UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

74ème section du CNU

Ecole Doctorale 566

Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain

Habilitation à diriger des recherches

Étude du rôle des segments lors de la course de sprint à l'aide du calcul de l'énergie et de la puissance mécanique.

Présentée le 06/12/2018

Jean SLAWINSKI

Jury :

Tarak DRISS Université Paris Nanterre (Référent)	Rapporteur
Christophe HAUTIER, Université de Lyon	Rapporteur
Jean-Benoit MORIN, Université de Nice	Rapporteur
Christophe CLANET, Université de Paris Saclay	Examinateur
Giovanni de MARCO, Université Paris Nanterre	Examinateur
Pietro di PRAMPERO, Université d'Udine, Italie	Examinateur
Henry VANDEWALLE, Université Paris 13	Examinateur

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier l'ensemble des membres du jury. Mes rapporteurs, le professeur Jean-Benoit Morin et Christophe Hautier ainsi que mes examinateurs, Giovanni de Marco, Christophe Clanet, Henry Vandewalle et Pietro di Prampero qui me font l'honneur d'évaluer mon travail. Des remerciements particuliers pour mon rapporteur interne à l'Université Paris Nanterre, Tarak Driss, qui depuis mon arrivée à l'UFR STAPS n'a cessé de m'aider et de m'encourager dans mon métier d'enseignant chercheur. Tarak je te remercie profondément pour ta bienveillance constante et tes conseils avisés à mon égard.

Une pensée particulière pour Daniel Dinu et Didier Pradon qui m'ont accueilli à l'INSEP et à l'hôpital de Garches. Un grand merci à mes collaborateurs et co-directeurs de thèse, Claire Tourny, Giovanni de Marco, Nicolas Termoz, Laurence Kern qui m'ont accompagné dans les nombreux projets scientifiques menés à l'UFR STAPS.

Merci aux personnes que j'ai croisées durant mon parcours professionnel pour leurs apports humains et scientifiques. Mes remerciements vont particulièrement à Christine Hanon, Christian Miller, Jean-Michel Lévèque, Giuseppe Rabita, Laurent Laffite, Pierre-Marie Leprêtre, Nicolas Houel, Valery Bocquet, Christophe Chatain, Alice Bonnefoy et Guy Ontanon.

Mes remerciements vont également aux collègues de l'UFR STAPS et du SUAPS de l'Université Paris Nanterre, José Estéban qui m'a redonné goût à la pratique de l'athlétisme, Eric Marchetti, Ludovic Buanec, Didier Séguillon qui m'ont acceuilli dans la filière APAS de l'UFR STAPS de l'Université Paris Nanterre. Je n'oublierai pas non plus tous mes collègues administratifs qui m'ont aidé au quotidien à l'UFR STAPS, en particulier Isabelle Cartereau, Frédéric Olivari, Virginie Nunez Dubois, Maryline Treal et Nathalie Lemoigne.

A mon Père, ma mère, ma famille qui m'ont toujours soutenu et accompagné. A ma compagne, pour ton aide précieuse et ta patience dans la dernière ligne droite.

Bien sûr, je n'oublierai pas Antoine, qui n'a cessé de m'encourager par ses « papa tu as travaillé sur ton HDR ? » !

A la mémoire de ma Grand-Mère et de ma Grand-Tante.

Sommaire

Chapitre I. Titre et Travaux p.5

1. Curriculum Vitae p.5

2. Activités Pédagogiques p.8

3. Activités Administratives p.14

4. Activités Scientifiques p.15

Chapitre II. Activités de recherche et synthèse p.26

1. Introduction générale p.26

2. Déterminants mécaniques de la course de sprint p.31

A) Variables spatio-temporelles et cinématiques lors de la course de sprint p.31

- *Phase de starting-block **(étude expérimentale 1)** p.33*
- *Phases d'accélération et de transition p.39*
- *Phase de décélération p.40*
- *Conclusion p.40*

B) Variables cinétiques lors de la course de sprint p.41

- *Phase de starting-block p.41*
- *Phases d'accélération et de transition **(étude expérimentale 2)** p.43*
- *Phase de décélération p.48*
- *Conclusion p.48*

C) Travail et puissance mécanique du centre de masse lors de la course de sprint p.48

- *Phase de starting-block p.48*
- *Phases d'accélération et de transition **(étude expérimentale 3)** p.50*
- *Phase de décélération **(étude expérimentale 4)** p.54*
- *Conclusion p.60*

***3.* Analyse des contributions de chaque segment à la propulsion lors du départ et des premiers appuis de la course de sprint** p.62

A) Contribution des membres inférieurs p.62

B) Contribution du tronc et des membres supérieurs p.66

*C) Effet du type de départ (début ou accroupi) sur l'énergie cinétique des différents segments **(étude expérimentale 5)** p.69*

- *Introduction p.69*
- *Matériel et méthode p.71*
- *Résultats p.74*
- *Discussion p.77*
- *Conclusion p.79*

*D) Etude de l'énergie cinétique des différents segments lors de la phase de starting-block chez des sprinters de haut niveau **(étude expérimentale 6)** p.81*

- *Introduction et méthode p.81*
- *Résultats p.81*

- *Discussion et conclusion* *p.86*

E) Comparaison de la contribution des différents segments à la propulsion entre la phase de starting-block et le premier appui de la course de sprint ***(étude expérimentale 7)*** *p.88*

- *Introduction* *p.88*
- *Matériel et méthode* *p.88*
- *Résultat* *p.88*
- *Discussion* *p.90*
- *Conclusion* *p.91*

4. **Synthèse** p.93

Chapitre III. Projets p.96

1. **Projet 1: le départ et après ? Analyse de la contribution de chaque segment à la propulsion lors de la course de sprint** p.96
2. **Projet 2 : Effets de deux soutiens sur l'augmentation de la pratique l'activité physique chez des patients atteints de SEP** p.101
3. **Conclusion** p.103

Bibliographie p.105

Chapitre I. Titres et travaux

1. CURRICULUM VITAE

Jean Slawinski
Né le 11 Janvier 1975
Adresse personnelle : 8 rue de l'Abbaye, 75006 PARIS
Numéros de téléphone : 01 43 29 27 82 / 06 80 78 07 79
Email : jslawinski@parisnanterre.fr

Situation actuelle

Maître de Conférences (74ème section) à l'UFRSTAPS de l'Université Paris Nanterre (UPN) depuis Septembre 2011.

Chercheur au CeRSM EA 2931 et chercheur associé au Laboratoire Sport, Expertise et Performance de l'INSEP ainsi qu'au GRTCH de l'hôpital Raymond Poincaré à Garches

Soutenance d'une habilitation à diriger des recherches : Novembre 2018

Formation académique

2003 : **Doctorat** en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS) de l'Université d'EVRY.

Titre : Effets de la fatigue et du niveau d'entraînement : Etude des relations entre les coûts énergétique et mécanique en course à pied.

Direction : Véronique BILLAT, Professeur à l'Université d'Evry et co-direction par Michel TAVERNIER, Directeur de la cellule recherche de la fédération française de ski et Maître de Conférences à l'Université de Paris VII.

Mention : Très honorable

1999 : **Diplôme Européen (post-graduate) :** « Laboratory and field assessment of aerobic performance » (Rome).

1998 : **D.E.A.** de Physiologie et Biomécanique de la Performance Motrice, à l'Université Paris V : « Variabilité du temps limite à vVO_{2max} : influence des facteurs biomécaniques » Université Paris V.

1997 : **Maîtrise STAPS** Mention Entraînement Sportif Université Paris V.

1996 : **Licence STAPS** Mention Entraînement Sportif Université Bordeaux 2.

Autres diplômes

2004 Brevet National de Sécurité et de Sauvetage aquatique **(BNSSA).**

2002 **Brevet d'état 1er degré,** option athlétisme.

Expériences professionnelles

2011- Présent	**MCF** à l'Université Paris Nanterre (UPN)
2010 – 2011	**Fédération Française de Tennis,** préparateur physique au pôle INSEP.
	Post doctorat à l'Hôpital de Garches, concernant la mesure du travail mécanique et de la dépense énergétique chez des patients hémiplégiques
	Enseignant vacataire à l'ILEPS (Physiologie et Biomécanique)
2006 – 2010	**Team Lagardère**, conseiller scientifique (recherche, évaluation, suivi de l'entraînement des athlètes et des tennismen du Team).
2005 – 2006	**INSEP**, Enseignant Chercheur au Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie.
2004 – 2005	Enseignant vacataire et formateur Brevet d'état.
2003 – 2004	Chargé de mission sur les métiers de la natation à la DRDJS d'Ile de France.
2001 – 2003	**ATER** au STAPS de Strasbourg et de Bobigny

Compétences techniques

Analyse cinématique
Le calcul du travail mécanique dans mon travail de thèse m'a familiarisé à l'analyse du geste par vidéo (calcul du travail mécanique, mesure des positions du centre de masse). Le travail mené au sein du Team Lagardère m'a permis de me former à l'utilisation du système Motion Analysis.

Plate-forme de force
Maîtrise de l'utilisation de la plate-forme de force ainsi que du traitement de son signal.

Accélérométrie – centrale inertielle
La mesure de la puissance développée lors d'un test de charge-vitesse à l'aide d'un accéléromètre ainsi que l'utilisation du système Xsens composé de 17 centrales inertielles.

Mesure des temps d'appuis
L'utilisation d'un système de mesure embarqué des temps d'appuis et de vol du pied pour mon DEA, l'utilisation de l'optojump, ainsi que la collaboration avec la société SMTCH dans l'utilisation de semelles de mesure de la pression plantaire m'ont familiarisé à l'utilisation du temps d'appui et du temps de vol en course à pied.

EMG (familiarisé)
Dans le cadre des différents projets de recherche menés à l'INSEP, j'ai été amené à mesurer l'activité musculaire du droit fémoral, du vaste latéral, du gastrocnémien, et du biceps fémoral en course.

Echographie (familiarisé)
Utilisation d'un échographe dans le cadre de la mesure des angles de pennation musculaire des sprinteurs du Team Lagardère.

Cinétiques de la consommation d'oxygène
Depuis mon DEA, où j'ai testé la première version du K4b2, je maîtrise la mesure de la consommation d'oxygène ainsi que les méthodes d'exploitation de sa cinétique. De plus, lors du congrès de l'ECSS à Rome en 1999, j'ai suivi une formation dispensée par le CONI, en association avec la société Cosmed, sur les méthodes de mesure de la consommation d'oxygène (Diplôme européen : « Laboratory and field assessment of aerobic performance »).

NIRS
Etude de l'oxygénation musculaire à l'aide d'une NIRS portable (portamon) chez le tennisman élite.

Lactate
Mes divers travaux m'ont amené à mesurer la concentration d'acide lactique dans le sang à l'aide du Lactate Pro.

Techniques de développement des qualités musculaire et cardio-vasculaire
Utilisation et développement du logiciel RHEA PRO.

2. ACTIVITÉS PÉDAGOGIQUES

Ma carrière a débuté en tant que vacataire à l'UFR STAPS de l'Université Paris V en 1998. J'étais alors en DEA dans cette même université. J'assurais des enseignements sur la préparation physique. Entre 2001 et 2003, j'ai assuré la fonction d'attaché temporaire d'enseignement et de recherche (ATER) à l'UFR STAPS de Strasbourg puis de Bobigny. J'y ai ainsi assuré des enseignements concernant l'anatomie, la biomécanique et la méthodologie de l'entraînement.

