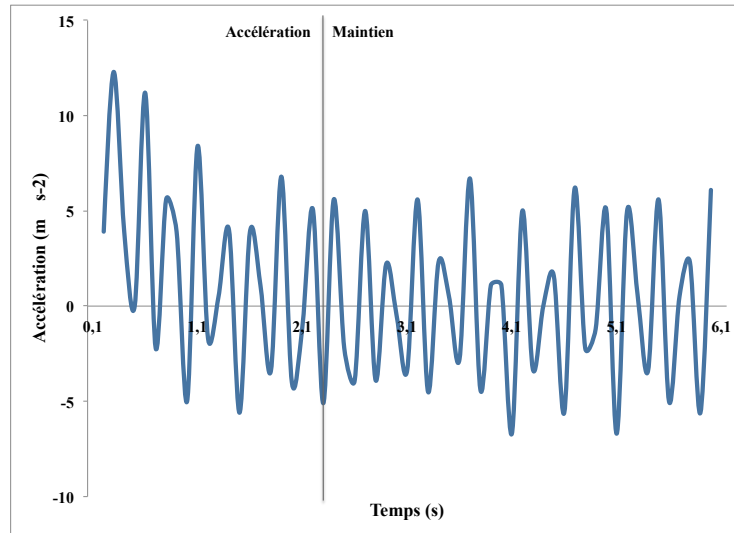
Sujets	Temps 40 verges HiTrainer	Vitesse moyenne (m/s)	Nombre de foulées total	Nombre de foulées retenu	Nombre de foulée phase ACC	Nombre de foulée phase M	Angle tronc totalité du sprint (°)	Angle tronc phase ACC (°)	Angle tronc phase M (°)
1	6,40	5,79	26	24	6	18	59	60	58
2	6,05	6,09	23	22	8	14	51	52	51
3	6,60	5,60	27	26	8	18	54	55	53
4	6,55	5,24	31	30	5	25	49	54	48
5	5,95	6,20	25	24	6	18	57	60	56
6	5,55	6,66	23	22	4	18	49	50	49
7	6,00	6,14	24	24	8	16	51	55	49
8	5,55	6,64	22	22	4	18	50	53	49
9	5,70	6,48	24	24	7	17	50	52	48
10	5,30	6,95	22	22	8	14	62	63	61
11	5,50	6,69	26	26	8	18	47	50	46
<b>Moyenne</b>	5,92	6,22	25	24	7	18	52,65	54,82	51,70
<b>Écart-type</b>	0,45	0,52	3	2	2	3	4,63	4,25	4,82

Phase ACC = phase d'accélération ; Phase M = Phase de maintien

**Figure 2 – Vitesse d'un sprint de 40 verges**



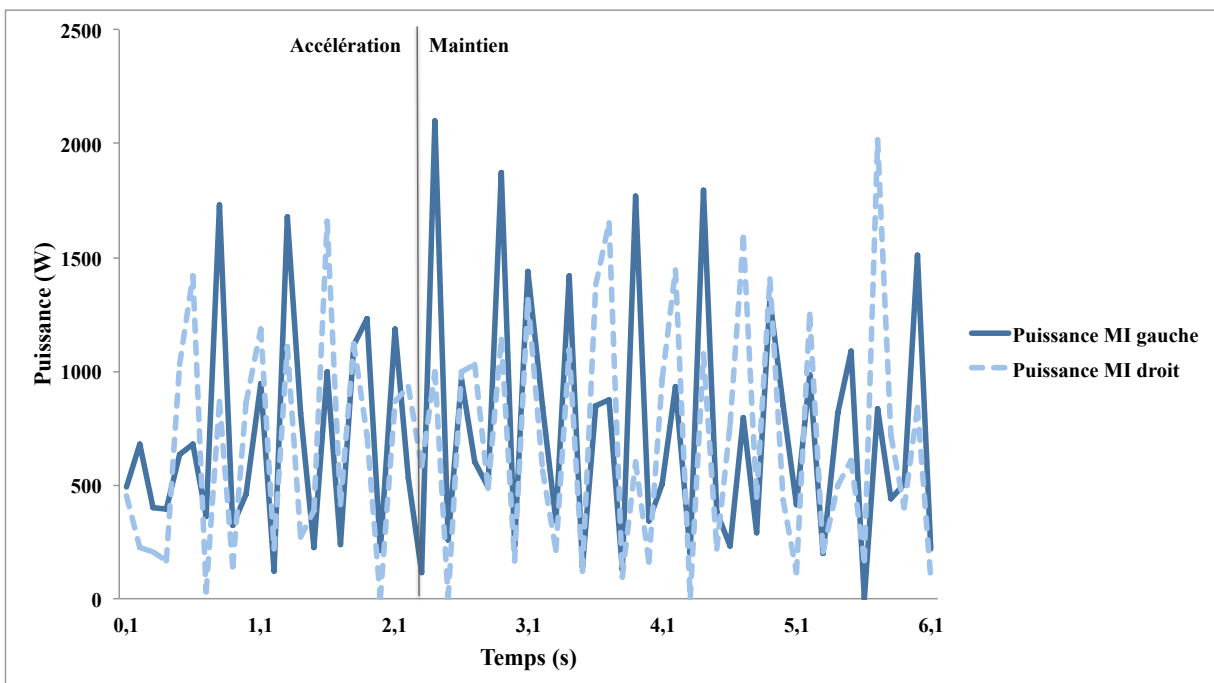
**Figure 3 – Accélération d'un sprint de 40 verges**



### Variables cinétiques

Les données cinétiques sont présentées au Tableau 14 et la Figure 4 représente les données absolues obtenues de puissance lors de l'essai 2 du sujet 5.

**Figure 4 – Puissance absolue développée aux membres inférieurs lors d'un sprint de 40 verges**



La puissance moyenne développée par kilogramme de poids corporel était de  $16,74 \pm 3,27$  W/kg,  $15,35 \pm 3,12$  W/kg et  $17,29 \pm 3,47$  W/kg pour la totalité, la phase d'accélération et celle de maintien respectivement sur le sprint de 40 verges. La différence de puissance moyenne développée lors de l'accélération était significativement différente de celle de la phase de maintien. Malgré la présence d'asymétries de puissance générées par les MI sur la totalité, la phase d'accélération et celle de maintien, seule la différence observée lors de l'accélération était significative avec  $14,58 \pm 3,23$  W/kg vs  $16,13 \pm 3,42$  W/kg pour le MI gauche et droit respectivement. Cette différence de  $-1,55 \pm 2,29$  W/kg observée lors de la phase d'accélération était aussi significativement différente de celle retrouvée lors de la phase de maintien avec  $-1,55 \pm 2,29$  W/kg vs  $0,47 \pm 1,54$  W/kg pour le MI gauche et droit respectivement). Ainsi, avec l'augmentation de puissance moyenne développée entre la phase d'accélération et de maintien, l'écart de puissance développée entre les MI gauche et droit semble s'atténuer au fur et à mesure que les athlètes progressent dans le 40 verges.

### **Variables cinématiques angulaires**

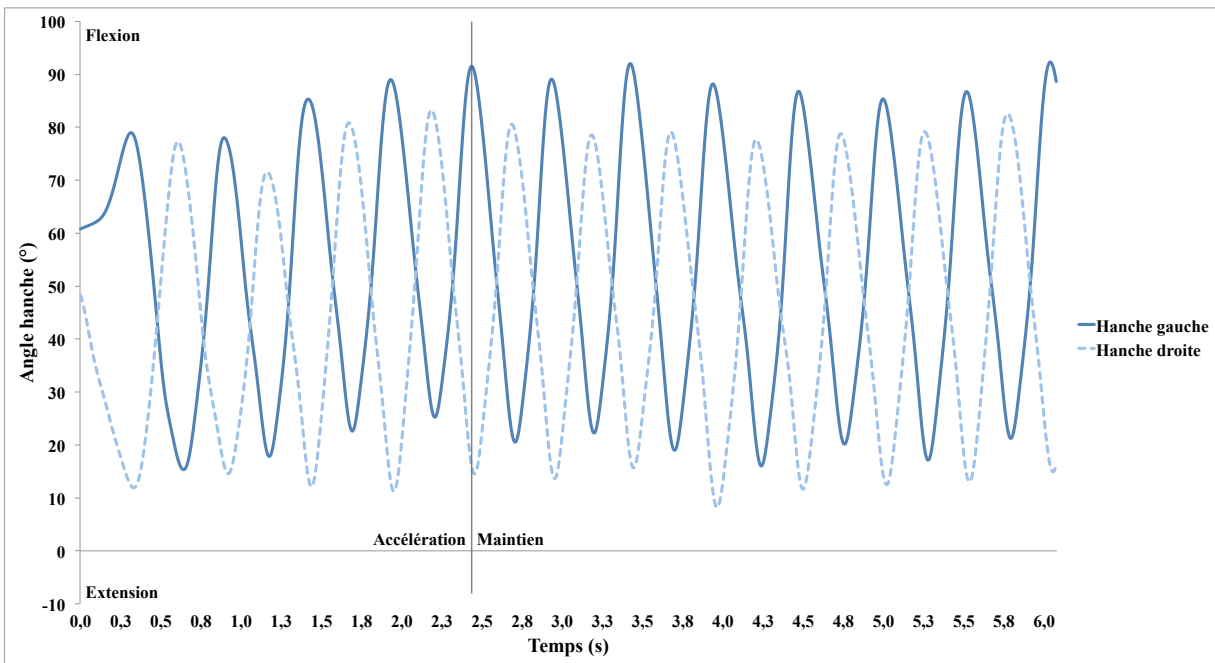
Les données cinématiques angulaires sont présentées aux Tableaux 15 à 23 et les Figures 5 à 7 donnent un aperçu de l'allure des courbes cinématiques angulaires observées lors de l'essai 3 du sujet 5. L'amplitude articulaire correspond à la différence entre l'extension et la flexion maximale obtenue aux différentes articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Sur la totalité du sprint, les amplitudes articulaires moyennes des hanches, des genoux et des chevilles correspondaient à  $64,15 \pm 5,09^\circ$ ,  $70,68 \pm 10,64^\circ$  et  $38,59 \pm 5,93^\circ$  respectivement. Bien qu'une augmentation de l'amplitude articulaire moyenne est notée entre la phase d'accélération et la phase de maintien de toutes les articulations, seulement les différences d'amplitudes articulaires observée à la hanche et au genou étaient significativement différentes ( $59,76 \pm 5,03^\circ$  vs  $65,72 \pm 5,83^\circ$  et  $63,71 \pm 8,82^\circ$  vs  $73,09 \pm 11,95^\circ$  respectivement). Ainsi, l'amplitude articulaire aux chevilles retrouvée lors de la phase d'accélération et de maintien reste sensiblement la même avec  $38,21 \pm 5,32^\circ$  et  $38,75 \pm 6,25^\circ$  respectivement. Tout comme la puissance développée bilatéralement, des asymétries étaient observées entre les amplitudes articulaires des MI gauche et droit pour la totalité, la phase d'accélération et la phase de maintien. Les différences significatives observées entre les MI gauche et droit étaient présentes seulement aux hanches et aux genoux, et ce, uniquement pour

la phase d'accélération ( $58,07 \pm 3,77^\circ$  vs  $61,44 \pm 5,03^\circ$  et  $60,15 \pm 9,51^\circ$  vs  $67,28 \pm 9,29^\circ$  respectivement).

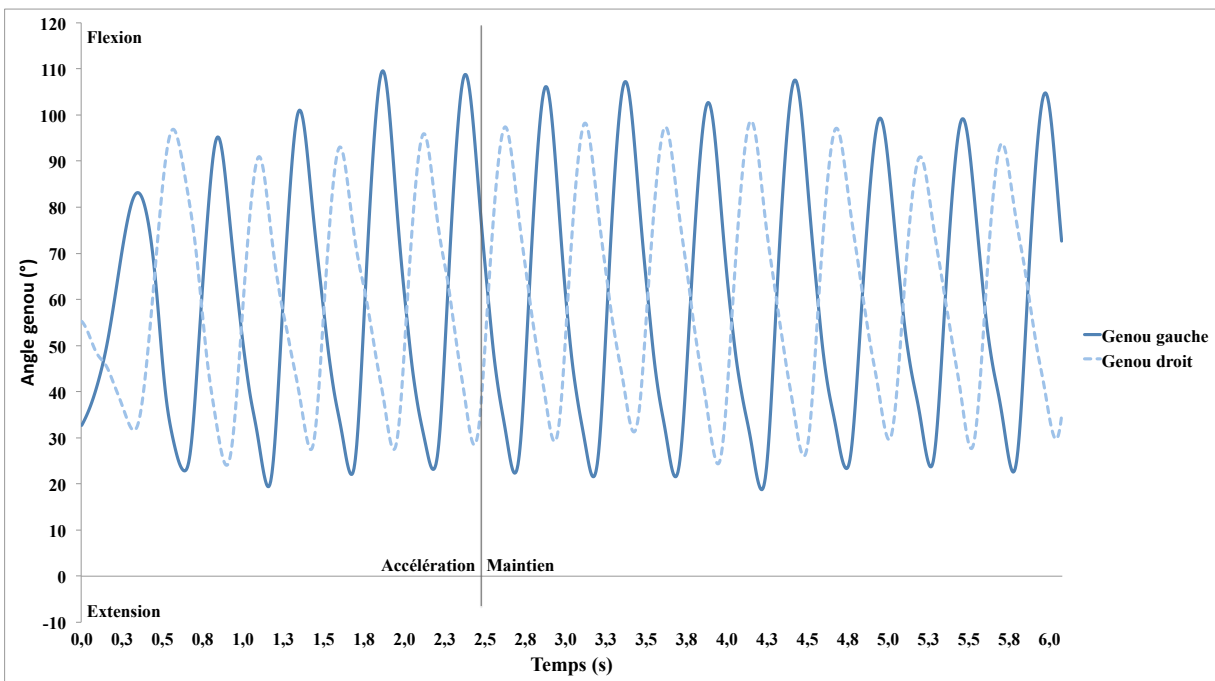
L'extension maximale aux articulations des MI correspondait à la fin de la phase de poussée pour la hanche, le genou et la cheville (flexion plantaire) respectivement. L'angle d'extension maximale moyenne par rapport à la position anatomique sur la totalité du sprint de 40 verges aux articulations de la hanche, du genou, et de la cheville était de  $14,41 \pm 5,44^\circ$ ,  $23,14 \pm 5,26^\circ$  et  $-30,72 \pm 5,98^\circ$  respectivement. Il est important de noter que l'extension maximale à la hanche ne dépassait pas la position anatomique lors des sprints de 40 verges. Les données sont donc représentées en degré de flexion (Figure 5). Malgré la différence observée entre les MI gauche et droit pour l'extension maximale de chacune des articulations, aucune d'elles n'était significative. Des différences significatives étaient par contre observées lorsque la phase d'accélération était comparée à la phase de maintien pour l'extension moyenne à la hanche et celle à la cheville ( $11,75 \pm 4,83^\circ$  vs  $15,43 \pm 5,84^\circ$ ;  $-28,70 \pm 5,54^\circ$  vs  $-31,08 \pm 6,49$  respectivement), mais pas au genou ( $23,57 \pm 4,37^\circ$  vs  $22,43 \pm 5,62^\circ$ ). L'évolution entre la phase d'accélération et celle de maintien illustre donc une diminution de l'extension à la hanche et une augmentation de l'extension au genou et de la flexion plantaire en fin de poussée.

La flexion maximale correspondait à la fin et au milieu de la phase de récupération pour la hanche et le genou respectivement et au milieu de la phase d'appui pour la cheville (dorsiflexion). L'angle de flexion maximale moyenne par rapport à la position anatomique sur la totalité du sprint de 40 verges aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville était de  $78,58 \pm 6,98^\circ$ ,  $93,51 \pm 8,23^\circ$  et  $8,12 \pm 5,34^\circ$  respectivement. La seule différence significative retrouvée entre les MI gauche et droit était au niveau de la flexion au genou, et ce, lors de la phase d'accélération ( $82,74 \pm 10,09^\circ$  et  $91,00 \pm 8,69^\circ$  respectivement). De la phase d'accélération à la phase de maintien, la flexion maximale à la hanche et au genou augmente tandis que la dorsiflexion maximale retrouvée tend à diminuer. Seulement la flexion aux articulations de la hanche et du genou était significativement différente entre la phase d'accélération et de maintien ( $71,82 \pm 6,91^\circ$  vs  $81,12 \pm 7,66^\circ$  et  $86,87 \pm 8,42^\circ$  vs  $95,82 \pm 8,97^\circ$  respectivement).

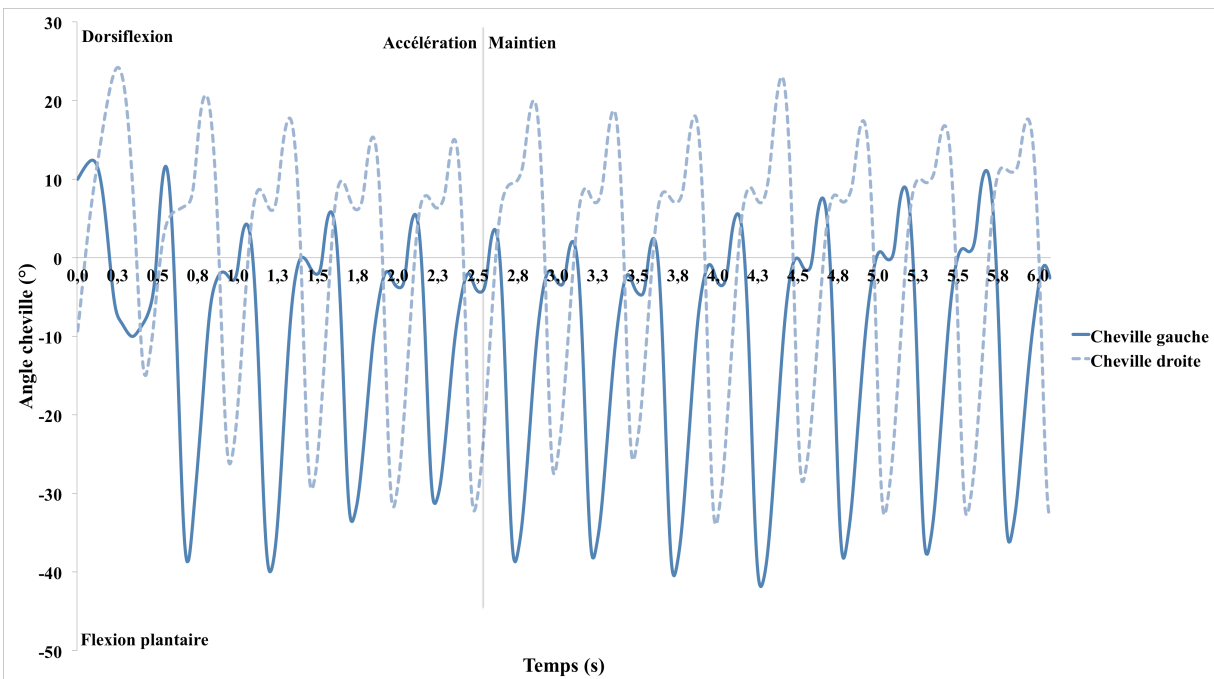
**Figure 5 – Cinématique angulaire à la hanche lors d'un sprint de 40 verges**



**Figure 6 – Cinématique angulaire aux genoux lors d'un sprint de 40 verges**



**Figure 7 – Cinématique angulaire aux chevilles lors d'un sprint de 40 verges**



### **Relations entre la cinétique et la cinématique angulaire**

Les corrélations entre les différentes variables cinétiques et cinématiques angulaires sont présentées au Tableau 24 et aux Figures 8 à 11. Aucune corrélation n'était observée entre la différence de puissance développée aux MI et la différence d'amplitude articulaire aux différentes articulations étudiées sur la totalité du sprint et lors des phases d'accélération et de maintien. Seulement la puissance moyenne développée et l'amplitude articulaire moyenne à la cheville démontraient une corrélation positive et significative lors de la phase de maintien ( $r = 0,62$ ). La puissance moyenne développée aux MI augmenterait donc lorsque l'amplitude moyenne à la cheville augmente.

Aucune corrélation n'était observée entre la différence de puissance développée aux MI et la différence d'extension aux différentes articulations étudiées sur la totalité du sprint et lors des phases d'accélération et de maintien. Seulement, la moyenne d'extension à la hanche était inversement corrélée avec la puissance moyenne développée lors de la totalité du sprint ( $r = -0,63$ ). Cette corrélation significative était aussi présente lors de la phase de maintien ( $r = -0,69$ ). Cette relation démontre que plus l'extension à la hanche serait grande (plus l'angle de



flexion observé à la hanche est petit) lors de la poussée, plus la puissance développée serait grande.

Contrairement à l'amplitude et l'extension, une seule corrélation est observée entre la différence de puissance développée aux MI et la différence de dorsiflexion maximale aux chevilles présente lors de la phase d'appui. Cette dernière était significativement et inversement corrélée à la différence de puissance développée aux MI lors de la phase de maintien ( $r = -0,62$ ). Ainsi, plus la différence de dorsiflexion augmentait entre les deux chevilles lors de la phase d'appui, plus la différence de puissance développée au MI augmentait. En d'autres mots, le MI développant plus de puissance démontrait moins de dorsiflexion lors de la phase d'appui, un principe en lien direct avec la rigidité musculaire de la cheville (Alexander, 1991; Alexander & Bennet-Clark, 1977; Dicharry, 2010; Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1998).

**Tableau 14 – Valeurs cinétiques d'un sprint de 40 verges sur la totalité, la phase d'accélération et la phase de maintien**

Sujets	Puissance développée (W/kg) Totalité du sprint				Puissance développée (W/kg) Phase d'accélération				Puissance développée (W/kg) Phase de maintien			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	13,95	13,78	13,87	0,17	12,22	13,71	12,96	-1,50	14,65	13,81	14,23	0,83
2	16,57	16,12	16,35	0,46	15,54	17,24	16,39	-1,70	17,16	15,47	16,32	1,69
3	14,35	11,93	13,14	2,43	13,07	12,85	12,96	0,23	14,92	11,52	13,22	3,40
4	13,42	12,77	13,10	0,65	11,64	11,15	11,40	0,49	13,85	13,12	13,49	0,73
5	18,12	17,87	18,00	0,25	19,16	18,60	18,88	0,56	17,77	17,63	17,70	0,14
6	20,26	20,14	20,20	0,12	17,91	19,21	18,56	-1,30	20,78	20,35	20,56	0,44
7	13,27	13,49	13,38	-0,22	10,12	11,40	10,76	-1,28	14,85	14,54	14,69	0,31
8	20,18	20,96	20,57	-0,78	15,58	21,17	18,37	-5,59	21,20	20,92	21,06	0,28
9	17,15	20,62	18,89	-3,48	13,17	18,37	15,77	-5,20	18,73	21,59	20,16	-2,86
10	21,70	21,77	21,74	-0,08	19,73	18,38	19,05	1,35	22,82	23,71	23,27	-0,89
11	14,83	15,03	14,93	-0,20	12,21	15,33	13,77	-3,12	16,00	14,90	15,45	1,10
Moyenne	16,71	16,77	16,74	-0,06	14,58**	16,13	15,35#	-1,55#	17,52	17,05	17,29	0,47
Écart-type	3,02	3,64	3,27	1,39	3,23	3,42	3,12	2,29	3,03	4,01	3,47	1,54