Suite à l'obtention de ma thèse, et tout en poursuivant mes recherches à l'INSEP au Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie dirigé par Christian Miller, j'ai assuré des vacations à l'UFR STAPS d'Evry, à l'Institut Libre d'Education Physique et Sportive de Cergy-Pontoise (ILEPS) et au Centre de Formation des Apprentis du Paris Saint Germain en Physiologie de l'Exercice et Biomécanique. Après mon recrutement au TeamLagardère, j'ai continué à intervenir en physiologie et biomécanique notamment à l'UFRSTAPS d'Amiens en Master Entraînement.

Depuis ma prise de fonction de MCF à l'UFR STAPS de l'UPN en septembre 2011, mes enseignements sont essentiellement centrés sur le champ de la physiologie générale, de l'exercice, de la biomécanique, des méthodologies d'évaluation et enfin de l'athlétisme.

L'essentiel des activités d'enseignement

Période 1 (1998-2003) : Thèse et ATER

Durant cette période, j'ai découvert et été initié au métier de MCF. J'ai été intervenant en première année de Licence à l'UFRSTAPS de Strasbourg en amphithéâtre d'Anatomie, en Biomécanique, en Ergonomie et en Athlétisme. J'ai aussi assuré des cours de méthodologie de l'entraînement en Licence et Master 1 à l'UFRSTAPS de paris V. Enfin, j'ai encadré des cours d'informatique à l'UFRSTAPS de Bobigny

Période 2 (2003-2011) : INSEP et TeamLagardère

Cette période a plus particulièrement été consacrée à l'accompagnement scientifique de la performance au travers de mes missions tant à l'INSEP qu'au TeamLagardère. Cependant, j'ai toujours conservé une activité d'enseignement auprès des étudiants de l'INSEP et candidats au brevet d'état ou à l'UFRSTAPS d'Amiens en Master entraînement.

Période 3 (2011-Présent) : Nomination et investissement en tant que MCF à l'UFR STAPS l'UPN

Ma fonction de MCF à l'UFR STAPS de l'UPN m'a amené à enseigner et coordonner tout un ensemble d'enseignements :

- ✓ Licence 1 : Physiologie générale (responsable de l'enseignement depuis 2011)
  Biomécanique
  Pratique athlétisme
- ✓ Licence 2 : Biomécanique
  Méthode et mesure des paramètres de la motricité
- ✓ Licence 3 : Activité Physique Adapté Santé :

Élaboration de programme (Renforcement musculaire et aérobie)
Nouvelles Technologies de l'Information et de la communication

- ✓ Licence 3 Gestion et Développement des Organisations des Services Sportifs et de Loisirs :
  Fonctionnement du corps
  Test de la condition physique

- ✓ Master 1 Activité Physique Adapté Santé :
  Élaboration de programme en APAS
  Perspectives en APAS
  Technique de communication

- ✓ Master 1 Enseignement :
  Physiologie de l'enfant et de l'adolescent

- ✓ Master 1 Professorat des écoles :
  Numérique et EPS

- ✓ Master 1 Psychologie et Neurosciences du Mouvement Exercice, Performance et Santé :
  Le seuil ventilatoire

- ✓ Master 2 Activité Physique Adaptée Santé :
  Troubles métaboliques (Cardiovasculaires et ventilatoires)

- ✓ Master 2 Enseignement :
  Physiologie et EPS
  Les méthodes de mesures scientifiques

- ✓ Master 2 Professorat des écoles :
  Les filières énergétiques

- ✓ Master 2 Psychologie et Neurosciences du Mouvement Exercice, Performance et Santé :
  Le coût énergétique

Les encadrements principaux d'étudiants

Thèse
Deux étudiants co-encadrés en thèse :

- Emilie Dematte actuellement en 2ème année de thèse sur « L'effet de deux soutiens motivationnels sur l'augmentation de l'activité physique (AP) et la fatigue chez des patients atteints de Sclérose en Plaques (SEP) ». Emilie est co-encadrée par le Pr Giovanni Di Marco.

- Julien Frère qui a travaillé sur la « Contribution de l'analyse EMG des muscles des membres supérieurs pour l'entraînement au saut à la perche ». Il été co-encadré par Claire Tourny Chollet et il a soutenu son travail le 27 Novembre 2009 (Université de Rouen). Il est actuellement MCF à l'UFRSTAPS de Nancy - https://www.theses.fr/151476756.

Master
Depuis 2003 j'ai encadré **23 Master 1** et **32 Master 2** à la fois dans la filière professionnelle et dans celle de la recherche..

Master 2 :

- *Université Paris Nanterre UFR STAPS (Master CEPAPAS)*

Sclérose en plaques, les effets de la motivation de pleine conscience sur la pratique de l'activité physique. Clément Regouby, 2017-2018.

Sclérose en plaques, les effets de la motivation sur la pratique de l'activité physique. Estelle Arnaud, 2017-2018.

La capacité fonctionnelle et les habiletés conversationnelles chez des individus vivant avec la schizophrénie : altérations et effets d'un programme d'Activités Physiques Adaptées. Robin Milesi, 2017 – 2018, co-encadré avec Laurence Kern.

Etude multicentrique contrôlée en groupes parallèles testant l'efficacité d'un soutien motivationnel sur l'augmentation de l'activité physique et son effet sur la fatigue et la qualité de vie chez des patients atteints de Sclérose en Plaques. Arthur Placenti, 2017–2018.

Utilisation de l'accélérométrie comme méthode de prédiction de la dépense énergétique chez les patients cérébraux lésés au cours d'une tache locomotrice. Leo Barassin, 2017–2018 ; co-encadré avec Didier Pradon.

Impact d'un traitement associant des injections de toxine botulique à un programme d'auto-rééducation, sur la fonction motrice du membre supérieur de patients hémiparétiques chroniques. Yves-Pierre Chevalier, 2015-2016 ; co-encadré avec Didier Pradon.

Déconditionnement et fatigue périphérique dans la sclérose en plaques : évaluation de la force maximale volontaire sur dynamomètre isocinétique à la suite d'un programme d'APA en milieu hospitalier. Waddoud Abdelatif, 2015-2016 ; co-encadré avec Sophie Hameau.

Effet d'un renforcement musculaire des fléchisseurs et extenseurs du genou sur dynamomètre isocinétique sur la force de patients atteints de sclérose en plaques. Margaux Leroux, 2014-2015 ; co-encadré avec Sophie Hameau.

Liens entre la condition Physique objective et subjective chez les étudiants. Thomas Dubost, 2014-2015 ; co-encadré avec Laurence Kern.

Mise en relation de la condition physique objective et subjective sur la population étudiante. Marin Charrier, 2014-2015 ; co-encadré avec Laurence Kern.

Effets d'un projet global d'activité physique sur la Qualité de Vie au Travail d'employés d'une usine aéronautique. Lorelei Tallandier, 2014-2015 ; co-encadré par Nicolas Termoz et Eric Marchetti.

Place de l'évaluation à l'effort dans l'étude de la dysfonction cardiaque associée aux rhabdomyomes cardiaques dans la Sclérose Tubéreuse de Bourneville : étude exploratoire. Adeline Schirmer, 2012-2013 (collaboration avec l'Université de Montreal) ; co-encadrée avec Daniel Curnier.

Analyse des réponses cardio-respiratoires chez des personnes blessées médulaires lors de la propulsion du fauteuil roulant sur tapis roulant en fonction de différentes vitesses et

inclinaisons de pente. Ludivine Ananos, 2012-2013 (collaboration avec l'Université de Montreal) ; co-encadré avec Dany Gagnon.

Comparaison des paramètres cardio-respiratoires et fonctionnels, mesurés lors du test de marche de six minutes et du test de marche de deux minutes sur place. Carméline Boniface, 2012-2013.

Influence de la fatigue musculaire des extenseurs du genou sur la marche et sur le risque de chute de personnes hémiparétiques. Eric Delouf, 2012-2013 ; co-encadré avec Raphaël Zory.

Programme de réentraînement à l'effort sur cyclo-ergomètre dans la maladie de parkinson : effets de l'intensité de l'exercice sur la fonction motrice et la qualité de vie. Marie Blin, 2012-2013.

Le Timed up and go et sa représentation motrice mentale chez des patients hémiparétiques et des sujets sains. Maxime Geiger, 2012-2013 ; co-encadré avec Nicolas Termoz.

Effets de l'inclusion de marche nordique à un programme de réadaptation cardio-vasculaire sur les paramètres cardio-respiratoires et la perception de l'effort de patients pontés. Claudie Demange, 2011-2012.

Effets de la fatigue musculaire sur la spasticité et la force volontaire des fléchisseurs de genou chez des patients hémiplégiques. Mickaël Teixeira, 2011-2012 ; co-encadré avec Raphaël Zory.

- *Université Paris Nanterre UFR STAPS (Master PNMEPS)*

Les contributions segmentaires chez le sprinteur mesurées à l'aide d'une combinaison de centrales inertielles. Camille Moreau, 2017–2018 .

Effet de l'expertise au basketball compétitif sur les paramètres cinématiques du tir à 3 points. Afentoula Chatzi, 2016-2017 ; co-encadré avec Daniel Dinu.

Contribution à la validation de la technologie inertielle : étude de la concordance entre les cinématiques articulaires issues du système inertiel Moven par rapport au système Vicon. Martin Fayolas, 2015-2016 ; co-encadré avec Nicolas Houel et Daniel Dinu.

Effets de la déshydratation sur les paramètres cinématiques du tir à 3 points dynamique au basketball. Marine Jacquet, 2015-2016 ; co-encadré avec Daniel Dinu.

Le tir à 3 points au basketball effets de la déshydratation sur les paramètres cinématiques. Elsa Leguy, 2015-2016 ; co-encadré avec Daniel Dinu.

Effets de la fatigue et de la distance sur les paramètres biomécaniques et la précision du tir à 3 points au basketball. Julien Poli, 2013-2014 ; co-encadré avec Daniel Dinu (INSEP).

Analyse cinétique et cinématique du 1er pas lors d'un départ de course pieds alignés : influence sur la performance. Kevin Lissajoux, 2012-2013 ; co-encadré avec Nicolas Termoz.

L'effet d'une technique osthéopathique appliquée à l'articulation temporo-mandibulaire sur les paramètres biomécaniques et la dépense énergétique de la marche. Samia Youssef, 2011-2012 .

- *Université Paris Nanterre UFR STAPS (Master MEEF - EPS)*

Etude des relations entre le coût énergétique de la marche et la détente verticale. Thibault Lelong, 2012-2013 .

L'effet des ajustements posturaux anticipateurs sur le décalage entre le centre de pression et le centre de masse lors d'un départ en sprint d'une course pieds parallèles. Thomas Rollo, 2012-2013 ; co-encadré avec Nicolas Termoz.

Influence du décalage CP-CG sur le temps de réaction du départ de la course de vitesse. Yoan Fleury, 2012-2013 ; co-encadré avec Nicolas Termoz.

- *Université Paris Est Créteil (INSEP)*

Effet de la fatigue sur les paramètres cinématiques du tir du lancer-franc au basket-ball. Sinisa Karganovic, 2014-2015 ; co-encadré par Daniel Dinu (INSEP).

- *Université de d'Evry Val d'Essonne Département STAPS*

Relation fréquence cardiaque-vitesse chez le cheval de course élite : effet de l'entraînement et de la fatigue. Baptiste Planchon, 2002-2003 (Université d'Evry) ; co-encadré avec Véronique Billat.

Master 1 :

- *Université Paris Nanterre UFR STAPS (Master CEPAPAS)*

Effets des entrainements aérobie, musculaire et fonctionnel sur les capacités fonctionnelles et le bien-être psychologique chez des personnes post-AVC. Ikram Zbidi, 2017-2018 .

Sclérose en plaques, activité physique, motivation et l'effet dans le temps. Camille Dulac, 2017-2018.

Effet de l'activité physique « vélo en navigation virtuelle » sur l'amélioration de la condition physique objective et subjective des patients alcoolo dépendants et boulimiques au cours de leur sevrage respectif. Celia Ayral, 2016-2017 ; co-dirigée avec Laurence Kern.

La SEP, activité santé bien-être. Clémént Regouby, 2016-2017 ; co-encadré par Emilie Dematte.

La SEP, les effets de la motivation sur la pratique physique, 2016-2017 ; co-encadré par Emilie Dematte.

Les étirements et la SEP. Mathieu Pinard, 2016-2017 co-encadré par Emilie Dematte.

Le renforcement musculaire des membres supérieurs et la SEP. Maxime Ibba, 2016-2017 ; co-encadré par Emilie Dematte.

La capacité fonctionnelle chez des individus atteints de schizophrénie : altération et effets d'un programme d'Activités Physiques Adaptées. Robin Milesi, 2016-2017 ; co-encadré avec Laurence Kern.

Mesure des déterminants des qualités aérobies chez des patients atteints de sclérose en plaques en pré et post entraînement. Leo Barassin, 2015-2016 ; co-encadré avec Didier Pradon.

Étude de la relation entre la raideur tendineuse de la cheville et le coût énergétique de course. Yves-Pierre Chevalier, 2014-2015.

Effet d'un entrainement à la puissance maximale aérobie et au seuil anaérobie sur la capacité aérobie chez les personnes atteintes de mucoviscidose. Adeline Schirmer, 2011-2012.

- *Université Paris Nanterre UFR STAPS (Master PNMEPS)*

Comparaison du profil force-vitesse du sprinteur mesuré à l'aide d'une combinaison inertielle et d'un radar. Camille Moreau, 2016-2017.

Analyse du direct, crochet, et de l'uppercut chez des boxeurs de haut niveau. Cédric Matter, 2016-2017 ; co-encadré avec Daniel Dinu.

Etude de validation de la technologie inertielle lors d'un mouvement de détente verticale. Elsa Leguy, 2014-2015 ; co-encadré avec Nicolas Houel et Daniel Dinu.

Etude de validation de la technologie inertielle lors d'un mouvement de Lancer. Marine Jacquet, 2014-2015 ; co-encadré avec Nicolas Houel et Daniel Dinu.

Etude de validation de la technologie inertielle lors de l'étude de la posture. Martin Fayolas, 2014-2015 ; co-encadré avec Nicolas Houel et Daniel Dinu.

Effet du type d'exercice sur l'estimation du temps limite. Meher Souabni, 2014-2015 ; co-encadré avec Hélène Petot.

Comparaison du temps passé à la consommation maximale d'oxygène lors de l'exercice continu et l'exercice sinusoïdal. Nassima Nechab, 2014-2015 ; co-encadré avec Hélène Petot.

Intégrabilité de la technologie de navigation inertielle dans l'étude du lancer franc au basketball. Julien Poli, 2012-2013 ; co-encadré avec Daniel Dinu.

- *Université Paris Est Créteil (INSEP)*

Les effets de l'entraînement sur les paramètres mécaniques de coureuses de 400 m de haut-niveau. Damien Rivière, 2005-2006.

Analyse du départ dos de deux nageurs de haut niveau. Hoa Tran Van, 2005-2006 (Université de Rouen) ; co-encadré avec Nicolas Houel.

- *Université d'Evry Val d'Essonne Département STAPS*

Les effets de 24 heures de marche sur la variabilité temporelle de la fréquence cardiaque et de la fréquence de pas. Stéphane Wrzyszcz, 2004-2005 (Université d'Evry).

Les effets de l'entraînement et de la fatigue étudiés chez le trotteur de compétition sur des facteurs physiologiques simples : la fréquence cardiaque et la vitesse. Emmanuelle Petit, 2002-2003 (Université d'Evry) ; co-encadré avec Véronique Billat.

3. ACTIVITÉS ADMINISTRATIVES

Responsabilités administratives

2016 – Présent **Responsable du Master 1** Conception et évaluation en Activités Physiques Adaptées Santé à l'UFR STAPS Paris Nanterre.

2014 – Présent **Responsable des Sportifs de Haut Niveau** à l'UFR STAPS Paris Nanterre.

2012 – 2016 **Responsable de la Licence 1** à l'UFR STAPS Paris Nanterre.

Responsabilités scientifiques

2017 – Présent Membre élu du Comité Consultatif par Discipline (CCD) 74ème section à l'Université Paris Nanterre.

2012 – Présent Membre du Comité de direction du Centre de Recherche sur le Sport et le Mouvement (CeRSM EA 2931).

2018

- Membre du jury de thèse de Dominique Prin sur la création et validation d'un outil low-cost d'analyse de la posture du cavalier 'ADPC'.

- Membre du comité de thèse de Maxime Caru : « Étude des effets de l'activité physique en oncologie : des paramètres physiologiques aux paramètres psychologiques » Université de Montréal.

- Membre du comité de thèse d'Enzo Hollville : « Impact du type de surface engazonnée sur les interactions muscle-tendon » Université Paris Descartes.

- Membre du CoS 74ème section à l'Université de Reims Champagne Ardennes.

- Membre du CoS 74ème section à l'UPN.

2017 Membre du CoS 74ème section à l'Université d'Orsay.

2016 Membre du CoS 74ème section à l'Université d'Evry.

2015 Membre du CoS 74ème section à l'UPN.

2014 Membre du CoS 74ème section à l'UPN.

2006 Membre du comité d'organisation des Journées Internationales des Sciences du Sports (JISS) à l'INSEP.

4. ACTIVITÉS SCIENTIFIQUES

Thématique de recherche

Ma thématique générale de recherche s'articule autour de la compréhension de la production du mouvement humain. Pour cela, je mesure l'énergie mécanique produite et consommée au cours du mouvement. Cette énergie est considérée comme un marqueur de la performance de l'individu. Au cours de mon parcours scientifique, j'ai ainsi utilisé cette mesure pour tester les effets de la fatigue et de l'entraînement chez le sportif et le patient atteint d'hémiplégie ou de sclérose en plaque. Aujourd'hui je me sers de cette énergie mécanique pour comprendre la propulsion du sprinter lors de la phase d'accélération.

Période 1 (1998-2004) : Thèse et INSEP

Mes travaux de thèse au Laboratoire d'étude de la physiologie et de l'exercice de l'Université d'Evry ont eu pour objectif de mieux comprendre les relations entre l'énergie mécanique produite et la dépense énergétique de la course à pied. Les paradigmes expérimentaux utilisés étaient la fatigue et l'entraînement. En effet, la fatigue comme l'entraînement induisent des modifications d'énergie mécanique ou de dépense énergétique. Il est ainsi possible de mesurer l'effet de la modification de la dépense énergétique sur l'énergie mécanique, ou inversement. Ces travaux ont mis en évidence que l'énergie mécanique de gesticulation (travail mécanique interne) augmentait avec la fatigue sans pour autant modifier la dépense énergétique (Slawinski et al. 2004 - 2005).
Ces travaux m'ont amenés à interroger d'autres paramètres mécaniques qui pourraient être reliés à la dépense énergétique. Ainsi au laboratoire de Biomécanique et de Physiologie de l'INSEP nous avons exploré avec Jacques Quièvre la raideur globale du coureur de demi-fond en lien avec son activité musculaire et le niveau de force développé lors de la phase d'appui (Slawinski et al. 2008 ; Rabita et al. 2011 ; Quièvre et Slawinski (2006 ; rapport INSEP).

Période 2 (2004-2010) : INSEP, TeamLagardère et Fédération Française de Tennis

Mes missions d'accompagnement scientifique de la performance à l'INSEP m'ont amené à travailler en étroite collaboration avec le pôle athlétisme et plus particulièrement les groupes de sprinteurs dirigés par Bruno Gajer et Guy Ontanon. Nous nous sommes intéressés aux effets de la pente sur la cinématique et l'activation des extenseurs de la hanche chez des sprinteuses de haut niveau. D'un point de vue pratique, nous avons montré que l'intérêt de l'utilisation de la course en côte à l'entraînement réside dans la baisse de l'activation des ischios jambiers qui permet de limiter le risque de blessure dans cette modalité d'entraînement sans modifier la cinématique de course (Slawinski et al. 2008).

Cette analyse cinématique du geste s'est poursuivie au TeamLagardère au travers de l'analyse 3D du départ en start et du service au tennis chez des sprinteurs et tennisman de haut niveau (collaboration avec L. Chèze de l'Université de Lyon 1). Ces analyses ont permis le calcul des énergies mécaniques des différents segments lors de la phase de départ de start et d'établir une base de données regroupant les données cinématiques recueillies en vue d'établir des valeurs d'excellence ainsi qu'un comportement type du sprinter de haut niveau (Slawinski et al. 2010 ; 2012 et 2013).

A la Fédération Française de Tennis, mon statut de préparateur physique m'a amené à m'interroger sur la notion de prévention des blessures. Nous avons mis en place un travail collectif avec le staff médical et initié un projet de recherche sur la quantification de la charge d'entraînement et du niveau de force engagé dans les déplacements spécifiques en tennis. L'idée étant de quantifier pour mieux adapter la charge d'entraînement et ainsi prévenir l'accumulation de fatigue et la blessure.

Période 3 (2010 - présent) : Hôpital de Garches, Université Paris Nanterre, INSEP

Mon post-doctorat au laboratoire de la marche de l'hôpital de Garches m'a permis d'éclairer les relations entre l'énergie mécanique et la dépense énergétique au travers d'une pathologie spécifique, l'accident vasculaire cérébral (Slawinski et al. 2014). Cette expérience m'a également servie d'ouverture au handisport avec l'étude des effets de la modification de la masse et de sa répartition sur la prothèse d'avant-bras d'Arnaud Assoumani (Champion Olympique et recordman du monde) sur les paramètres cinématiques et dynamiques mesurés lors d'un saut en situation réelle. Mon poste de maître de conférence à l'UPN m'a permis de pérenniser mes collaborations avec l'hôpital de Garches et l'INSEP et de développer à la fois mon activité de recherche dans les méthodologies de l'amélioration de la condition physique à destination des patients (thèse d'Emilie Dematte) et la compréhension des déterminants de la performance en sprint (Rabita et al. 2015 ; Samozino et al. 2015 ; Slawinski et al. 2015 ; Morin et al. 2015). Ces travaux se poursuivent actuellement en collaboration avec Daniel Dinu du laboratoire Sport Expertise et Performance de l'INSEP par l'analyse de la contribution des différents segments du corps à la propulsion du sprinteur. L'énergie cinétique totale du corps ainsi que les énergies des différents segments sont calculées lors d'un sprint de 40 m.