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d'accélération

**Tableau 15 – Valeurs cinématiques angulaires des amplitudes aux articulations des MI lors de la totalité d'un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{Amp}$ (°)				$\beta_{Amp}$ (°)				$\gamma_{Amp}$ (°)			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	63,48	67,42	65,45	-3,93	73,60	71,46	72,53	2,13	37,64	38,38	38,01	-0,73
2	63,50	62,54	63,02	0,96	74,58	63,75	69,16	10,83	40,79	44,80	42,80	-4,01
3	55,97	59,55	57,76	-3,58	52,63	58,32	55,47	-5,69	33,33	37,89	35,61	-4,57
4	55,95	54,94	55,45	1,01	79,12	71,20	75,16	7,92	31,72	27,81	29,76	3,90
5	60,68	60,51	60,60	0,17	53,68	61,53	57,61	-7,85	35,67	37,77	36,72	-2,10
6	63,59	68,19	65,89	-4,60	74,93	76,01	75,47	-1,08	47,63	48,53	48,08	-0,90
7	71,48	75,87	73,67	-4,39	82,09	75,33	78,71	6,76	40,41	42,68	41,54	-2,27
8	64,76	60,23	62,50	4,53	68,84	63,24	66,04	5,60	37,64	38,19	37,92	-0,55
9	67,49	69,98	68,74	-2,49	95,28	93,39	94,33	1,89	39,26	41,16	40,21	-1,89
10	65,73	67,85	66,79	-2,13	61,80	72,61	67,20	-10,81	47,68	42,68	45,18	5,00
11	61,73	69,74	65,74	-8,01	58,34	73,18	65,76	-14,84	29,65	27,70	28,67	1,95
Moyenne	63,12	65,17	64,15	-2,04	70,44	70,91	70,68	-0,47	38,31	38,87	38,59	-0,56
Écart-type	4,58	6,07	5,09	3,47	13,03	9,57	10,64	8,34	5,81	6,42	5,93	3,04

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d'accélération

**Tableau 16 – Valeurs cinématiques angulaires des amplitudes aux articulations des MI lors de la phase d'accélération d'un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{\text{Amp}} (^{\circ})$				$\beta_{\text{Amp}} (^{\circ})$				$\gamma_{\text{Amp}} (^{\circ})$			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	60,80	69,44	65,12	-8,64	65,06	70,08	67,57	-5,01	43,30	41,77	42,53	1,53
2	60,87	61,11	60,99	-0,24	69,42	63,58	66,50	5,85	40,08	44,12	42,10	-4,04
3	55,41	57,15	56,28	-1,75	53,00	57,38	55,19	-4,37	32,52	35,35	33,94	-2,82
4	49,54	52,70	51,12	-3,16	56,95	63,49	60,22	-6,55	32,14	30,24	31,19	1,90
5	57,34	55,83	56,59	1,51	50,06	57,86	53,96	-7,80	34,78	35,85	35,32	-1,07
6	57,09	61,02	59,06	-3,92	64,56	73,45	69,00	-8,89	39,66	49,42	44,54	-9,76
7	62,35	69,11	65,73	-6,77	64,98	64,32	64,65	0,66	39,10	41,99	40,54	-2,89
8	54,76	50,63	52,69	4,14	46,94	57,94	52,44	-11,00	37,59	37,02	37,30	0,56
9	61,35	68,23	64,79	-6,88	79,44	88,97	84,20	-9,53	40,90	40,67	40,78	0,23
10	59,97	64,72	62,35	-4,74	55,87	72,03	63,95	-16,15	47,23	39,73	43,48	7,50
11	59,33	65,92	62,63	-6,58	55,34	70,94	63,14	-15,60	29,95	27,25	28,60	2,70
Moyenne	58,07*#	61,44#	59,76#	-3,37	60,15*#	67,28#	63,71#	-7,13#	37,93	38,49	38,21	-0,56
Écart-type	3,77	6,66	5,03	3,96	9,51	9,29	8,82	6,47	5,19	6,28	5,32	4,42

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d'accélération

**Tableau 17 – Valeurs cinématiques angulaires des amplitudes aux articulations des MI lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{\text{Amp}} (^{\circ})$				$\beta_{\text{Amp}} (^{\circ})$				$\gamma_{\text{Amp}} (^{\circ})$			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	64,55	66,50	65,52	-1,95	76,96	72,38	74,67	4,59	35,36	36,94	36,15	-1,58
2	65,01	63,36	64,18	1,65	77,53	63,85	70,69	13,68	41,20	45,20	43,20	-4,00
3	56,22	60,62	58,42	-4,40	52,46	58,73	55,60	-6,27	33,68	39,02	36,35	-5,34
4	57,29	55,40	56,34	1,89	83,51	72,67	78,09	10,84	31,61	27,43	29,52	4,18
5	61,80	62,08	61,94	-0,28	54,89	62,75	58,82	-7,87	35,97	38,41	37,19	-2,44
6	65,03	69,78	67,41	-4,75	77,23	76,58	76,91	0,66	49,40	48,33	48,87	1,07
7	76,04	79,25	77,65	-3,20	90,64	80,83	85,73	9,81	41,06	43,03	42,05	-1,97
8	66,98	62,37	64,68	4,62	73,71	64,42	69,06	9,29	37,66	38,45	38,05	-0,79
9	70,01	70,65	70,33	-0,64	101,66	95,16	98,41	6,49	38,61	41,37	39,99	-2,76
10	69,01	69,65	69,33	-0,63	65,19	72,94	69,07	-7,75	47,93	44,36	46,15	3,57
11	62,80	71,44	67,12	-8,64	59,68	74,17	66,92	-14,50	29,52	27,90	28,71	1,62
Moyenne	64,98	66,46	65,72	-1,49	73,95	72,23	73,09	1,72	38,36	39,13	38,75	-0,77
Écart-type	5,65	6,55	5,83	3,67	15,09	10,13	11,95	9,43	6,24	6,62	6,25	3,04

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d'accélération

**Tableau 18 – Valeurs cinématiques angulaires des extensions maximales aux articulations des MI lors de la totalité d’un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{Ext}$ (°)				$\beta_{Ext}$ (°)				$\gamma_{Ext}$ (°)			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	16,63	16,72	16,67	-0,09	32,56	33,23	32,89	-0,67	-20,54	-23,63	-22,08	3,09
2	22,14	15,73	18,94	6,41	24,62	29,75	27,19	-5,13	-35,40	-27,82	-31,61	-7,58
3	15,65	11,74	13,69	3,91	25,53	26,01	25,77	-0,48	-24,23	-22,46	-23,34	-1,77
4	21,75	14,80	18,28	6,95	17,30	16,97	17,14	0,33	-31,65	-25,36	-28,50	-6,30
5	8,41	10,15	9,28	-1,74	26,58	27,61	27,09	-1,03	-28,92	-29,90	-29,41	0,98
6	13,68	15,82	14,75	-2,14	21,93	25,96	23,95	-4,03	-36,42	-36,64	-36,53	0,23
7	15,49	15,84	15,67	-0,34	17,85	16,78	17,32	1,07	-40,37	-39,93	-40,15	-0,44
8	9,96	17,03	13,49	-7,06	21,64	26,80	24,22	-5,16	-26,48	-28,39	-27,43	1,91
9	10,42	9,56	9,99	0,86	15,41	15,07	15,24	0,34	-35,26	-39,59	-37,42	4,32
10	4,83	2,67	3,75	2,17	20,76	19,62	20,19	1,14	-35,27	-35,45	-35,36	0,18
11	24,60	23,49	24,04	1,11	23,78	23,38	23,58	0,41	-26,98	-25,24	-26,11	-1,74
Moyenne	14,87	13,96	14,41	0,91	22,54	23,74	23,14	-1,20	-31,04	-30,40	-30,72	-0,65
Écart-type	6,22	5,34	5,44	4,00	4,86	5,89	5,26	2,41	6,08	6,42	5,98	3,63

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d’accélération

**Tableau 19 – Valeurs cinématiques angulaires des extensions maximales aux articulations des MI lors de la phase d’accélération d’un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{Ext}$ (°)				$\beta_{Ext}$ (°)				$\gamma_{Ext}$ (°)			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	11,69	9,88	10,79	1,81	31,98	32,70	32,34	-0,72	-22,76	-22,73	-22,75	-0,03
2	21,64	15,06	18,35	6,58	25,22	28,90	27,06	-3,67	-32,70	-26,92	-29,81	-5,79
3	11,93	8,28	10,10	3,65	24,08	25,11	24,60	-1,04	-22,78	-21,67	-22,23	-1,11
4	19,46	9,47	14,46	9,99	20,91	16,25	18,58	4,66	-30,90	-14,11	-22,51	-16,79
5	5,33	10,06	7,69	-4,73	24,27	28,35	26,31	-4,07	-28,63	-29,02	-28,82	0,39
6	14,66	13,93	14,30	0,73	24,09	25,10	24,59	-1,02	-27,60	-33,95	-30,77	6,35
7	13,58	13,81	13,70	-0,23	20,33	18,73	19,53	1,60	-37,28	-37,43	-37,35	0,15
8	6,24	13,65	9,94	-7,41	23,25	27,05	25,15	-3,80	-21,23	-28,45	-24,84	7,22
9	8,74	6,04	7,39	2,71	18,72	16,29	17,51	2,43	-34,41	-37,06	-35,74	2,64
10	3,40	3,06	3,23	0,34	20,15	20,03	20,09	0,13	-36,04	-33,84	-34,94	-2,20
11	18,66	19,91	19,29	-1,26	22,82	24,26	23,54	-1,43	-27,21	-24,67	-25,94	-2,54
Moyenne	12,30 <sup>*</sup>	11,20 <sup>#</sup>	11,75 <sup>#</sup>	1,11	23,26	23,89	23,57	-0,63	-29,23	-28,17 <sup>#</sup>	-28,70 <sup>#</sup>	-1,06
Écart-type	6,03	4,68	4,83	4,83	3,56	5,42	4,37	2,74	5,54	7,17	5,54	6,44

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d’accélération

**Tableau 20 – Valeurs cinématiques angulaires des extensions maximales aux articulations des MI lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{Ext}$ (°)				$\beta_{Ext}$ (°)				$\gamma_{Ext}$ (°)			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	19,09	19,54	19,32	-0,45	32,85	33,50	33,17	-0,65	-19,42	-24,08	-21,75	4,65
2	22,43	16,11	19,27	6,31	24,27	30,24	27,26	-5,97	-36,94	-28,33	-32,63	-8,61
3	17,30	13,27	15,29	4,03	26,17	13,60	19,88	12,57	-24,87	-22,81	-23,84	-2,06
4	22,20	15,86	19,03	6,34	16,61	17,14	16,87	-0,53	-31,82	-24,57	-28,19	-7,25
5	9,43	10,18	9,80	-0,75	27,35	27,36	27,35	-0,01	-29,01	-30,19	-29,60	1,18
6	13,47	16,24	14,85	-2,78	21,46	26,15	23,80	-4,70	-38,37	-37,24	-37,81	-1,13
7	16,45	16,85	16,65	-0,40	16,61	15,81	16,21	0,81	-41,91	-41,18	-41,55	-0,73
8	10,79	17,78	14,28	-6,99	21,28	26,74	24,01	-5,46	-24,83	-28,38	-26,60	3,55
9	11,05	11,00	11,03	0,06	14,04	14,56	14,30	-0,52	-35,64	-40,59	-38,12	4,95
10	5,65	2,44	4,05	3,21	21,11	19,40	20,25	1,71	-34,83	-36,36	-35,60	1,54
11	27,23	25,07	26,15	2,16	24,21	22,99	23,60	1,22	-26,87	-25,49	-26,18	-1,39
Moyenne	15,92	14,94	15,43	0,98	22,36	22,50	22,43	-0,14	-31,32	-30,84	-31,08	-0,48
Écart-type	6,52	5,80	5,84	3,98	5,43	6,79	5,62	5,01	6,89	6,82	6,49	4,41

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d'accélération

**Tableau 21 – Valeurs cinématiques angulaires des flexions maximales aux articulations des MI lors de la totalité d'un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{Flex}$ (°)				$\beta_{Flex}$ (°)				$\gamma_{Flex}$ (°)			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	79,90	84,14	82,02	-4,24	105,99	101,86	103,93	4,13	17,42	14,75	16,09	2,68
2	85,64	78,27	81,95	7,36	99,20	92,62	95,91	6,58	5,39	16,99	11,19	-11,59
3	71,62	71,20	71,41	0,42	78,16	84,33	81,24	-6,17	9,10	15,43	12,27	-6,33
4	77,70	69,83	73,77	7,88	96,43	88,17	92,30	8,25	0,07	2,46	1,26	-2,38
5	69,51	70,49	70,00	-0,99	80,49	88,93	84,71	-8,44	6,99	7,83	7,41	-0,84
6	77,39	84,01	80,70	-6,63	95,06	101,97	98,51	-6,91	11,20	15,12	13,16	-3,92
7	86,97	91,71	89,34	-4,73	99,94	92,11	96,02	7,83	0,04	2,75	1,40	-2,71
8	74,99	77,26	76,13	-2,27	90,54	90,04	90,29	0,50	13,44	9,80	11,62	3,64
9	77,85	79,54	78,69	-1,69	109,39	108,45	108,92	0,93	3,54	1,57	2,55	1,97
10	70,56	70,55	70,55	0,01	82,56	92,23	87,40	-9,67	12,41	7,23	9,82	5,18
11	86,33	93,23	89,78	-6,90	82,13	96,56	89,34	-14,43	2,67	2,46	2,57	0,21
Moyenne	78,04	79,11	78,58	-1,07	92,72	94,30	93,51	-1,58	7,48	8,76	8,12	-1,28
Écart-type	6,24	8,41	6,98	4,95	10,72	7,19	8,23	7,89	5,73	6,00	5,34	4,87

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d'accélération

**Tableau 22 – Valeurs cinématiques angulaires des flexions maximales aux articulations des MI lors de la phase d'accélération d'un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{Flex}$ (°)				$\beta_{Flex}$ (°)				$\gamma_{Flex}$ (°)			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	73,16	80,41	76,78	-7,25	99,19	103,03	101,11	-3,84	19,54	18,70	19,12	0,84
2	82,51	76,17	79,34	6,34	94,65	90,04	92,35	4,60	7,38	17,20	12,29	-9,83
3	67,34	65,43	66,38	1,91	77,08	82,49	79,79	-5,41	9,74	13,68	11,71	-3,93
4	69,00	62,17	65,59	6,83	77,86	79,74	78,80	-1,88	1,23	0,66	0,95	0,57
5	65,04	65,89	65,46	-0,84	75,71	86,21	80,96	-10,50	8,15	6,83	7,49	1,32
6	71,58	74,95	73,27	-3,37	76,57	98,55	87,56	-21,99	12,44	15,52	13,98	-3,08
7	75,93	82,92	79,42	-6,99	85,31	83,06	84,19	2,26	1,82	4,56	3,19	-2,74
8	61,02	64,27	62,64	-3,25	70,99	84,99	77,99	-14,00	15,77	8,57	12,17	7,20
9	72,08	75,15	73,62	-3,08	98,59	105,60	102,09	-7,01	5,10	3,35	4,23	1,74
10	63,38	67,78	65,58	-4,40	76,02	92,05	84,04	-16,03	11,20	5,89	8,54	5,30
11	77,99	85,83	81,91	-7,84	78,16	95,20	86,68	-17,03	2,74	2,58	2,66	0,16
Moyenne	70,82 <sup>#</sup>	72,82 <sup>#</sup>	71,82 <sup>#</sup>	-2,00	82,74 <sup>#*</sup>	91,00 <sup>#</sup>	86,87 <sup>#</sup>	-8,26 <sup>#</sup>	8,65 <sup>#</sup>	8,87	8,76	-0,22
Écart-type	6,50	8,15	6,91	5,11	10,09	8,69	8,42	8,42	5,85	6,34	5,65	4,63

\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d'accélération

**Tableau 23 – Valeurs cinématiques angulaires des flexions maximales aux articulations des MI lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges**

Sujets	$\alpha_{Flex}$ (°)				$\beta_{Flex}$ (°)				$\gamma_{Flex}$ (°)			
	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta	MI Gauche	MI Droit	Moyenne	Delta
1	83,27	86,00	84,64	-2,73	109,39	101,27	105,33	8,12	16,36	12,77	14,57	3,59
2	87,42	79,47	83,45	7,95	101,80	94,09	97,94	7,71	4,26	16,87	10,56	-12,61
3	73,52	73,90	73,71	-0,37	78,63	85,14	81,89	-6,51	8,81	16,21	12,51	-7,40
4	79,49	71,40	75,44	8,09	100,13	89,81	94,97	10,31	-0,20	2,86	1,33	-3,06
5	70,85	71,88	71,36	-1,03	81,92	89,75	85,84	-7,82	6,64	8,13	7,38	-1,49
6	78,68	86,03	82,35	-7,35	99,17	102,73	100,95	-3,56	10,92	15,03	12,97	-4,11
7	92,50	96,10	94,30	-3,60	107,25	96,63	101,94	10,62	-0,85	1,85	0,50	-2,70
8	78,10	80,15	79,12	-2,05	94,88	91,16	93,02	3,73	12,93	10,08	11,50	2,85
9	80,73	81,73	81,23	-1,00	114,79	109,88	112,33	4,90	2,76	0,68	1,72	2,08
10	74,66	72,13	73,40	2,54	86,30	92,33	89,32	-6,04	13,11	7,99	10,55	5,11
11	90,03	96,51	93,27	-6,49	83,89	97,16	90,52	-13,28	2,65	2,41	2,53	0,24
Moyenne	80,84	81,39	81,12	-0,55	96,20	95,45	95,82	0,74	7,03	8,63	7,83	-1,59
Écart-type	6,89	9,09	7,66	5,05	12,09	7,07	8,97	8,40	5,80	6,06	5,33	5,23

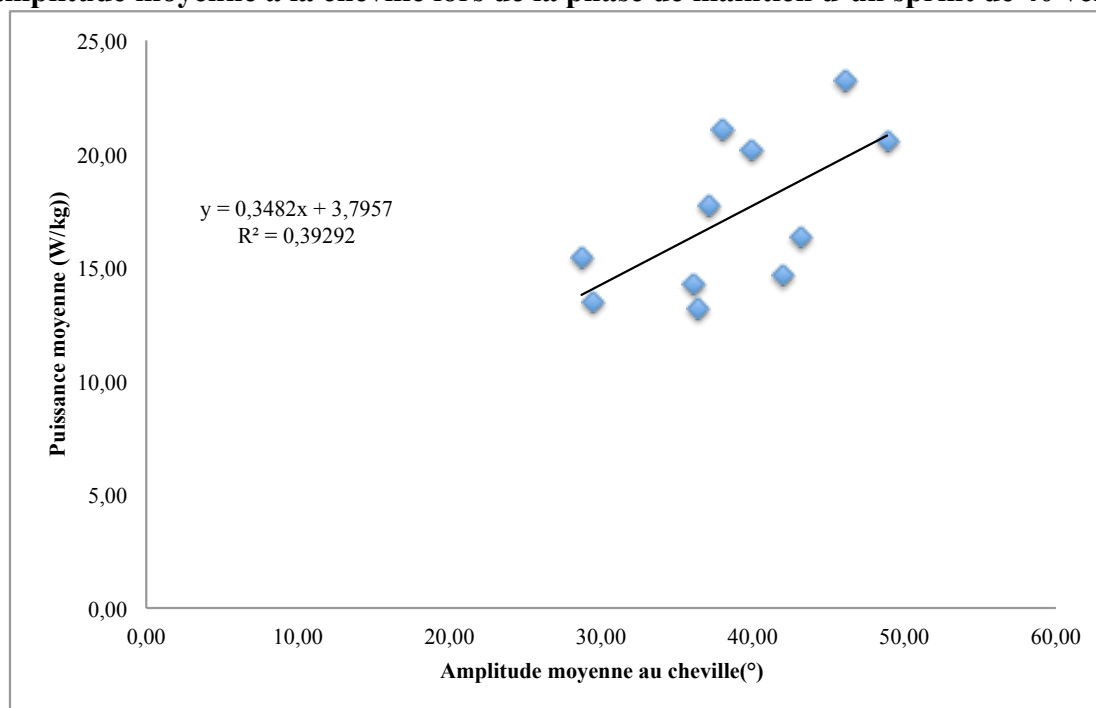
\* Différence significative entre le MI gauche et le MI droit  
# Différence significative entre la phase d'accélération

**Tableau 24 – Corrélation entre les variables cinétiques et cinématiques angulaires**

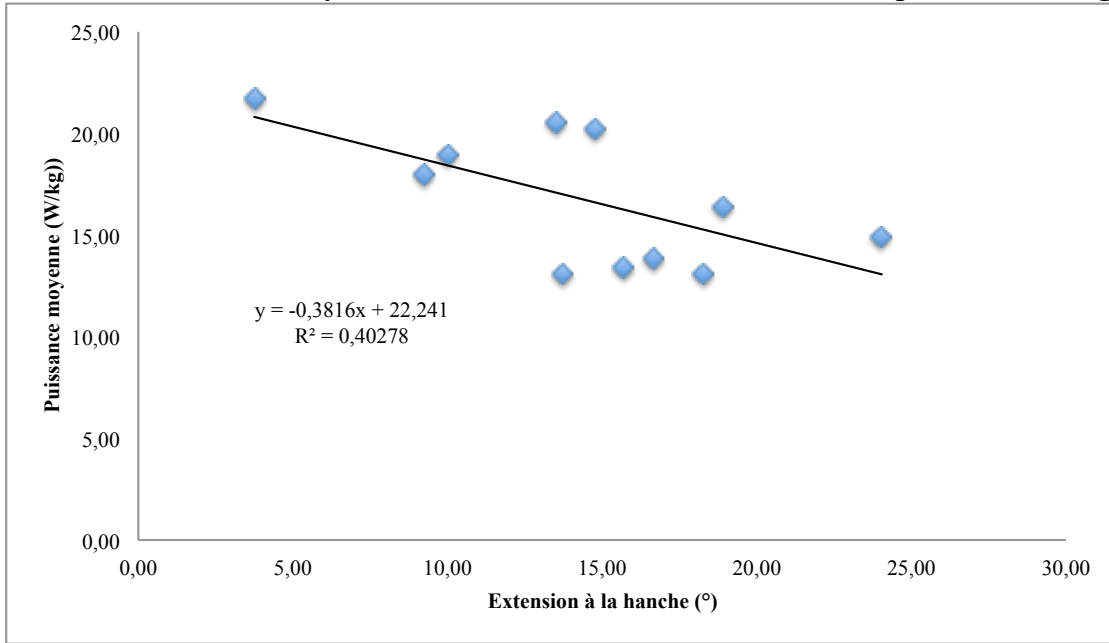
Amplitude articulaire	Totalité du sprint			Phase d'accélération			Phase de maintien		
	r	p	R <sup>2</sup>	r	p	R <sup>2</sup>	r	p	R <sup>2</sup>
Corrélation Delta Puissance et Delta Hanche	-0,05	0,89	0,00	-0,03	0,93	0,00	-0,24	0,48	0,06
Corrélation Delta Puissance et Delta Genou	-0,12	0,72	0,02	0,03	0,93	0,00	-0,13	0,71	0,02
Corrélation Delta Puissance et Delta Cheville	-0,11	0,74	0,01	0,09	0,78	0,01	-0,29	0,39	0,08
Corrélation Puissance moyenne et Hanche	0,21	0,54	0,04	-0,12	0,72	0,02	0,34	0,31	0,12
Corrélation Puissance moyenne et Genou	0,09	0,79	0,01	-0,04	0,90	0,00	0,17	0,63	0,03
Corrélation Puissance moyenne et Cheville	0,59	0,05	0,35	0,40	0,23	0,16	0,62	0,04*	0,39
<b>Extension maximale</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
Corrélation Delta Puissance et Delta Hanche	0,34	0,30	0,12	0,36	0,28	0,13	0,32	0,34	0,10
Corrélation Delta Puissance et Delta Genou	-0,08	0,83	0,01	0,16	0,64	0,02	0,39	0,23	0,15
Corrélation Delta Puissance et Delta Cheville	-0,55	0,08	0,30	-0,49	0,13	0,24	-0,54	0,08	0,30
Corrélation Puissance moyenne et Hanche	-0,63	0,04*	0,40	-0,42	0,20	0,18	-0,69	0,02*	0,48
Corrélation Puissance moyenne et Genou	-0,11	0,76	0,01	0,16	0,64	0,03	-0,09	0,80	0,01
Corrélation Puissance moyenne et Cheville	-0,40	0,22	0,16	-0,25	0,46	0,06	-0,45	0,17	0,20
<b>Flexion maximale</b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>r</b>	<b>p</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
Corrélation Delta Puissance et Delta Hanche	0,25	0,46	0,06	0,30	0,37	0,09	0,00	0,66	0,00
Corrélation Delta Puissance et Delta Genou	-0,11	0,76	0,01	0,11	0,75	0,01	-0,16	0,65	0,02
Corrélation Delta Puissance et Delta Cheville	-0,48	0,13	0,24	-0,22	0,51	0,05	-0,62	0,04*	0,38
Corrélation Puissance moyenne et Hanche	-0,34	0,31	0,11	-0,39	0,23	0,16	-0,27	0,43	0,07
Corrélation Puissance moyenne et Genou	0,05	0,89	0,00	-0,06	0,86	0,00	0,11	0,75	0,01
Corrélation Puissance moyenne et Cheville	0,26	0,44	0,07	0,33	0,32	0,11	0,22	0,52	0,05