Productions Scientifiques

INDICATEURS BIBLIOMÉTRIQUES

- **Publications :** 46 articles acceptés ou publiés dont **40 articles ISI**.
  25 articles en Q1: dont 10 en premier auteur et 8 en 2ème auteur.
  7 articles en Q2: dont 1 en premier auteur et 1 en dernier auteur
  8 articles en Q3: dont 3 en premier auteur
- **Citations :** 1739 dont 990 depuis 2013 (Google Scholar)
- **H-index :** 22 (Google Scholar). 10 articles sont cités plus de 50 fois chacun (de 53 à 316 fois)
- **Autres publications :** Direction d'un ouvrage collectif
- **Communications orales et affichées :** 41 communications avec actes dans des Congrès Internationaux.

PUBLICATIONS LES PLUS REPRESENTATIVES

N° dans la liste	*Revue*	*Année*	*Quartile*	*IF_{2017}*	*Nb citations*
3.	J Sports Sci	2017	Q1	2,733	7
4.	Scand J Med Sci Sports.	2017	Q1	3,623	33
6	J Biomech	2015	Q1	2,431	35
8.	Scand J Med Sci Sports.	2015	Q1	3,623	117
15.	Int. J Sports Med	2012	Q1	2,453	9
21.	J Biomech	2010	Q1	2,431	41
24.	J Strength Cond R	2010	Q1	2,382	56

Revues indexes ISI

1. Louis J, Dinu D, Leguy E, Jacquet M**, Slawinski J,** Tiollier E. Effect of dehydration on performance and technique of three-point shooting in Elite Basketball. J Sports Med Phys Fitness. 2018; DOI:10.23736/S0022-4707.18.07985-9 (IF_{2017} = **1,120**; Quartile: **Q2**).

2. **Slawinski J,** Louis J, Poli J, Khazoom, C, Karganovic S, Billand R, Dinu D. The effects of fatigue on the kinematics of the three points shooting in basketball. J Hum Kinetics 2018; 62; 5-14 (IF_{2017} = **1,174**; Quartile: **Q2**).

3. **Slawinski J, Houel N, Bonnefoy A, Lissajoux K, Termoz N. Mechanics of standing and crouch sprint start. J Sports Sci 2017; 35(9) 858-865 (IF_{2017} = 2,733; Quartile: Q1).**

4. **Slawinski J, Termoz N, Rabita G, Guilhem G, Dorel S, Morin JB, Samozino P. How 100-m event analyses improve our understanding of world-class men's and women's sprint performance. Scand J Med Sci Sports. 2017 ; (1):45-54. doi: 10.1111/sms.12490 (IF_{2017} = 3,623; Quartile: Q1).**

5. Dinu D, Fayolas M, Jacquet M, Leguy E, **Slawinski J,** Houel N. Accuracy of Postural Human-motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. Procedia Engineering 2016; 147:655-658 (IF_{2017} = **0,730;** Quartile: **Q3**).

6. **Morin JB, Slawinski J, Dorel S, Sàez-de-Villarreal E, Couturier A, Brughelli M, Samozino P, Rabita G. Ground impulse and acceleration capability in elite sprinters: push more, brake less? J Biomech. 2015 ; 48, 3149-3154. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.07.009 (IF_{2017} = 2,431; Quartile: Q1).**

7. Samozino P, Rabita G, Dorel S, **Slawinski J,** Peyrot N, Saez de Villarreal E, Morin JB. A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. Scand J Med Sci Sports. 2015, 26(6):648-58. doi: 10.1111/sms.12490 (IF_{2017} = **3,623**; Quartile: **Q1**).

8. **Rabita G, Dorel S, Slawinski J, Sàez-de-Villarreal E, Couturier A, Samozino P, Morin JB. Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion. Scand. J. Med. Sci. Sports. 2015 ; 25(5):583-94. doi: 10.1111/sms.12389 (IF_{2017} = 3,623; Quartile: Q1).**

9. **Slawinski J,** Pradon D, Bensmail D, Roche N, Zory R. Energy Cost of Obstacle Crossing in Stroke Patients. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 2014 ; 93(12): 1044-1050 (IF_{2017} = **1,843**; Quartile: **Q2**).

10. Pradon D, Mazure-Bonnefoy A, Rabita G, Hutin E, Zory R, **Slawinski J.** The biomechanical effect of arm mass on long jump performance: A case study of a paralympic upper limb amputee. Prosthet Orthot Int. 2013. 38(3): 248-252 (IF_{2017} = **1,097**; Quartile: **Q2**).

11. Morin JB, Girard O, **Slawinski J,** Rabita G, Dalleau G, Brughelli M. Lower limb mechanical properties: significant references omitted. Sports Med. 2013; 43(2):151-3 (IF_{2017} = **7,074**; Quartile: **Q1**).

12. Girard O, Millet G, **Slawinski J,** Racinais S, Micallef J. P. Changes in running mechanics and spring-mass behavior during a 5-km time trial. *Int. J. Sports Med.* 2013; 34(9):832-40 (IF_{2017} = **2,453**; Quartile: **Q1**).

13. **Slawinski J,** Dumas R, Ontanon G, Miller C, Chèze L, Bonnefoy A. Effect of postural changes on 3D joint angular velocity during starting-blockk phase. *J Sports Sci.* 2013. 31(3): 256-63 (IF_{2017} = **2,733**; Quartile: **Q1**).

14. Leprêtre P. M, Weissland T, **Slawinski J,** Lopes P. Para-Cycling Performance was Rather Limited by Physiological than Functional Factors. Front Physiol. 2012; 3: 327 (IF_{2017} = **3,394**; Quartile: **Q1**).

15. Slawinski J, Dumas R, Ontanon G, Miller C, Chèze L, Bonnefoy A. 3D kinematic of bunched, medium and elongated sprint start. *Int. J Sports Med.* 2012; 33: 555-560 (IF_{2017} = 2,453; Quartile: Q1).

16. Frère J, Göpfert B, **Slawinski J,** Tourny-Chollet C. Shoulder muscles recruitment during a power backward giant swing on high bar: a wavelet-EMG- analysis approach. Human Mouvement Science. 2012; 31: 472-85 (IF_{2017} = **1,840**; Quartile: **Q2**).

17. Frère J, Göpfert B, Hug F, **Slawinski J,** Tourny-Chollet C. Catapult effect in pole vaulting: is muscle coordination determinant? Journal of *Electromyography* and Kinesiology. 2012; 22: 145-52 (IF_{2017} = **1,568**; Quartile: **Q2**).

18. Frère J, Göpfert B, Hug F, **Slawinski J,** Tourny-Chollet C. Effect of the upper limbs muscles activity on the mechanical energy gain in pole vaulting. Journal of *Electromyography and Kinesiology*, 2012; 22: 207-14 (IF_{2017} = **1,510**; Quartile: **Q2**).

19. Rabita G, **Slawinski J,** Girard O, Bignet F, Hausswirth C. Spring-mass behavior during exhaustive run at constant velocity in elite triathletes. *Med Sports Sci Exerc.* 2011; 43: 685-692 (IF_{2017} = **4,291**; Quartile: **Q1**).

20. Frère J, L'Hermette M, **Slawinski J,** & Tourny-Chollet C. Influence of the scale function on the wavelets transformation of the surface electromyographic signal. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2011; 15: 111-20 (IF_{2017} = **1,974**; Quartile: **Q2**).

21. Slawinski J, Bonnefoy A, Ontanon G, Leveque JM, Miller C, Chèze L, Dumas R. Segment-interaction in sprint start: analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *J Biomech,* 2010 ; 43: 1494-1502 (IF_{2017} = 2,431; Quartile: Q1).

22. Bonnefoy-Mazure A, **Slawinski J,** Riquet A, Lévèque J.-M, Miller C, Chèze L. Rotation sequence is an important factor in shoulder kinematics. Application to the elite players flat serves. *J Biomech. 2010* ; 43 : 2022-2025 (IF_{2017} = **2,664**; Quartile: **Q1**).

23. Frère J, L'Hermette M, **Slawinski J,** Tourny-Chollet C. Mechanics of Pole vaulting: a review. *Sports Biomechanics,* 2010; 9:123-38 (IF_{2017} = **1,141**; Quartile: **Q2**).

24. Slawinski J, Bonnefoy A, Leveque JM, Ontanon G, Riquet A, Dumas R, Chèze L. Kinematic and kinetic comparison of elite and well-trained sprinter during sprint start. *J Strength Cond Res*, 2010; 24 : 896-905 (IF_{2017} = 2,325; Quartile: Q1).

25. Cottin F, Metayer N, Goachet AG, Julliand V, **Slawinski J,** Billat V, Barrey E. Oxygen consumption and gait variables of Arabian endurance horses measured during a field exercise test. *Equine Vet J.* 2010 ; 42 38 : 1-5 (IF_{2017} = **2,382**; Quartile: **Q1**).

26. Girard O, Millet G, **Slawinski J,** Racinais S, Micallef J-P. Changes in leg-spring behavior during a 5000m self-paced run in differently trained athletes. *Sciences et Sports*, 2010; 25: 99-102 (IF_{2017} = **0,763;** Quartile: **Q3**).

27. **Slawinski J,** Dorel S, Hug F, Couturier A, Fournel V, Morin J.B, Hanon C. Elite long sprint running: a comparison between incline and level training sessions. *Medicine Science in Sports and exercise*. 2008 ; 40 : 1155-62 (IF_{2017} = **4,291**; Quartile: **Q1**).

28. **Slawinski J,** Heubert R, Quièvre J, Billat V, Hanon C. Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. *J Strength Cond Res*, 2008 ; 22 : 930-6 (IF_{2017} = **2,325**; Quartile: **Q1**).

29. Cottin F, **Slawinski J,** Lopes P, Van de Louw A, Billat V. Effect of a 24-h continuous walking race on cardiac autonomic control. *Eur J Appl Physiol*. 2007 ; 99 : 245-50 (IF_{2017} = **2,401**; Quartile: **Q1**).

30. **Slawinski J,** Billat V. Changes in internal mechanical cost during overground running to exhaustion. *Med Sci Sports exerc*. 2005 ; 37 : 1180-1186 (IF_{2017} = **4,291**; Quartile: **Q1**).

31. **Slawinski J,** Billat V. Differences in mechanical and energy cost of running among highly, well and non endurance trained runners. *Med Sci Sports exerc*. 2004 ; 36 : 1440-1446 (IF_{2017} = **4,291**; Quartile: **Q1**).

32. **Slawinski J,** Billat V, Koralsztein J. P, Tavernier M. Validity of the utilisation of lumbar point for the estimation of potential and kinetic mechanical power in running. *J Appl Biomech*. 2004 ; 20 : 324-331 (IF_{2017} = **1,390**; Quartile: **Q3**).