\*Corrélation significative  $p < 0,05$

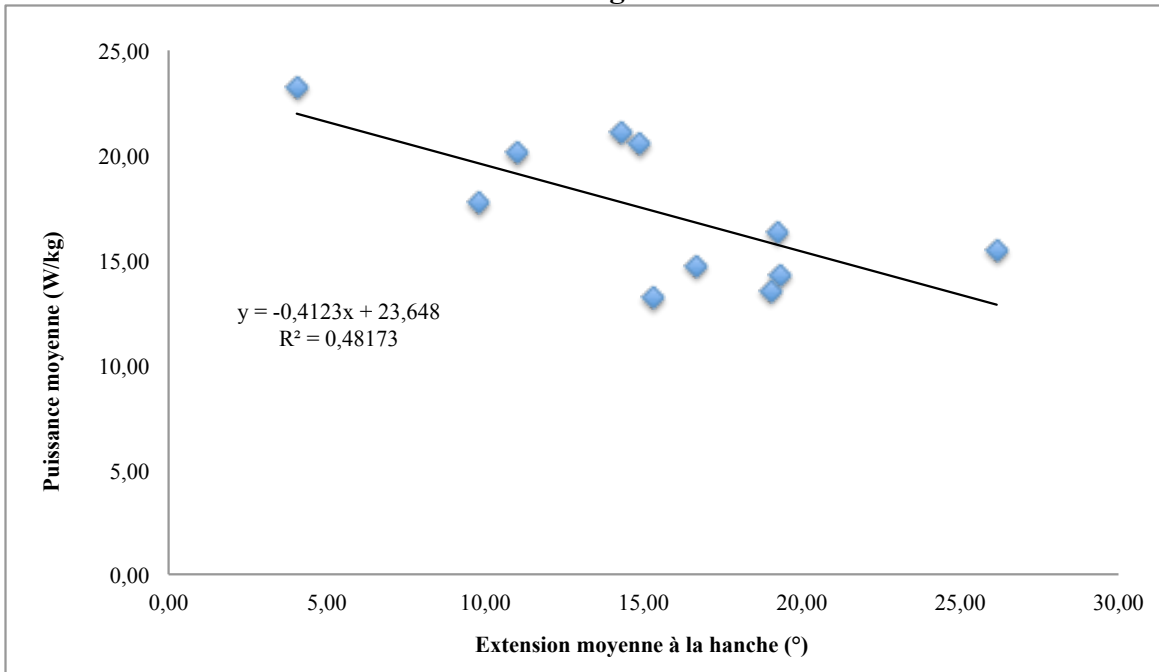
**Figure 8 – Corrélation entre la puissance moyenne développée aux membres inférieurs et l'amplitude moyenne à la cheville lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges**



**Figure 9 – Corrélation entre la puissance moyenne développée aux membres inférieurs et l'extension maximale moyenne à la hanche lors de la totalité d'un sprint de 40 verges**

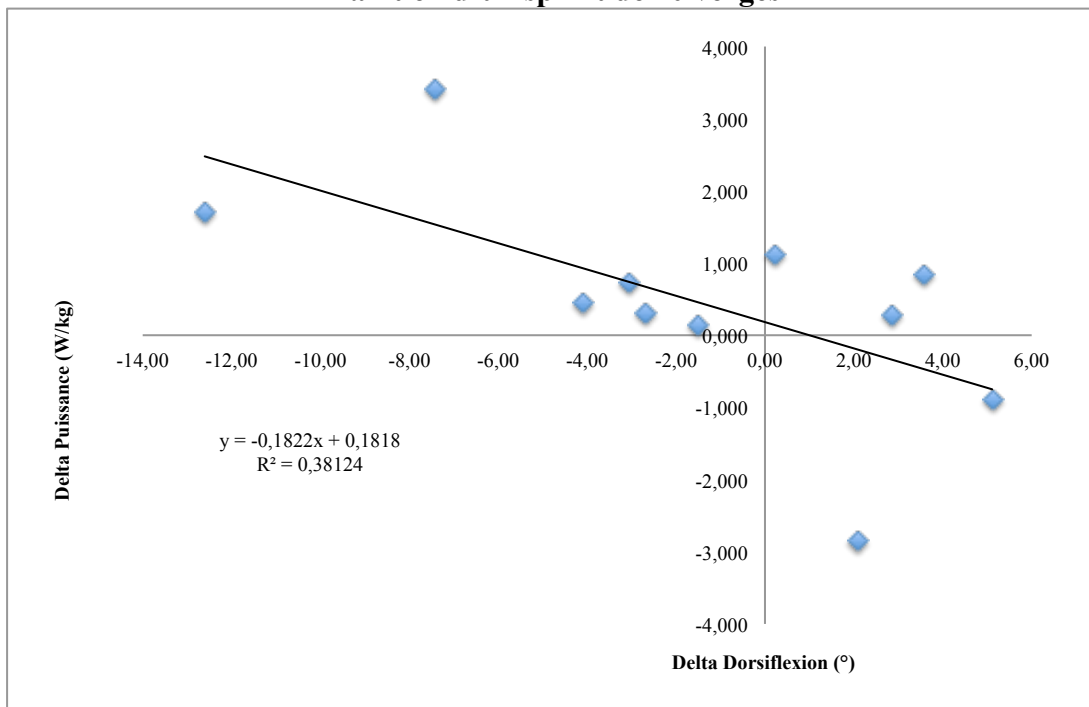


**Figure 10 – Corrélation entre la puissance moyenne développée aux membres inférieurs et l'extension maximale moyenne à la hanche lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges**





**Figure 11 – Corrélation entre la différence de puissance développée aux membres inférieurs et la différence de dorsiflexion maximale à la cheville lors de la phase de maintien d'un sprint de 40 verges**



## **Discussion**

### **L'importance de la phase d'accélération au sprint et dans de nombreux sports**

L'objectif de cette étude était de déterminer les interactions possibles entre les asymétries cinétiques et cinématiques angulaires observées lors de la phase d'accélération d'un sprint maximal de 40 verges. Dans les sports de puissance, et principalement en athlétisme, la phase d'accélération est un déterminant important de la performance de la grande proportion qu'elle occupe entre le départ de la ligne d'arrivée (Tellez & Doolittle, 1984). Les sprinteurs doivent donc entraîner spécifiquement cette phase et s'assurer d'avoir un patron moteur le plus symétrique possible pour ainsi améliorer l'efficacité du développement de puissance et du vecteur de force (Tellez & Doolittle, 1984).

Nos résultats ont confirmé qu'il existe bel et bien une interaction entre la puissance développée et la cinématique angulaire lors d'un sprint de 40 verges. Ces résultats sont d'autant plus intéressants car ils comblent le manque de données entre les résultats de Bradshaw et al. (2007) sur les asymétries présentées au départ et ceux de Exell et al. (2011) à vitesse maximale (Bradshaw et al., 2007; Exell et al., 2011).

### **L'ergomètre NMR dans l'entraînement au sprint**

L'utilisation d'outils complémentaires à l'entraînement au sprint, tel que les ergomètres NMR, reste une excellente option pour quantifier et améliorer la puissance et la mécanique des MI. Contrairement aux ergomètres motorisés, les ergomètres NMR permettent de répliquer avec plus de similitude la phase d'accélération. En plus de calculer différentes variables spatiotemporelles (vitesse, accélération, temps d'effort), l'ergomètre que nous avons utilisé dans cette étude permettait de mesurer la différence de puissance développée aux MI. Même si les asymétries sont inévitables (Sadeghi et al., 1997), s'entraîner à réduire les écarts entre la puissance développée et les mouvements segmentaires entre les deux MI permettrait aux athlètes d'optimiser leur performance et probablement même de diminuer l'incidence des blessures (D'Souza, 1994; Macera et al., 1989; Nielsen, Nohr, Rasmussen, & Sorensen, 2013; Subotnick, 1985; Yeung, Suen, & Yeung, 2009).

Les ergomètres traditionnels NM et NMR utilisés dans les études pour évaluer la puissance mécanique lors de la phase d'accélération sont munis d'un harnais attaché à la taille des sujets et fixé à un mur tirant sur une jauge de force (Cavagna et al., 1971; Cheetham et al., 1986; Falk et al., 1996; Jaskolska, Goossens, Veenstra, Jaskolski, & Skinner, 1999; Lakomy, 1987). L'angle du tronc se redresse donc lorsque les coureurs progressent dans la phase d'accélération. Avec les appuis situés au niveau des pectoraux de l'ergomètre utilisé pour cette étude, l'angle du tronc moyen de  $52,65 \pm 4,63^\circ$  adopté par les sujets à travers le sprint de 40 verges représenterait l'angle du tronc retrouvé sur les premiers mètres entre la 4<sup>ième</sup> et la 6<sup>ième</sup> foulées de la phase d'accélération suite à un départ accroupi (Nagahara, Naito, et al., 2014). Compte tenu que ce n'est pas l'amplitude, mais bien la direction de la force qui influence la qualité de l'accélération, l'angle du tronc imposé par le *Hitrainer*® permettrait aux athlètes de se relever moins rapidement et ainsi de maintenir une force résultante dirigée davantage vers l'horizontal sur quelques pas de plus (Kugler & Janshen, 2010; Morin & Seve, 2011; Plamondon & Roy, 1984).

### **Comparaison des variables cinétiques et cinématiques par rapport à la littérature**

Les sujets de cette étude ont développé une puissance moyenne de  $8,19 \pm 1,10$  W/kg lors de la totalité du sprint de 40 verges. Ces résultats sont en concordance avec ceux obtenus dans la littérature (Cavagna et al., 1971; Cheetham et al., 1986; Chelly & Denis, 2001; Falk et al., 1996; Jaskolska et al., 1999; Lakomy, 1987). Par contre, pour l'analyse des données, nous avons seulement conservé les pics de puissance développés à chaque foulée. C'est pourquoi la valeur moyenne de puissance développée aux MI de  $16,74 \pm 3,27$  W/kg (~1600 W vs 2500 à 3000 W) conservées pour l'analyse des données est plus élevée par rapport à ce qu'il a déjà été rapporté, sans toutefois dépasser de Cavagna et al. (1971) et Falk et al. (1996) (Cavagna et al., 1971; Falk et al., 1996).

Le temps moyen pour parcourir les 40 verges sur l'ergomètre par les sujets était de  $5,95 \pm 0,45$  s, soit 1,95 s de plus que la moyenne des meilleurs temps rapportés ( $4,8 \pm 0,34$  s). L'augmentation du temps pour franchir le 40 verges est probablement due aux premiers pas du départ nécessaires pour vaincre l'inertie du tapis. Ainsi, pour réduire cette différence, une résistance préprogrammée de moins de 10% du poids corporel pourrait être utilisée pour

faciliter l'accélération de la courroie dès les premiers pas et ainsi diminuer l'écart de valeurs observé.

Comme nous l'avons mentionné un peu plus haut, les angles angulaires des MI ont suivi une augmentation progressive prédite en lien avec l'accroissement de la vitesse de course (Dicharry, 2010). Par contre, les valeurs angulaires aux articulations de la hanche et des genoux sont plus basses de ce que nous retrouvons dans la littérature. Par exemple, Kivi et al. (2002) ont rapporté des amplitudes articulaires à la hanche et aux genoux de  $89^\circ$  et  $100^\circ$  respectivement (Kivi et al., 2002). Pour notre part, les amplitudes articulaires étaient de  $59,76^\circ (\pm 5,03^\circ)$  et  $63,71^\circ (\pm 8,82^\circ)$  pour la hanche et le genou respectivement sur la totalité du sprint. Cette diminution de l'amplitude est principalement due à la diminution de l'extension maximale à la hanche et de la flexion maximale au genou (Dicharry, 2010; Hunter, Marshall, & McNair, 2004b; Kivi et al., 2002; Mann & Hagy, 1980). Or, l'inclinaison imposé par l'ergomètre NMR et potentiellement les appuis auraient un impact sur l'évolution de certaines amplitudes angulaires maximales atteintes lors du sprint de 40 verges. Sur ce, l'évolution du COM et le temps de suspension seraient probablement affectés, limitant le temps nécessaire pour repositionner les MI et ainsi maximiser les amplitudes articulaires à la hanche et aux genoux.

Une autre variable cinématique qui diffère par rapport à ce que l'on retrouve dans la littérature et en pratique est l'évolution de l'angle du tronc habituellement retrouvée lors d'une accélération. À la sortie des blocs de départ (ou en position accroupie), le tronc évolue progressivement de  $45^\circ$  à une position quasi perpendiculaire à l'atteinte de la vitesse maximale (Atwater, 1979; Dowell et al., 1975; Plamondon & Roy, 1984). Nos résultats démontrent une inclinaison du tronc légèrement plus inclinée lors de la phase de maintien que lors de la phase d'accélération ( $51,70 \pm 4,82$  vs  $54,82 \pm 4,25$ ). La différence est causée par la position des appuis par rapport à la position du COM combiné à la résistance de la courroie que les sujets devaient combattre lors du départ. Ainsi, lors des premiers pas, le centre de masse tend à accélérer vers l'avant tandis que les appuis aux épaules exercent une force de réaction résultante dirigée postérieurement. Les épaules restent alors aux mêmes endroits, mais le reste

du corps avance légèrement. Une fois l'inertie du tapis brisée, les athlètes étaient en mesure de mieux stabiliser l'angle du tronc.

### **Les différences cinétiques et cinématiques angulaires entre la phase d'accélération et la phase de maintien**

Plusieurs différences significatives ont été retrouvées entre la phase d'accélération et de maintien sur les valeurs moyennes cinétiques et cinématiques angulaires. Nous avons noté parmi ces différences significatives l'amplitude articulaire moyenne et la flexion maximale à la hanche et aux genoux ainsi que l'extension maximale à la hanche et aux chevilles. Ces résultats supportent bien ceux retrouvés dans la littérature stipulant que la majorité des articulations gagnent en amplitude lorsque la vitesse de course augmente (Dicharry, 2010; Hamner & Delp, 2013; Mann & Hagy, 1980).

Même si l'amplitude à la cheville est restée sensiblement la même, elle s'est décalée davantage vers la flexion plantaire. La dorsiflexion maximale en phase d'appui tendrait donc à diminuer et la flexion plantaire maximale en fin de poussée à augmenter. Comme Kuitunen et al. (2002) l'ont mentionné, la rigidité musculaire au niveau de la cheville resterait constante à travers un sprint (Kuitunen et al., 2002). De plus, compte tenu que le triceps sural est fortement impliqué dans l'accélération horizontale du COM en fin de poussée, la flexion plantaire à la cheville augmente avec l'accroissement de la vitesse de course (Dorn, Schache, & Pandy, 2012a; Gittoes et al., 2011; Hamner & Delp, 2013). Pour ce qui est de l'extension maximale au genou en fin de poussée, Kivi (2002) avait observé une légère diminution de cette valeur lorsque les coureurs atteignaient près de 95% de leur vitesse maximale (Kivi et al., 2002). Nos résultats reflètent bien cette tendance avec des valeurs d'extension maximale moyenne aux genoux (non significative) entre la phase d'accélération et de maintien de  $23,57 \pm 4,37^\circ$  et  $22,43 \pm 5,62^\circ$  respectivement.

### **Les asymétries cinétiques et cinématiques angulaires**

Au sprint, Exell et al. (2011-2012) avait noté la présence d'asymétries inter-sujet et intra-MI sur plusieurs variables cinétiques et cinématiques sur la partie centrale d'un sprint de 40 mètres (Exell, Irwin, et al., 2012; Exell et al., 2011). Toutefois, aucune corrélation entre les

asymétries cinétiques et cinématiques angulaires était établie et aucun lien avec la performance n'avait été mis de l'avant. Bradshaw et al. (2007) avaient aussi observé la présence de variabilité, et ce, sur les premiers pas à la sortie des blocs de départ (Bradshaw et al., 2007).

Nos résultats confirment qu'il existe des asymétries dans le développement de puissance, dans l'amplitude et les valeurs maximales angulaires d'extension et de flexion maximales entre les MI gauche et droit chez des sujets spécialistes du sprint et de l'accélération. Par contre, il faut noter que les différences significatives étaient présentes seulement lors de la phase d'accélération. Ainsi, pour compléter le lien entre les travaux de Exell et al. (2011, 2012) et ceux de Bradshaw et al. (2007), les asymétries seraient toujours présentes, mais tendraient à diminuer de la sortie des blocs jusqu'à l'atteinte de la vitesse maximale. Cette observation s'expliquerait par l'atténuation de l'augmentation des valeurs cinétiques (Brughelli et al., 2011) et cinématiques angulaires (Kivi et al., 2002) entre chacune des foulées à travers l'accroissement de la vitesse de croisière.

### **Les relations entre les variables cinétiques et cinématiques angulaires**

Les résultats obtenus démontrent bel et bien une relation entre plusieurs variables cinétiques et cinématiques angulaires, mais seulement quelques-unes d'entre elles étaient significatives.

Lors de la phase de maintien, l'augmentation de l'amplitude articulaire à la cheville est associée avec une augmentation significative de la puissance moyenne développée. Ces résultats corroborent bien ceux de Dorn et al., (2012) (Dorn et al., 2012b). Malgré une diminution de la dorsiflexion en phase d'appui, l'amplitude à la cheville augmente avec l'augmentation de la vitesse, et ce, en raison d'une plus grande flexion plantaire observée en fin de poussée (Dicharry, 2010; Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1998). Dorn et al. (2012) ont eux aussi démontré l'importance de la flexion plantaire dans l'augmentation de la vitesse de locomotion et la propulsion horizontale. Ainsi, plus la vitesse augmente, plus la contribution du soléaire et des gastrocnémiens augmentent pour permettre de générer de plus grande force et ainsi augmenter la longueur des foulées. Par la suite, et au-delà de 7m/s, ce

serait en adoptant une fréquence de pas plus élevée, associé à une activation rapide des fléchisseurs de la hanche, que les coureurs seraient en mesure de poursuivre l'augmentation de la vitesse (Dorn et al., 2012b).

Une autre corrélation significative est observée avec la moyenne d'extension maximale à la hanche et la puissance moyenne développée. Ainsi, les sujets démontrant plus d'extension à la hanche en fin de poussée développaient plus de puissance, et ce, lors de la totalité du sprint et de la phase de maintien. Plus la vitesse de course s'accroît, plus la contribution des extenseurs de la hanche augmente au milieu et à la fin de la phase d'oscillation avant l'attaque au sol et lors de la phase de poussée (Higashihara, Ono, Kubota, Okuwaki, & Fukubayashi, 2010). Lors de la phase d'accélération, la position du centre de masse doit être davantage antérieur à la phase d'appui pour maximiser la propulsion horizontale. Ainsi avec une projection du corps plus à l'horizontal, l'extension à la hanche jusqu'au décolllement des orteils devient très importante pour optimiser la phase de poussée. Il est donc tout à fait logique que l'amplitude de l'extension à la hanche ainsi que l'inclinaison du tronc influence la puissance développée lors de la phase d'accélération pour assurer une force de réaction résultante plus horizontale (Kugler & Janshen, 2010; Morin et al., 2011; Plamondon & Roy, 1984). Toutefois, l'extension à la hanche aurait une limite (Bushnell & Hunter, 2007; Kivi et al., 2002; Mann & Hagy, 1980). Diminuer l'extension à la hanche en fin de poussée permettrait d'entamer plus rapidement la phase de récupération, augmenter la fréquence de foulées et ainsi diminuer le temps d'oscillation pour atteindre une vitesse maximale de course. Lorsque le MI est récupéré plus rapidement, ce dernier passe moins de temps à l'arrière du corps. Le temps gagné serait donc utile pour entamer plus rapidement la phase d'oscillation et la prochaine attaque au sol.

Les fléchisseurs de l'articulation de la cheville jouent un rôle critique à la course et surtout au sprint (Dorn et al., 2012b; Hamner & Delp, 2013; Lai et al., 2014). Ces derniers contribuent majoritairement à l'accélération horizontale du COM dès le début de la phase de propulsion une fois que le COP passe la projection du COM. Sachant que la rigidité musculaire augmente avec l'augmentation de la vitesse, les fléchisseurs de la cheville deviennent de plus en plus actif en phase d'appui (Gittoes et al., 2011; Kuitunen et al., 2002).

Nos résultats corroborent cette relation avec une corrélation significative inverse entre la différence de dorsiflexion présente en phase d'appui et la différence de puissance développée aux MI. Ainsi, le MI où la cheville démontrait plus de dorsiflexion en phase d'appui, développait moins de puissance comparativement au MI controlatéral.

Somme tout, l'importance de travailler les muscles de la chaîne postérieure ainsi que la diminution des asymétries entre les MI lors de la phase d'accélération et de maintien d'un sprint de 40 verges sur un ergomètre NMR sont bien ressorties dans cette étude. L'extension à la hanche lors de la poussée combinée à la rigidité et à la flexion plantaire de la cheville lors de la phase d'appui et de propulsion respectivement sont des facteurs importants à considérer pour développer plus de puissance. Il faut toutefois que les mouvements articulaires et le développement des forces soient le plus symétriques possibles pour maximiser l'amélioration et les gains en performance. Par contre, Hoshikawa et al. (2006) ont démontré l'importance de la chaîne antérieure par le ratio psoas/quadriceps (PM/QF) dans la performance au sprint (Hoshikawa et al., 2006). Ils ont rapporté que les sprinteurs avec un ratio PM/QF élevé, atteignaient des vitesses plus rapides. Ainsi, la grosseur du psoas, un puissant fléchisseur de la hanche impliqué dans le retour du MI, serait aussi un déterminant important de la performance à ne pas négliger. La rapidité, la force et le synchronisme des muscles extenseurs et fléchisseurs de la hanche seraient donc des déterminants majeurs permettant d'augmenter la fréquence et la longueur des foulées (Hunter et al., 2004a; Miller et al., 2012).

### **Critique de la méthodologie**

D'un point de vue méthodologique, il serait intéressant d'augmenter le nombre de participants et le nombre d'essai par sujets pour être en mesure d'augmenter la puissance statistique et la généralisation de nos résultats (Belli et al., 1995). Dans le même ordre d'idée, l'ajout de la méthode de calcul utilisé par Exell et al. (2011) pour déterminer l'indice de variabilité intra-MI pour mieux quantifier le niveau de significativité des asymétries observées (Exell et al., 2011) serait envisageable. De plus, même si l'ergomètre NMR utilisé pour cette étude était muni de jauges de force intégrées à même les appuis, il était ardu à certains moments de différencier lequel des MI était le générateur de puissance pour chacune des



foulées. Ceci dit, compte tenu de la présence de mouvements et de forces dans l'axe médio-latéral, certains pics de puissance enregistrés ne correspondaient pas au bon MI engagé lors de la poussée. Nous devons donc identifier le MI impliqué pour la première poussée et par la suite assigner chaque peaks de puissance aux foulées correspondantes suivantes. Il serait donc intéressant d'appliquer le protocole de cette étude, mais cette fois-ci sur un ergomètre NMR muni d'un harnais attaché à la taille en plus d'utiliser différentes résistances.