33. Demarle A, Heugas A.M, **Slawinski J,** Tricot V, Koralsztein J.P, Billat V. Whichever the initial training status, any increase in velocity at lactate threshold appears as a major factor in improved time to exhaustion at the same severe velocity after training. *Arch. Physiol. Biochem*. 2003 ; 111 : 167-176 (IF_{2017} = **1,806**; Quartile: **Q3**).

34. **Slawinski J,** Demarle A, Koralsztein J.P, Billat V. Effect of supra-lactate threshold training on the relationship between mechanical stride descriptors and aerobic energy cost in trained runners. *Arch. Physiol. Biochem*. 2001 ; 109 : 110-116 (IF_{2017} = **1,806**; Quartile: **Q3**).

35. Billat V, **Slawinski J,** Danel M, Koralsztein J. P. Effect of free versus constant pace on performance and oxygen kinetics in running. *Med. Sci. Sports. Exerc*. 2001; 33: 2082-2088 (IF_{2017} = **4,291**; Quartile: **Q1**).

36. Billat V, **Slawinski J,** Bocquet V, Demarle A, Chassaing, P, Hamard L, Koralsztein J. P. Very short (15s-15s) interval training around the critical velocity allow middle-age runners to maintain VO_{2max} for 14 min. *Int. J. Sport Med.* 2001; 22: 201-208 (IF_{2017} = **2,453**; Quartile: **Q1**).

37. Demarle A, **Slawinski J,** Laffite L, Bocquet V, Koralsztein J.P. Billat V. The decrease of oxygen deficit is a potential factor for the increase of time until exhaustion in a severe run performed after a specific endurance-training program. *J. Appl. Physiol.* 2001 ; 90 : 947-953 94 (IF_{2017} = **3,256**; Quartile: **Q1**).

38. Billat V, Demarle A, **Slawinski J,** Paiva M, Koralsztein J. P.. Physical and training characterisrtics of top-class marathon runners. *Med. Sci. Sports. Exerc*. 2001; 33: 2089-2097 (IF_{2017} = **4,291**; Quartile: **Q1**).

39. Billat V, **Slawinski J,** Bocquet, V, Demarle, A, Laffite, L, Chassaing, P, J. P. Koralsztein. Intermittent runs at the velocity associated with maximal oxygen uptake enables subjects to remain at maximal oxygen uptake for longer time than intense but submaximal runs. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2000 ; 81 : 188-196 (IF_{2017} = **2,401**; Quartile: **Q1**).

40. Billat V, Bocquet V, **Slawinski J,** Laffite, L, Demarle, A, Chassaing, P, J. P. Koralsztein. Effect of a prior intermittent run at vVO_{2max} on oxygen kinetics during an all-out severe run in humans. *J. Sports Med. Phys. Fitness*. 2000 ; 40 : 185-94 (IF_{2017} = **1,120**; Quartile: **Q2**).

Ouvrage

1. Coordination de l'ouvrage Licence STAPS tout-en-un Août 2017 edition Dunod (https://www.dunod.com/sciences-humaines-et-sociales/licence-staps-tout-en-un-120-fiches-cours-60-qcm-et-sujets-synthese).

Revues à comité de lecture

1. Hubert L, Ontanon G, **Slawinski J.** Principes du renforcement musculaire : applications chez le sportif en rééducation. EMC - Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation – Le traité. 2017

2. **Slawinski J,** Pradon D, Bensmail D, Roche N, Zory R. Coût énergétique de la marche chez des patients hémiplégiques lors d'un test de marche avec et sans obstacles. *Mov Sport Sci*, 2013.

3. **Slawinski J.** La réhathlétisation du sportif de haut-niveau : une source d'inspiration pour le patient ?. Kinésithéraphie. 2013 ; 13 (134) : 9-10.

4. **Slawinski J,** Billat V. Relation entre le coût mécanique et le coût énergétique de la locomotion. Réponse à la lettre à l'éditeur de Malatesta, Borrani et Candau. *Science et Motricité*, 2004.

5. **Slawinski J,** Billat V. Comparaison du coût mécanique et du coût énergétique entre des marathoniens et des marathoniennes de haut-niveau. *Science et Motricité,* 2003 ; 48 : 119-134.

6. Billat V, Auvinet B, Courreau C, **Slawinski J,** Ponsot E, Koralsztein JP, Barrey E. Comparaison entre athlètes humains et équins à propos des modifications de la foulée entre la vitesse au seuil lactique et la vitesse maximale atteinte lors d'une épreuve triangulaire. *STAPS*, 1999, 50, 7-16.

Rapport

1. **Slawinski J,** Quievre J. (2006) Identification et développement de la force spécifique du coureur de demi-fond. Rapport Ministère Jeunesse et Sport.
   https://www.researchgate.net/publication/325853462_Identification_et_developpement_de_la_force_specifique_du_coureur_de_demi-fond

Revues d'entraîneurs

1. Billant R, Karganovic S, Poli J, **Slawinski J,** Grosgeorge B, Dinu D. Effet de la taille des basketteurs(euses) sur la précision du tir (lacer franc et tir 3 points). Basketball magazine les cahiers de l'entraîneur Février 2017.

2. **Slawinski J,** Billat V. Effets de la fatigue sur la dépense énergétique et sur l'énergie mécanique en course de demi-fond. *Revue de l'AEIFA*, numéro d'hiver 2004/2005.

Conférences invitées

1. Conférence invitée à la soirée inaugurale du Centre de Ressources & Compétences Sclérose en plaque IDF Ouest le vendredi 15 Juin 2018.

2. Conférence invitée aux soirées de la Société Française de Podologie (SOFPOD), soirée sur la course à pieds le mardi 5 Juin 2018 (http://www.sofpod.com/index.php/9-actualites/231-videos-de-la-soiree-sur-la-course-a-pied).

3. Conférence invitée aux entretiens de la fondation Garches. Le renforcement musculaire (SNP-SNC) le 24 Novembre 2017 (http://entretiens-garches.webconf.tv/conf/renforcement-musculaire-snc-snp.html).

4. Conférence invitée aux 4ème Journées Francophones de Kinésithérapies du 7 au 9 février 2013. La réathlétisation du sportif haut-niveau: une source d'inspiration pour le patient?

5. Conférence invitée aux Journées Nationales du Handisport Avril 2013. Effets de la variation de masse de la prothèse d'avant-bras sur la biomécanique du saut en longueur : Etude du cas d'Arnaud Assoumani.

6. Conférence invitée au séminaire de laboratoire de l'UFRSTAPS de Lille 2 : Suivi physiologique et biomécanique du sportif de haut-niveau. 11 Mars 2011.

Congrès, Communications orales et affichées

1. 19ème journées d'études francophones en activités physiques adaptées (AFAPA) du 23 au 25 Mai

2018, Toulon. Barassin Léo, Pradon Didier, Supiot Antony, Courau Julien, Roche Nicolas, **Slawinski Jean**. Estimation de la dépense énergétique à l'aide de l'accélérométrie chez le patient hémiparétique. Science & Sports 33:S32-S33 ; DOI:10.1016/j.scispo.2018.03.049.

2. 19ème journées d'études francophones en activités physiques adaptées (AFAPA) du 23 au 25 Mai 2018, Toulon. Dematte Emilie, **Slawinski Jean**, Fournier Jean, Gao Sophie, Bensmaïl Djamel, Heinzlef Olivier, de Marco Giovanni. Etude multicentrique en groupes contrôlés testant l'efficacité de deux soutiens motivationnels sur l'augmentation de l'activité physique (AP) et son effet sur la fatigue chez des patients atteints de Sclérose en Plaques. May 2018. Science & Sports 33:S22 ; DOI:10.1016/j.scispo.2018.03.029

3. 12th Biennial conference on the Engineering of Sport on behalf of the International Sports Engineering Association (ISEA) in Brisbane, Australia from 26 to 29 March 2018. Dinu Daniel, Tiollier Eve, Leguy Elsa, Jacquet Marine, **Slawinski Jean**, Louis Julien. Does dehydration alter the success rate and technique of three-point shooting in Elite Basketball?

4. 17èmè congrès de la Société Francophone d'Analyse du mouvement chez l'enfant et l'adulte (SOFAMEA) du 24 au 26 Janvier 2018. Barassin Léo, Pradon Didier, Supiot Antony, Courau Julien, Roche Nicolas, **Slawinski Jean**. Accélérométrie et prédiction de la dépense énergétique chez le patient hémiparétique.

5. 33th Congress of the International Society of Biomechanics in Sports Poitiers from 29 June to3 July Poitiers 2015. Effect of fatigue on basketball: three point shot kinematics. **Slawinski Jean,** Poli Julien, Karganovic Sinicha, Khazoom Charles, Dinu Daniel.

6. 16ème congrès de l'ACAPS du 26 au 28 Octobre 2015. Coordonnateur du symposium: Sprint mechanics or how force-and power-velocity relationships highlight some aspects of human locomotion.

7. 7ème congrès commun SFTS-SFMES du 25 au 27 septembre 2014. Poli Julien, Dinu Daniel, Karganovic Sinicha, **Slawinski Jean.** Effets de la fatigue et de la distance sur les paramètres biomécaniques et la précision du tir à trois points au basketball

8. 15ème congrès de l'ACAPS du 29 au 30 Octobre 2013. Zinoubi Badrane, Zbidi Sana, **Slawinski Jean,** Vandewalle Henry, Chibani Mabrouka, Driss Tarak. Etude des indices physiologiques lors d'un exercice continu et d'un exercice à une intensité sinusoïdale en course à pied chez le footballeur.

9. 15ème congrès de l'ACAPS du 29 au 30 Octobre 2013. Bascou Joseph, Sauret Christophe, Pillet Hélène, Mazure-Bonnefoy Alice, **Slawinski Jean,** Lavaste François. Influence de la position du siège dans la pratique de sport élite tennis fauteuil.

10. 15ème congrès de l'ACAPS du 29 au 30 Octobre 2013. **Slawinski Jean,** Lissajou Kévin, Driss Tarak, Termoz Nicolas. Effet du type de départ sur les courbes force-temps : influence sur la performance.

11. 15ème congrès de l'ACAPS du 29 au 30 Octobre 2013. Comparaison des paramètres cardio-respiratoires et fonctionnels, mesurés lors du test de marche de six minutes et du test de marche de deux minutes sur place Boniface Carméline, Nicolas Termoz, Frédéric Le Cren, Driss Tarak, **Slawinski Jean**.

12. 1st International congress of scientific testing of orthotic devices. Aix-les-Bains **March 2011, 23rd-26th**. **Slawinski J**, Bonnefoy A, Pradon D. Optimisation of the arm prosthesis of the long jump paralympic gold medalist in Beijing 2008. Résumé publié dans American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation.

13. 3ème Congrès commun SFMS & SFTS du 30 au 2 Octobre 2010. **Slawinski J**, Bonnefoy-Mazure A, Ontanon G, Léveque JM, Miller C, Chèze L, Dumas R. Vitesse angulaire articulaire 3D utilisation et interprétation départ au sprint.

14. Proceedings *(Journal of Biomechanics)* of 17th Congress of the European Society of Biomechanics, Edinburgh (UK), 5-8th July 2010. Frère J, Göpfert B, **Slawinski J**, Tourny-Chollet C.. Influence of kinematics and muscular activations on pole vault performance.

15. Proceedings of the 18th Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Aalborg (DK), 16-19th June 2010. Frère J, Göpfert B, **Slawinski J**, Tourny-Chollet C. (2010). Influence of the scale function on the wavelets transformation of the surface electromyographic signal.

16. Proceedings of the 18th Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Aalborg (DK), 16-19th June 2010. Frère J, Göpfert B, **Slawinski J**, Tourny-Chollet C. (2010). Comparisson of latissimus dorsi activity between dominant and non dominant arm in pole vault by wavelet-EMG-analysis.

17. Proceedings of the 18th Conference of the European Orthopaedics Research Society, Davos (CH), June 30-July 2 2010. Frère J, Göpfert B, **Slawinski J**, Tourny-Chollet C. (2010). Wavelet-EMG-analysis of shoulder muscles in pole vault.

18. Proceedings of the 8th Congress of the International Shoulder Group, Minnesota (USA), 25-27th July 2010. Frère J, Göpfert B, **Slawinski J**, Tourny-Chollet C. (2010). Wavelet-EMG-analysis of shoulder muscles during a power backward giant swing on high bar.

19. Congrès de la Société Française de l'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA), Janvier 2010 (communication affichée), Toulouse. Bonnefoy A, **Slawinski J**, Ontanon G, Leveque JM, Riquet A, Miller C, Chèze L, Dumas R. Interactions segmentaires au court du départ en starting-blocks: Analyse de la vitesse angulaire 3D et de l'énergie cinétique chez des sprinteurs élites.

20. Congrès de la Société Française de Médecine du Sport 2009 (communication orale), Biarritz. Leveque JM, **Slawinski J**, Miller C, Buchheit M. Evolution de l'oxygénation musculaire lors d'un enchaînement de sprints maximaux chez des joueurs de tennis élite.

21. Congrès de la Société Française de Médecine du Sport 2009 (communication affichée), Biarritz. **Slawinski J**, Leveque JM, Ontanon G, Tomaszweski A, Miller C. Effet de l'entraînement sur l'architecture musculaire de sprinters de haut niveau.

22. XXIIème Congress of the International Society of Biomechanics 2009, Cape Town (communication orale). **Slawinski J**, Bonnefoy A, Leveque JM, Ontanon G, Riquet A, Dumas R, Chèze L. Analysis of the sprint start in elite runners.

23. Journée Thématique de la Société de Biomécanique 2009, Poitiers : la machine humaine au regard de la performance sportive (communication orale). **Slawinski J**, Bonnefoy A, Leveque JM, Ontanon G, Riquet A, Dumas R, Chèze L. Comparaison cinématique du départ en starting-block de sprinteurs de niveau élite et régional.

24. XXXIVème Congrès de la Société de Biomécanique 2009, Toulon (communication orale). Bonnefoy A, **Slawinski J**, Leveque JM, Riquet A, Miller C. Relathionship between the vertical raquet head height and he lower limb motions of elite players' flat serve.

25. Congrès de la Société Française de Médecine du Sport 2008 (communication orale), Paris. Levêque JM, **Slawinski J**, Miller C. Metabolic responses during a 20m shuttle running test for elite tennis players.

26. XXXIIIème Congrès de la Société de Biomécanique 2008, Compiègne (communication orale). Bonnefoy A, **Slawinski J**, Ontanon G, Leveque JM, Riquet A, Chatain C, Vannicatte Y, Miller C. Analyse of the angular velocity during the propulsive phase of the sprint start.

27. XIIIème Congress of the European College of Sport Science, Juillet 2008, Lisbonne (communication affichée). Slawinski J, Bonnefoy A, Ontanon G, Leveque JM, Riquet A, Chatain C, Vannicatte Y, Miller C. Kinematic characteristics of the sprint start in high level sprinters.

28. XIII^{ème} Congress of the European College of Sport Science, Juillet 2008, Lisbonne (communication orale). Rabita G, **Slawinski J.** Girard O, Hausswirh C. Changes in leg spring behaviour during a constant velocity run to exhaustion in elite triathletes.

29. 9th Congress of Olympic Sports and Sports for all, October 2005, Kiev. **Slawinski J.** Richard Heubert R, Jean-Michel Lévèque JM, Jacques Quièvre J. Relationships between, muscular strength and kinematics parameters in distance runners.

30. IX^{ème} Congress of the European College of Sport Science, Juillet 2004, Clermont-Ferrand (communication affichée). **Slawinski J.** Billat V. Effect of an exhauting overground run on the energetic cost and on the mechanical cost of running.

31. XXVIII^{ème} Congrès de la Société Française de Biomécanique, septembre 2003, Poitiers (affiché). **Slawinski J.** Heubert R, Quièvre J, Miller C, Billat V. Relationship between four methods of calculation of the stiffness and performance in endurance runners. *Arch. Physiol. Biochem*. 2003 ; 111 suppl : 50.

32. X^{ème} Congrès international de l'association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Octobre 2003, Toulouse (communication affichée). **Slawinski J.** Quillet X. Billat V. Comparaison de la relation vitesse – tlim du coureur de demi-fond et du trotteur de compétition.

33. X^{ème} Congrès international de l'association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Octobre 2003, Toulouse (communication affichée). Heubert R, **Slawinski J.** Quièvre J, Billat V, Miller C. Relationship between forces developed on leg ergometers, ground reaction force and mechanical parameters obtained during running at different velocities.

34. Vth Congress of the European College of Sports Science, July 2000, Jyvaskyla, Finland (oral). Billat V, Paevia M, Demarle A, **Slawinski J.** Petitbois C, Koralsztein. Optimisation of marathon performance through testing.

35. VIII^{ème} Congrès international de l'association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Octobre 1999, Macolin (communication affichée). **Slawinski J.** Demarle A, Bocquet V, Blondel N, Koralsztein J.P, Billat V. La fréquence de pas influence la Cinétique de $\dot{V}O_2$ d'une course à vitesse constante.

36. Colloque de la société de physiologie, Mai 1999, Clermont-Ferrand (oral). **Slawinski J.** Billat V, Tavernier M. Influence de la fatigue sur le rendement en course à pied, à vitesse constante.

37. IVth Congress of the European College of Sports Science, Rome (affiché). **Slawinski J.** Billat V, Koralsztein J.P, Tavernier M. Efficiency and exhaustion in distance runners.

38. 46th meeting of American College ot Sports Medicine, June 1999, Washingthon State (affiché). Billat V, Bocquet V, **Slawinski J.** Demarle A, Lafitte L, Chassaing P, Koralsztein J.P. Intermittent run at v$\dot{V}O_{2max}$ allows to sustain a longer time at $\dot{V}O_{2max}$ than severe continuous submaximal runs.

39. XXIII^{ème} Congrès de la Société Française de Biomécanique, septembre 1998, Lyon (affiché). **Slawinski J.** Gazeau F, Koralsztein JP, Billat V, L'augmentation de l'amplitude du pas et du temps d'appui caractérise la fatigue d'un coureur à la vitesse maximale aérobie sur piste. *Arch. Physiol. Biochem*. 1998 ; 106 suppl : 175.

40. 66ème Réunion annuelle de la Société Française de Physiologie, Lyon, septembre 1998 (oral).V. Billat, A. Demarle, **J. Slawinski.** Y. Hoebler , L. Lafitte, P. Chassaing, V. Boquet, P. Mary, S. Lodsfeldt, J.P. Koralsztein. Comparaison des réponses cardio-vasculaires d'un exercice intermittent de 30s-30s à vVO_{2max} vs un exercice continu long au-dessus du seuil lactique, dans une perspective d'amélioration de la consommation maximale d'oxygène.

41. Les 4ème Entretiens de Laval de physiologie comparée équine et humaine, Laval, septembre 1997 (communication orale, invitée). Billat V, **Slawinski J.** Ponsot E, Koralsztein JP, Auvinet B, Barrey

E. Evolution du pattern de foulée entre la vitesse au seuil lactique et la vitesse maximale, comparaison de l'athlète humain et equin. Equatlon, numéro spécial, 1997.

Base de données « Savoir-Sport »

1. La performance en course de 800 mètres fauteuil dépend principalement de la capacité de l'athlète à atteindre rapidement sa vitesse maximale. (Lévèque et coll. 2004).

2. À quelle vitesse de course les marathoniens doivent-ils s'entraîner pour atteindre le haut niveau ? (Billat et coll. 2001).

3. Comment améliorer le coût énergétique de la course à pied ? (Millet et coll. 2002).

4. Quels sont les déterminants énergétiques de la performance de demi-fond ? (di Prampero et coll. 1986).

Contrats de recherche

2016 Projet d'évaluation de la capacité du vêtement équipé de centrales inertielles à collecter des données pertinentes et à les traiter en temps réel. Financé par la société EcoSteering à hauteur de 5000 €.

2015 **-** Projet réentraînement et soutien motivationnel chez des patients atteins de la sclérose en plaque. Demande de financement à l'Université Paris Lumière à hauteur de 14 000€ acceptée.

- Projet d'étude des effets de l'activité physique sur la Qualité de Vie au Travail d'employés d'une usine aéronautique, groupe Safran. Financé par SAFRAN à hauteur de 16077 €.

- Participation à un projet de recherche de la Fédération Française d'Athlétisme : Mécanique du sprint, comment la relation «force-vitesse» éclaire certains aspects fondamentaux de la locomotion humaine. Financement à hauteur de 20 000€ accepté par l'INSEP.

2014 Participation à un projet de recherche de la Fédération Française de Basketball : Effets de la fatigue et de la déshydratation sur les paramètres cinématiques et la réussite au tir à trois points chez des joueurs de Basketball de haut niveau. Financement à hauteur de 25 000€ accepté par l'INSEP.

2011 Projet de recherche de la Fédération Française de Tennis : Relations entre la charge d'entraînement, les qualités physiques et le risque de blessure chez le (ou la) joueur(se) de tennis de haut-niveau. Demande Financement à l'INSEP à hauteur de 41 430€ refusée.

2010 Participation à un projet de recherche - projet blanc : Visualisation et Estimation des Solutions Techniques pour l'Autonomie à domicile. Financement à hauteur de 33 700€ accepté par la Région Picardie.

2006 Projet de recherche de la Fédération Française de Triathlon : Effet de la fatigue sur la raideur et le coût énergétique de triathlètes de haut-niveau. Financement à hauteur de 15 548€ accepté par l'INSEP.

2005 Projet de recherche de la Fédération Française d'Athlétisme : Analyse comparée des contraintes énergétiques et musculaires d'un effort maximal réalisé sur le plat et en côte. Financement à hauteur de 13 700€ accepté par l'INSEP.

2003 Projet de recherche de la Fédération Française d'Athlétisme : Effet d'un entraînement croisé en musculation et en endurance sur la performance en demi-fond. Financement à hauteur de 10 542€ accepté par l'INSEP.