### **Avenues de recherche**

Dans une autre optique de recherche, il serait intéressant d'investiguer sur la synchronisation de l'extension aux articulations des MI en fin de poussée et sur la flexion du genou en phase d'appui pour vérifier la présence de relations entre ces dernières et le développement de force/puissance aux MI. Il serait aussi pertinent d'introduire l'implication de la cinématique angulaire des membres supérieurs (MS) dans l'analyse compte tenu du manque de connaissances à ce sujet dans la littérature.

## **Conclusion**

Compte tenu que les ergomètres NMR gagnent en popularité dans l'entraînement au sprint, une meilleure compréhension de leur utilité dans l'entraînement d'athlètes permettra d'en apprendre davantage sur leur spécificité pour travailler les différentes phases du sprint. Ainsi, l'ergomètre utilisé pour cette étude à parmi d'identifier les asymétries présentent dans le développement de puissance en plus de répliquer une portion de la phase d'accélération d'un sprint.

D'après nos hypothèses de recherche, nous avons comme prémisse de départ qu'il y aurait présence d'asymétries, que les sujets développant plus de puissance, en moyenne ou encore d'un des MI, démontreraient plus de flexion et d'extension maximale à la hanche en fin d'oscillation et de poussée respectivement en plus d'initier plus de flexion plantaire lors de la phase d'appui et lors de la phase de propulsion. Or, nous avons pu démontrer seulement une corrélation entre l'extension maximale moyenne aux hanches en fin de poussée et la puissance moyenne développée ainsi qu'entre la différence de dorsiflexion lors de la phase d'appui et la différence de puissance développée aux MI respectivement. Les hypothèses selon laquelle la

flexion maximale à la hanche en fin d'oscillation ainsi que la flexion plantaire maximale en fin de poussée seraient corrélée positivement avec le développement de puissance n'ont pas pu être établie.

À la lumière de ces résultats, la présence d'asymétries au niveau des MI lors de la phase d'accélération tend à s'atténer vers l'atteinte de la vitesse maximale et la chaîne postérieure des MI contribue en grande partie à l'accélération du COM. Ainsi, l'activation des extenseurs de la hanche en plus de la rigidité musculaire retrouvée à la cheville en phase d'appui combinée à la flexion plantaire lors de la phase de propulsion contribuent à optimiser l'accélération horizontale du COM (Dorn et al., 2012b; Hamner et al., 2010; Higashihara et al., 2010; Hunter et al., 2004a).

Les résultats obtenus dans cette étude permettront d'améliorer l'intervention des préparateurs physiques et la pratique des athlètes de sport de puissance en plus d'aider au développement de nouvelles technologies et outils d'entraînement complémentaire au sprint et particulièrement à la phase d'accélération.

## Bibliographie

- Ae, M., Ito, A., & Suzuki, M. (1992). The men's 100 metres. *New Studies in Athletics*, 7(1), 47-52.
- Alexander, R. M. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 160, 55-69.
- Alexander, R. M. (2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comparative Biochemistry and Physiology. Part A, Molecular and Integrative Physiology*, 133(4), 1001-1011.
- Alexander, R. M., & Bennet-Clark, H. C. (1977). Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*, 265(5590), 114-117.
- Allard, P., Dalleau, G., Begon, M., & Blanchi, J. (2011). *Analyse du mouvement human par la biomécanique* (3 ed.). Anjou: Fides Éducation.
- Arampatzis, A., Bruggemann, G. P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1349-1353.
- Atwater, A. E. (1979). Kinematic analysis of striding during the sprint start and mid-race sprint. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 11(1), 85-85.
- Aubert, F., & Choffin, T. (2011). *Athlétisme: 3. Les course*. Paris: Éditions EP&S.
- Barreira, Tiago V., Rowe, David A., & Minsoo, Kang. (2010). Parameters of Walking and Jogging in Healthy Young Adults. *International Journal of Exercise Science*, 3(1), 4-13.
- Belli, A., Lacour, J. R., Komi, P. V., Candau, R., & Denis, C. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70(6), 510-517.
- Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1123-1126. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.12.020
- Bishop, D., Girard, O., & Mendez-Villanueva, A. (2011). Repeated-sprint ability - part II: recommendations for training. *Sports Medicine*, 41(9), 741-756. doi: 10.2165/11590560-000000000-00000
- Bosco, C., Montanari, G., Tarkka, I., Latteri, F., Cozzi, M., Iachelli, G., . . . et al. (1987). The effect of pre-stretch on mechanical efficiency of human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131(3), 323-329. doi: 10.1111/j.1748-1716.1987.tb08246.x
- Bowtell, M. V., Tan, H., & Wilson, A. M. (2009). The consistency of maximum running speed measurements in humans using a feedback-controlled treadmill, and a comparison with maximum attainable speed during overground locomotion. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2569-2574. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.024
- Bradshaw, E. J., Maulder, P. S., & Keogh, J. W. (2007). Biological movement variability during the sprint start: performance enhancement or hindrance? *Sports Biomechanics*, 6(3), 246-260. doi: 10.1080/14763140701489660
- Brown, A. M., Zifchock, R. A., & Hillstrom, H. J. (2014). The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait and Posture*, 39(3), 915-919. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.12.007

- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine*, 38(8), 647-657.
- Brughelli, M., Cronin, J., & Chaouachi, A. (2011). Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(4), 933-939. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181c64308
- Bushnell, T., & Hunter, I. (2007). Differences in technique between sprinters and distance runners at equal and maximal speeds. *Sports Biomechanics*, 6(3), 261-268. doi: 10.1080/14763140701489728
- Caekenberghe, I. V., Segers, V., Aerts, P., Willems, P., & De Clercq, D. (2013). Joint kinematics and kinetics of overground accelerated running versus running on an accelerated treadmill. *Journal of the Royal Society, Interface*, 10(84), 20130222. doi: 10.1098/rsif.2013.0222
- Cavagna, G. A. (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 5, 89-129.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*, 233(5), R243-261.
- Cavagna, G. A., Komarek, L., & Mazzoleni, S. (1971). The mechanics of sprint running. *Journal of Physiology*, 217(3), 709-721.
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406.
- Charalambous, L., Irwin, G., Bezodis, I. N., & Kerwin, D. (2012). Lower limb joint kinetics and ankle joint stiffness in the sprint start push-off. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 1-9. doi: 10.1080/02640414.2011.616948
- Cheetham, M. E., Boobis, L. H., Brooks, S., & Williams, C. (1986). Human muscle metabolism during sprint running. *Journal of Applied Physiology*, 61(1), 54-60.
- Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(2), 326-333.
- Ciacci, S., Di Michele, R., & Merni, F. (2010). Kinematic analysis of the braking and propulsion phases during the support time in sprint running. *Gait and Posture*, 31(2), 209-212. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.007
- Coh, M., Jost, B., Skof, B., Tomazin, K., & Dolenc, A. (1998). Kinematic and kinetic parameters of the sprint start and start acceleration model of top sprinters. *Gymnica*, 28, 33-42.
- Čoh, Milan, Tomažin, Katja, & Štuhec, Stanko. (2006). The biomechanical model of the sprint start and block acceleration. *Facta Universitatis: Series Physical Education & Sport*, 4(2), 103-114.
- Conley, D. L., & Krahenbuhl, G. S. (1980). Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12(5), 357-360.
- D'Souza, D. (1994). Track and field athletics injuries--a one-year survey. *British Journal of Sports Medicine*, 28(3), 197-202.
- Daniels, J. T. (1985). A physiologist's view of running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(3), 332-338.

- Debaere, S., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F., & Jonkers, I. (2013). From block clearance to sprint running: characteristics underlying an effective transition. *Journal of Sports Sciences*, 31(2), 137-149. doi: 10.1080/02640414.2012.722225
- Debaere, S., Jonkers, I., & Delecluse, C. (2013). The contribution of step characteristics to sprint running performance in high-level male and female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), 116-124. doi: 10.1519/JSC.0b013e31825183ef
- Delecluse, C. H., Van Coppenolle, H., Willems, E., Diels, R., Goris, M., Van Leemputte, M., & Vuylsteke, M. (1995). Analysis of 100 meter sprint performance as a multi-dimensional skill. *Journal of Human Movement Studies*, 28(2), 87-101.
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347-364. doi: 10.1016/j.csm.2010.03.013
- Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012a). Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*, 215(Pt 11), 1944-1956. doi: 10.1242/jeb.064527
- Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012b). Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *The Journal of Experimental Biology*, 215(Pt 11), 1944-1956. doi: 10.1242/jeb.064527
- Dowell, L. J., Jubela, R., & Mamaliga, E. (1975). A cinematographical analysis of the 100 yard dash during acceleration and at optimum velocity, during acceleration and at optimum velocity, acceleration zero. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 15(1), 20-25.
- Elliott, B. C., & Blanksby, B. A. (1979). Optimal stride length considerations for male and female recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, 13(1), 15-18.
- Epstein, D. (2014). Are athletes really getting faster, better, stronger? TED Talk. from [https://www.ted.com/talks/david\\_epstein\\_are\\_athletes\\_really\\_getting\\_faster\\_better\\_stronger](https://www.ted.com/talks/david_epstein_are_athletes_really_getting_faster_better_stronger)
- Exell, T. A., Gittoes, M. J., Irwin, G., & Kerwin, D. G. (2012). Considerations of force plate transitions on centre of pressure calculation for maximal velocity sprint running. *Sports Biomechanics*, 11(4), 532-541.
- Exell, T. A., Irwin, G., Gittoes, M. J., & Kerwin, D. G. (2012). Implications of intra-limb variability on asymmetry analyses. *Journal of Sports Sciences*, 30(4), 403-409. doi: 10.1080/02640414.2011.647047
- Exell, T. A., Kerwin, D., Irwin, G., & Gittoes, M. J. (2011). Lower-limb biomechanical asymmetry in maximal velocity sprint. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 11(2), 491-494.
- Falk, B., Weinstein, Y., Dotan, R., Abramson, D. A., Mann-Segal, D., & Hoffman, J. R. (1996). A treadmill test of sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 6(5), 259-264.
- Farley, C. T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 181-186.
- Fortier, S., Basset, F. A., Mbourou, G. A., Faverial, J., & Teasdale, N. (2005). Starting Block Performance in Sprinters: A Statistical Method for Identifying Discriminative Parameters of the Performance and an Analysis of the Effect of Providing Feedback over a 6-Week Period. *Journal of Sports Science & Medicine*, 4(2), 134-143.