Expertises scientifiques

Revues à comité de lecture ISI

European Journal of Applied Physiology (2)
European Journal of Sport Science (1)
Frontiers (5)
International Journal of Sports Medicine (7)
International Journal of Sports Science & Coaching (1)
Journal of Applied Biomechanics (5)
Journal of Biomechanics (3)
Journal of human kinetics (4)
Journal of Rehabilitation Medicine (1)
Journal of Sports Sciences (7)
Medicine and Science in Sports and Exercise (3)
PLoS One (3)
Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports (1)
Science et Sport (1)
Sport et Mouvement (3)
Sports Medicine (2)

Expertise de dossiers scientifiques

2012 et 2013 Expert scientifique auprès du Ministère Jeunesse et Sport pour l'attribution de financement de projets de recherche (4)

Chapitre II. Activité de recherche et synthèse des travaux

1. Introduction Générale

La compréhension de la performance sportive débute généralement par une phase exploratoire du mouvement (Marey, 2002) ou des mécanismes sources (Hill, 1927). Ainsi, dans les premières études consacrées à l'analyse de la performance, les scientifiques concentrent la plupart de leurs efforts à expliquer pourquoi certaines pratiques d'entraînement améliorent la performance. L'exemple le plus connu est vraisemblablement celui de l'entraînement par intervalles (Billat, 2001). Ce type d'entraînement apparaît dans les années 1940 avec le coureur suédois Gunder Hägg qui réalise 15 records du monde de moyenne et longue distance de course à pieds. Le Docteur Reindell l'applique ensuite à la rééducation de ses patients déficients cardiaques. L'efficacité de ce type de travail fut ensuite définitivement démontrée par Emil Zatopek et son palmarès hors du commun (4 titres olympiques sur 5000m, 10000m et marathon ; 18 records du monde, allant du 5000m au 30km et il fut le premier à faire moins de 29' au 10000m, 28'54"2). L'analyse scientifique de ces entraînements par intervalles et la compréhension des mécanismes adaptatifs n'intervient que dans les années 1960 avec notamment les travaux sur la physiologie respiratoire de Per-Olof Åstrand et Bengt Saltin. Progressivement, les sciences du sport passent d'une simple description des phénomènes à des propositions de modèle d'entraînement permettant une progression plus rapide et plus ciblée des performances et même une prédiction de la progression de l'athlète. La calibration des intensités et des durées du travail intermittent grâce à la notion de Temps Limite (Billat, 2001), l'introduction du renforcement musculaire dans l'entraînement du coureur de demi-fond (Millet, Jaouen, Borrani, & Candau, 2002) ou plus récemment le travail par répétition de sprint en hypoxie sont autant d'exemples d'application des connaissances scientifiques dans le domaine de l'entraînement en endurance (Grégoire P Millet, Faiss, Brocherie, & Girard, 2013).

Dans le domaine de la course de sprint, les récentes performances d'Usain Bolt et son entraîneur Glenn Mills qui ont fait progresser le record du monde de 16 centièmes en deux ans. En 2007, Asafa Powel l'avait porté à 9,74 s et en 2009, Usain Bolt réalisait 9,58 s aux championnats du monde à Berlin. Avec cette performance, c'est la plus grosse progression de ce record depuis le chronométrage électrique (1968, Mexico). La dernière progression la plus importante était celle de Maurice Greene qui avait alors battu le record du monde de 6 centièmes en courant le 100 m en 9,79 s détrônant Donavan Bailey qui avait réalisé 9,84 s. Cette performance de 9,58 s réalisée par un athlète hors du commun a amené nombre de

chercheurs à s'intéresser aux facteurs déterminants la performance en sprint. Ainsi, la production de la communauté scientifique concernant le sprint a considérablement augmenté. Une simple recherche sur Pubmed montre qu'avec les mots clés « running sprint performance 100 m » on trouve en tout 158 publications qui se répartissent ainsi : 15 entre 1986 et 1999, 36 entre 2000 et 2009 et 107 entre 2010 et 2018. Cette augmentation de la production scientifique a permis de mieux comprendre quels sont les facteurs, notamment biomécaniques, qui déterminent la performance en sprint.

L'intérêt de la science pour la course de sprint ne se résume pas à ces 20 dernières années. Les premiers travaux ont été réalisés au début des années 30 par Hill en 1927 ou Best & Partridge (1928) et concernaient la mesure de l'évolution de la vitesse en fonction du temps lors d'une course de sprint (figure 1). L'évolution des techniques de mesure des temps de passage améliore la précision de mesure de la relation vitesse – temps lors de la course de sprint (Cavagna, Saibene, & Margaria, 1964; Cornett & Lyle, 1977; Delecluse, Coppenolle, Diels, & Goris, 1992; F. Henry & Trafton, 1951; Henry, 1952; Hoffman, 1971, 1972; Ikai, 1968; Murase, Hoshikawa, Yasuda, Ikegami, & Matsui, 1976; Saito, Kobayashi, Miyashita, & Hosikawa, 1974; Volkov & Lapin, 1979). Pour comprendre, la manière dont le coureur produit cette vitesse, l'utilisation de la caméra amène les chercheurs à s'intéresser aux variables spatio temporelles de la foulée tels que l'amplitude, la fréquence, le temps d'appui ou le temps de vol du pied (Chow, 1987; Mero, Komi, & Gregor, 1992; Monte et al., 2016). L'introduction des tapis de course mesurant les forces de réaction du sol rend possible l'étude des forces à l'origine du mouvement. Ainsi, les forces verticales et horizontales ont été étudiées sur tapis et sur terrain (Morin et al., 2015; Morin, Samozino, Bonnefoy, Edouard, & Belli, 2010; Rabita et al., 2015; Weyand et al., 2000). Un éditorial du Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports *« Sprint running research speeds up: A first look at the mechanics of elite acceleration »* (Clark & Weyand, 2015) résume les avancées scientifiques réalisées dans la compréhension de la mécanique du sprint et souligne, à partir des travaux de Rabita el al. (2015) l'importance de la phase de starting-block car elle différencie les sprinters élites des sprinters experts. *« La poussée sur les starts permet aux sprinters élites et experts d'atteindre, au quitté des starting-blocks, un tiers de leur vitesse maximale respective. Cependant, les sprinters élites appliquent une force antéro-postérieure rapportée au poids du corps quasiment 20% plus grande que celle appliquée par les sprinters experts (respectivement, 9,59 $N.kg^{-1}$ vs 7,74 $N.kg^{-1}$). Ainsi, les sprinters élites quittent les starting-blocks avec une vitesse de 0,44 $m.s^{-1}$ plus grande (respectivement, 3,61 $m.s^{-1}$ vs 3,14 $m.s^{-1}$), ce qui explique 80% des différences de vitesse moyenne sur 40 m et 50% des différences de la vitesse maximale atteinte par les sprinteurs élites et experts (respectivement une vitesse moyenne de 8,16 $m.s^{-1}$ vs 7,59 $m.s^{-1}$ et une vitesse maximale de 10,24 $m.s^{-1}$ vs 9,33 $m.s^{-1}$. »* Dans ces même travaux, Rabita et al.

(2015) montrent que la F_x moyenne, son orientation (RF_{blocks}), la force maximale isométrique théorique (F_0), la vitesse maximale théorique (V_0), la puissance moyenne (P_x) produite lors de la phase de starting-block, ou bien encore la puissance maximale (P_{max}), sont des paramètres extrêmement bien corrélés à la performance de sprint.

Dans le cadre de ce travail d'HDR, nous nous sommes particulièrement intéressés à la puissance. En effet, cette dernière représente la variation d'énergie mécanique par rapport au temps et lors de ma thèse nous avions largement exploré le calcul de l'énergie mécanique en course de demi-fond. La puissance ou le travail mécanique en course à pied ont été abondamment étudiés au cours du 20ème siècle. Les précurseurs dans ce domaine, Marey et Demeny dès la fin du 19ème siècle puis ses successeurs tel que Fenn dans les années 1930, Cavagna à partir des années 1960 ou bien encore Winter dans les années 1980 ont proposé des méthodes de calcul du travail mécanique total à partir des forces développées au sol et du mouvement des segments. Sur la base du modèle de la « machine animale », où chaque muscle est considéré comme un petit moteur qui produit et consomme de l'énergie, nombre d'auteurs ont tenté de comprendre les relations qui unissaient la dépense énergétique totale et le travail mécanique. Mes travaux de thèse se sont inscrits dans cette démarche. L'ensemble de ces travaux a montré que s'il est possible de calculer avec précision le travail mécanique à partir du mouvement des segments, l'interprétation physiologique que l'on peut faire de ce travail mécanique est soumise à caution. En effet, lorsque la vitesse est constante, il y a à chaque pas une augmentation puis une diminution de l'énergie mécanique. Ainsi, la variation d'énergie mécanique est nulle alors que le coureur consomme de l'oxygène pour produire le travail musculaire. Le travail exact des muscles agonistes et antagonistes**,** le coût de la contraction concentrique par rapport à celui de la contraction excentrique et la quantité d'énergie préalablement stockée dans les tissus élastiques du muscle sont à l'heure actuelle impossible à déterminer précisément. Il est donc très difficile d'établir un lien entre le travail mécanique (ou la puissance mécanique) et le travail musculaire accompli lors de mouvement à vitesse constante.

L'interprétation du travail mécanique produit est donc plus facile pour des mouvements limitants l'utilisation, des muscles agonistes, des contractions excentriques et de l'énergie élastique. Ce type de mouvement est caractérisé par une accélération du centre de masse (CM) importante comme par exemple lors de la détente verticale ou bien encore lors du départ de sprint. En effet, durant la phase de départ, le CM augmente sa vitesse et le travail mécanique global associé à son mouvement peut donc être considéré comme représentatif du travail musculaire fourni. L'étude du travail mécanique ou de la puissance lors de la phase d'accélération en sprint a été réalisé de manière globale à partir du mouvement du CM

(Cavagna, Komarek, & Mazzoleni, 1971; Chelly & Denis, 2001; Funato, Yanagiya, & Fukunaga, 2001; Jaskólska, Goossens, Veenstra, Jaskólski, & Skinner, 1999; Morin, Edouard, & Samozino, 2011; Morin et al., 2012; Rabita et al., 2015; Samozino et al., 2015; Yanagiya, Kanehisa, Kouzaki, Kawakami, & Fukunaga, 2003). Cette description globale a permis d'identifier les déterminants de la performance de la phase d'accélération. Pour aller plus loin, il faut désormais comprendre les facteurs limitants de ces déterminants pour proposer des techniques d'amélioration. L'utilisation de l'énergie mécanique de chacun des segments prend ici tout son sens puisqu'elle permettra de comprendre la contribution de chacun des segments à la production de la puissance globale lors de la phase d'accélération.