- Franz, J. R., Paylo, K. W., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait and Posture*, 29(3), 494-498. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.11.011
- Frishberg, B. A. (1983). An analysis of overground and treadmill sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(6), 478-485.
- Girard, O., Mendez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability - part I: factors contributing to fatigue. *Sports Medicine*, 41(8), 673-694. doi: 10.2165/11590550-000000000-00000
- Gittoes, Marianne, Bezodis, Ian, & Wilson, Cassie. (2011). *Intra-limb kinematic strategies of maximum velocity phase sprint running performances*. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Gregg, R. D., Dhaher, Y. Y., Degani, A., & Lynch, K. M. (2012). On the mechanics of functional asymmetry in bipedal walking. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(5), 1310-1318. doi: 10.1109/tbme.2012.2186808
- Grillner, S., Halbertsma, J., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1979). The adaptation to speed in human locomotion. *Brain Research*, 165(1), 177-182.
- Guissard, N., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1992). EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(11), 1257-1263.
- Gunther, M., & Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of Biomechanics*, 35(11), 1459-1474.
- Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 4(1), 45. doi: 10.1186/1758-2555-4-45
- Hamner, S. R., & Delp, S. L. (2013). Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of Biomechanics*, 46(4), 780-787. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.11.024
- Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2709-2716. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- Harland, M. J., & Steele, J. R. (1997). Biomechanics of the sprint start. *Sports Medicine*, 23(1), 11-20.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of strength and conditioning research*, 21(3), 888-893. doi: 10.1519/r-22096.1
- Hay, J. G. (1993). *The biomechanics of sports techniques*. 4th ed.
- Hay, J. G. (2002). Cycle rate, length, and speed of progression in human locomotion. / Frequence et longueur du cycle, et vitesse de progression en locomotion humaine. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(3), 257-270.
- Hewit, J. K., Cronin, J. B., & Hume, P. A. (2013). Kinematic factors affecting fast and slow straight and change-of-direction acceleration times. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), 69-75. doi: 10.1519/JSC.0b013e31824f202d
- Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J., Okuwaki, T., & Fukubayashi, T. (2010). Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*, 28(10), 1085-1092. doi: 10.1080/02640414.2010.494308

- Hobara, H., Sato, T., Sakaguchi, M., Sato, T., & Nakazawa, K. (2012). Step frequency and lower extremity loading during running. *International Journal of Sports Medicine*, 33(4), 310-313. doi: 10.1055/s-0031-1291232
- Hoshikawa, Y., Muramatsu, M., Iida, T., Uchiyama, A., Nakajima, Y., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2006). Influence of the psoas major and thigh muscularity on 100-m times in junior sprinters. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(12), 2138-2143. doi: 10.1249/01.mss.0000233804.48691.45
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004a). Interaction of step length and step rate during sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(2), 261-271. doi: 10.1249/01.mss.0000113664.15777.53
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004b). Interaction of step length and step rate during sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(2), 261-271. doi: 10.1249/01.mss.0000113664.15777.53
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 31-43.
- Inman, V. T. (1966). Human locomotion. *Canadian Medical Association Journal*, 94(20), 1047-1054.
- Jaskolska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskolski, A., & Skinner, J. S. (1999). Comparison of treadmill and cycle ergometer measurements of force-velocity relationships and power output. *International Journal of Sports Medicine*, 20(3), 192-197.
- Jaskolski, A., Veenstra, B., Goossens, P., Jaskolska, A., & Skinner, J. S. (1996). Optimal resistance for maximal power during treadmill running. *Sports Medicine, Training & Rehabilitation*, 7(1), 17-30.
- Jung, C. K., & Park, S. (2014). Compliant bipedal model with the center of pressure excursion associated with oscillatory behavior of the center of mass reproduces the human gait dynamics. *Journal of Biomechanics*, 47(1), 223-229. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.09.012
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., & Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11(5), 253-259.
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., & Alexander, R. M. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325(7000), 147-149. doi: 10.1038/325147a0
- Kerdok, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G., & Herr, H. M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol (1985)*, 92(2), 469-478. doi: 10.1152/jappphysiol.01164.2000
- Kivi, D. M., Maraj, B. K., & Gervais, P. (2002). A kinematic analysis of high-speed treadmill sprinting over a range of velocities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(4), 662-666.
- Komi, P. V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 12, 81-121.
- Kram, R., Griffin, T. M., Donelan, J. M., & Chang, Y. H. (1998). Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology*, 85(2), 764-769.

- Kram, R., & Powell, A. J. (1989). A treadmill-mounted force platform. *J Appl Physiol* (1985), 67(4), 1692-1698.
- Krzysztof, M., & Mero, A. (2013). A kinematics analysis of three best 100 m performances ever. *Journal of Human Kinetics*, 36, 149-160. doi: 10.2478/hukin-2013-0015
- Kugler, F., & Janshen, L. (2010). Body position determines propulsive forces in accelerated running. *Journal of Biomechanics*, 43(2), 343-348. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.041
- Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyrolainen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(1), 166-173.
- Kunz, H., & Kaufmann, D. A. (1981). Biomechanical analysis of sprinting: decathletes versus champions. *British Journal of Sports Medicine*, 15(3), 177-181.
- Lai, A., Schache, A. G., Lin, Y. C., & Pandy, M. G. (2014). Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. *Journal of Experimental Biology*, 217(Pt 17), 3159-3168. doi: 10.1242/jeb.100826
- Lakomy, H. K. A. (1987). The use of a non-motorized treadmill for analyzing sprint performance. *Ergonomics*, 30(4), 627-637. doi: 10.1080/00140138708969756
- Lipsitz, L. A. (2002). Dynamics of stability: the physiologic basis of functional health and frailty. *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(3), B115-125.
- Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1980). Force-, power-, and elasticity-velocity relationships in walking, running, and jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 44(3), 279-289.
- Macera, C. A., Pate, R. R., Powell, K. E., Jackson, K. L., Kendrick, J. S., & Craven, T. E. (1989). Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Archives of Internal Medicine*, 149(11), 2565-2568.
- Mann, R. A., & Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 8(5), 345-350.
- Margaria, R., Cerretelli, P., Aghemo, P., & Sassi, G. (1963). Energy cost of running. *Journal of Applied Physiology*, 18, 367-370.
- Masani, K., Kouzaki, M., & Fukunaga, T. (2002). Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 92(5), 1885-1890. doi: 10.1152/jappphysiol.00969.2000
- McKenna, M., & Riches, P. E. (2007). A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17(6), 649-655. doi: 10.1111/j.1600-0838.2006.00625.x
- Mero, A. (1988). Force-time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 59(2), 94-98.
- Mero, A., & Komi, P. V. (1990). Reaction time and electromyographic activity during a sprint start. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(1-2), 73-80.
- Mero, A., Komi, P. V., & Gregor, R. J. (1992). Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Medicine*, 13(6), 376-392.
- Mero, A., Kuitunen, S., Harland, M., Kyrolainen, H., & Komi, P. V. (2006). Effects of muscle-tendon length on joint moment and power during sprint starts. *Journal of Sports Sciences*, 24(2), 165-173. doi: 10.1080/02640410500131753



- Mero, A., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1983). A biomechanical study of the sprint start. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 5(1), 20-28.
- Mero, A., Luhtanen, P., Viitasalo, J. T., & Komi, P. V. (1981). Relationship between the maximal running velocity, muscle fiber characteristics, force production and force relaxation of sprinters. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 3(1), 16-22.
- Miller, R. H., Umberger, B. R., & Caldwell, G. E. (2012). Limitations to maximum sprinting speed imposed by muscle mechanical properties. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1092-1097. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.04.040
- Morin, J. B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., & Lacour, J. R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3921-3930. doi: 10.1007/s00421-012-2379-8
- Morin, J. B., Edouard, P., & Samozino, P. (2011). Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1680-1688. doi: 10.1249/MSS.0b013e318216ea37
- Morin, J. B., & Seve, P. (2011). Sprint running performance: comparison between treadmill and field conditions. *European Journal of Applied Physiology*, 111(8), 1695-1703. doi: 10.1007/s00421-010-1804-0
- Morin, J. B., Slawinski, J., Dorel, S., de Villareal, E. S., Couturier, A., Samozino, P., . . . Rabita, G. (2015). Acceleration capability in elite sprinters and ground impulse: Push more, brake less? *Journal of Biomechanics*. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.07.009
- Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147-155.
- Murphy, A. J., Lockie, R. G., & Coutts, A. J. (2003). Kinematic determinants of early acceleration in field sport athletes. *Journal of Sports Science & Medicine*, 2(4), 144-150.
- Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., & Zushi, K. (2014). Kinematics of transition during human accelerated sprinting. *Biology Open*, 3(8), 689-699. doi: 10.1242/bio.20148284
- Nagahara, R., Naito, H., Morin, J. B., & Zushi, K. (2014). Association of Acceleration with Spatiotemporal Variables in Maximal Sprinting. *International Journal of Sports Medicine*. doi: 10.1055/s-0033-1363252
- Nielsen, R. O., Nohr, E. A., Rasmussen, S., & Sorensen, H. (2013). Classifying running-related injuries based upon etiology, with emphasis on volume and pace. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(2), 172-179.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227. doi: 10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x
- Norton, K., & Olds, T. (2001). Morphological evolution of athletes over the 20th century: causes and consequences. *Sports Medicine*, 31(11), 763-783.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7(1), 77-95.
- Nunns, M., House, C., Fallowfield, J., Allsopp, A., & Dixon, S. (2013). Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities. *Journal of Biomechanics*, 46(15), 2603-2610. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.08.009
- O'Connor, H., Olds, T., & Maughan, R. J. (2007). Physique and performance for track and field events. *Journal of Sports Sciences*, 25 Suppl 1, S49-60. doi: 10.1080/02640410701607296

- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*, 13(4), 843-863.
- Plamondon, A., & Roy, B. (1984). [Kinematics and kinetics of sprint acceleration]. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 9(1), 42-52.
- Reilly, Williams, C., Snell, P., Secher, N. N., & Reilly, Thomas. (1990). *Physiology Of Sports* (N. Y. London ; E. & F.N. Spon Ed. 1st ed. ed.).
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1093-1100. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181677530
- Sadeghi, H., Allard, P., & Duhaime, M. (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*, 16(2/3), 243-258.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12(1), 34-45.
- Salo, A. I., Bezodis, I. N., Batterham, A. M., & Kerwin, D. G. (2011). Elite sprinting: are athletes individually step-frequency or step-length reliant? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(6), 1055-1062. doi: 10.1249/MSS.0b013e318201f6f8
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine*, 34(7), 465-485.
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D. A., Wrigley, T. V., Starr, R., & Bennell, K. L. (2001). A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 667-680.
- Seeley, M. K., Umberger, B. R., & Shapiro, R. (2008). A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait and Posture*, 28(1), 24-28. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.09.006
- Serpell, B. G., Ball, N. B., Scarvell, J. M., & Smith, P. N. (2012). A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *Journal of Sports Sciences*, 30(13), 1347-1363. doi: 10.1080/02640414.2012.710755
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Leveque, J. M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., & Cheze, L. (2010). Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(4), 896-905. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181ad3448
- Slawinski, J., Dumas, R., Cheze, L., Ontanon, G., Miller, C., & Mazure-Bonnefoy, A. (2012). 3D kinematic of bunched, medium and elongated sprint start. *International Journal of Sports Medicine*, 33(7), 555-560. doi: 10.1055/s-0032-1304587
- Subotnick, S. I. (1985). The biomechanics of running. Implications for the prevention of foot injuries. *Sports Medicine*, 2(2), 144-153.
- Tatem, A. J., Guerra, C. A., Atkinson, P. M., & Hay, S. I. (2004). Athletics: momentous sprint at the 2156 Olympics? *Nature*, 431(7008), 525. doi: 10.1038/431525a
- Tellez, T., & Doolittle, D. (1984). Sprinting - from start to finish. *Track Technique*(88), 2802-2805.
- Trivers, R., Fink, B., Russell, M., McCarty, K., James, B., & Palestis, B. G. (2014). Lower body symmetry and running performance in elite Jamaican track and field athletes. *PLoS One*, 9(11), e113106. doi: 10.1371/journal.pone.0113106

- Trivers, R., Palestis, B. G., & Manning, J. T. (2013). The symmetry of children's knees is linked to their adult sprinting speed and their willingness to sprint in a long-term Jamaican study. *PLoS One*, 8(8), e72244. doi: 10.1371/journal.pone.0072244
- Vagenas, George, & Hoshizaki, Blaine. (1992). A Multivariable Analysis of Lower Extremity Kinematic Asymmetry in Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8(1), 11-29.
- Van Caekenberghe, I., Segers, V., Willems, P., Gosseye, T., Aerts, P., & De Clercq, D. (2013). Mechanics of overground accelerated running vs. running on an accelerated treadmill. *Gait and Posture*, 38(1), 125-131. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.022
- Weyand, P. G., & Davis, J. A. (2005). Running performance has a structural basis. *The Journal of Experimental Biology*, 208(Pt 14), 2625-2631. doi: 10.1242/jeb.01609
- Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology*, 89(5), 1991-1999.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193-214. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Yeung, S. S., Suen, A. M., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British Journal of Sports Medicine*, 43(8), 589-594. doi: 10.1136/bjsm.2008.056283
- Zijlstra, W. (2004). Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 92(1-2), 39-44. doi: 10.1007/s00421-004-1041-5