L'étude de la contribution des différents segments en sprint a été envisagée à partir du calcul de la puissance mécanique fournie à chaque articulation. Chacune d'entre elles contribuant à la production du travail mécanique global au niveau du CM (Belli, Kyröläinen, & Komi, 2002; Bezodis, Kerwin, & Salo, 2008; Neil Edward Bezodis, Salo, & Trewartha, 2015; Brazil et al., 2016; Charalambous, Irwin, Bezodis, & Kerwin, 2012; Debaere, Delecluse, Aerenhouts, Hagman, & Jonkers, 2012, 2013; Jacobs & van Ingen Schenau, 1992; Mero, Kuitunen, Harland, Kyröläinen, & Komi, 2006; Nagahara, Matsubayashi, Matsuo, & Zushi, 2017; Otsuka, Kurihara, & Isaka, 2015; Schache, Brown, & Pandy, 2015; Vardaxis & Hoshizaki, 1989). Ainsi, l'étude des puissances articulaires s'est limitée aux membres inférieurs et montre que dans les starting-blocks, la hanche produit plus de 40% de la puissance totale. Cette méthode n'a, pour l'instant, pas permis d'envisager le rôle du membre supérieur lors du départ en starting-blocks. Or, dans le cas d'un mouvement très proche du départ de sprint, le cas du saut vertical, l'utilisation des bras permettrait d'augmenter la puissance mécanique totale d'environ 30% (Blache & Monteil, 2013; Hara, Shibayama, Takeshita, & Fukashiro, 2006). Le mouvement de départ de sprint en starting-blocks est un mouvement d'extension vers l'avant dans lequel le sprinter utilise ses bras. L'étude de la contribution des différentes puissances générées au niveau de toutes les articulations est donc essentielle à une compréhension plus fine du geste de départ en starting-blocks et de la production de la puissance totale.

L'objet de ce travail visera donc à utiliser la mesure de l'énergie mécanique de chaque segment pour mieux comprendre leur rôle dans la production de l'énergie mécanique totale et du mouvement de CM vers l'avant lors du départ de la course de sprint. A partir de la méthode de calcul de l'énergie mécanique utilisée dans notre travail de thèse, la puissance associée au CM et l'énergie mécanique développée par chacun des segments du corps seront calculées. Dans un premier temps, nous tenterons de décrire les déterminants mécaniques de la performance sur 100 m, notamment à partir de la puissance mécanique associée aux mouvements du CM du sprinter. Dans un deuxième temps, nous centrerons notre analyse sur

le départ de la course de sprint et nous essaierons de comprendre la contribution de chaque segment à la propulsion vers l'avant du CM. Cette analyse s'appuiera sur un paradigme expérimental visant à modifier la position initiale du sprinter pour en mesurer les effets sur la contribution de chacun des segments. Enfin, la troisième partie présentera une perspective d'étude de la contribution de chaque segment à la propulsion lors de l'intégralité de la phase d'accélération.

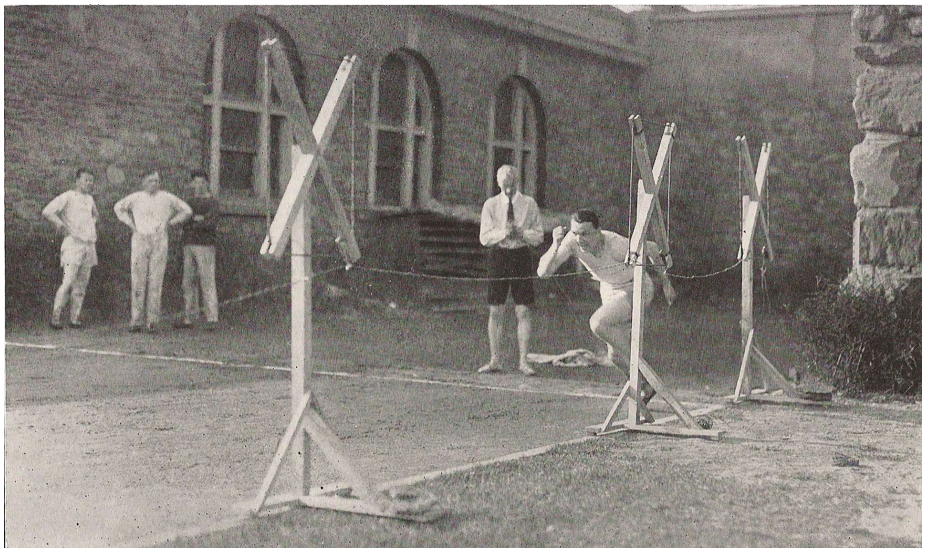


Figure 1 : Premières « cellules photo électriques » développées par Hill (debout avec la cravate) permettant la mesure des temps de passage en sprint. Le coureur transporte un aimant et des bobines placées sur les panneaux de bois enregistrent le passage de l'aimant, porté par le coureur (« Muscular mouvement in Man : The factors governing speed and recovery from fatigue » Hill, 1927).

2. Déterminants mécaniques de la course de sprint

A) Variables spatio-temporelles et cinématiques lors de la course de sprint

La course de 100 m en athlétisme consacre l'homme ou la femme le (la) plus rapide au monde. Au-delà de la performance, cette course représente un modèle expérimental permettant d'explorer les limites de la locomotion humaine en terme physiologique, neuronal et mécanique. Ainsi, depuis les premiers travaux de Hill (1927) jusqu'au travaux récents sur le record du monde de Usain Bolt (Beneke & Taylor, 2010; di Prampero, Botter, & Osgnach, 2015; Krzysztof & Mero, 2013; Roberts, Chen, & Taylor, 1998; Taylor & Beneke, 2012), la course de 100 a fait l'objet de nombreux travaux. Une série d'étude s'est attachée à décrire l'évolution des paramètres spatio-temporels de la foulée, tels que l'amplitude, la fréquence de pas, le temps de contact ou le temps de vol tout au long du 100 m. L'étude de ces paramètres spatio-temporels permet de comprendre la performance au 100 m puisque le produit de la fréquence par l'amplitude déterminent directement la vitesse de course et que la vitesse maximale atteinte lors du 100 m est extrêmement bien corrélée au temps final (Mackala, 2007; Nagahara, Naito, Morin, & Zushi, 2014). L'étude de l'évolution de la vitesse de course ainsi que de ces paramètres spatio-temporels associés a permis de diviser la course de 100 m en 4 phases. Une phase de départ, une phase d'accélération, une phase de vitesse maximale et une phase de décélération (Debaere, Jonkers, & Delecluse, 2013; Mann, 2013). La phase d'accélération peut être subdivisée en une phase d'accélération initiale (jusqu'au 10 m environ) puis une phase de transition jusqu'à l'atteinte du début de la phase de vitesse maximale (c'est à dire lorsque le sprinter a atteint 90% de sa vitesse maximale ; aux 30 m environ). Du départ jusqu'à l'atteinte de la vitesse maximale, quatre phases sont donc généralement décrites, chacune permettant des gains de vitesse. Ces gains peuvent être étudiés à partir de l'évolution de la vitesse au cours du 100 m (figure 2). Chez les meilleurs sprinters mondiaux, à la fin de la phase de starting-block la vitesse du CM est de l'ordre de 3,5 à 3,7 $m.s^{-1}$ (Clark & Weyand, 2015; Harland & Steele, 1997; Slawinski et al., 2010). A la fin de la phase d'accélération initiale (au 10 m) cette vitesse est de l'ordre de 6,62 $m.s^{-1}$ et à la fin de la phase de transition, cette vitesse est de l'ordre de 10,74 $m.s^{-1}$. Exprimés en pourcentage de la vitesse maximale (figure 2), les gains de vitesse pour chacune de ces phases sont respectivement de 30% pour la phase de starting-block, 57% pour la phase d'accélération initiale et 90% pour la phase de transition. Autrement dit, en 10 m de course (fin de la phase d'accélération initiale), le sprinter doit atteindre plus de la moitié de sa vitesse maximale. L'optimisation de chacune de ces phases permettra donc au sprinter d'atteindre la plus haute vitesse maximale possible et ainsi de réaliser la meilleure performance possible. Autrement dit, la vitesse maximale de course dépend de l'accélération produite par le sprinter depuis le départ (Morin et al., 2011). La

capacité du sprinter à accélérer est donc extrêmement importante dans la performance sur 100 m.

De nombreuses études se sont intéressées aux déterminants biomécaniques de chacune de ces phases (Coh, Jost, Skof, Tomazin, & Dolenec, 1998; Čoh, Tomažin, & Štuhec, 2006; Debaere, Delecluse, et al., 2013; Delecluse et al., 1992; Guissard, Duchateau, & Hainaut, 1992; Harland & Steele, 1997; Korchemny, 1992; Kraan, van Veen, Snijders, & Storm, 2001; Mero, 1988; Mero, Komi, & Gregor, 1992; Nagahara et al., 2014).

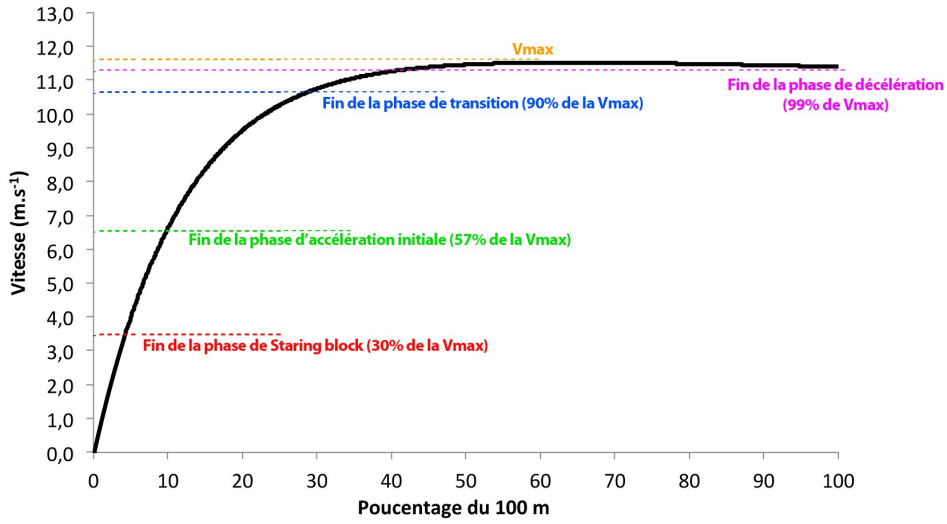


Figure 2 : Evolution moyenne de la vitesse sur 100 m chez des athlètes hommes de niveau international (Slawinski et al., 2017).

- *Phase de starting-block*

Etude expérimentale 1 (annexes 1) :

« Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start »
Slawinski J, Bonnefoy A, Levêque JM, Ontanon G, Riquet A, Dumas R, Chèze L. ***Journal of Strength and Conditining Reaseach (2010)***

De nombreux auteurs se sont intéressés à l'étude cinématique de cette phase de starting-block (Boisnoir, Decker, Reine, & Natta, 2007; Coh & Tomazin, 2006; Coh et al., 1998; Delecluse et al., 1992; Guissard et al., 1992; Harland & Steele, 1997; Korchemny, 1992; Kraan et al., 2001; Mero et al., 1992; Mero et al., 2006). La phase de starting-block correspond au moment durant lequel les pieds sont en contact avec les blocs (Mero et al., 1992). L'efficacité de cette phase de départ se mesure à l'aide de 6 critères (figure 3 ;Mansour, 2008) :

- Le temps de réaction (1)
- Un temps d'impulsion plus court (2)
- Une projection verticale du CM plus proche de la ligne de start en position « prêt » (3)
- Une projection du CM vers l'avant la plus grande possible (4)
- Une vitesse du CM la plus grande possible (5)
- Un angle du vecteur vitesse au quitté du bloc avant le plus faible possible (6).

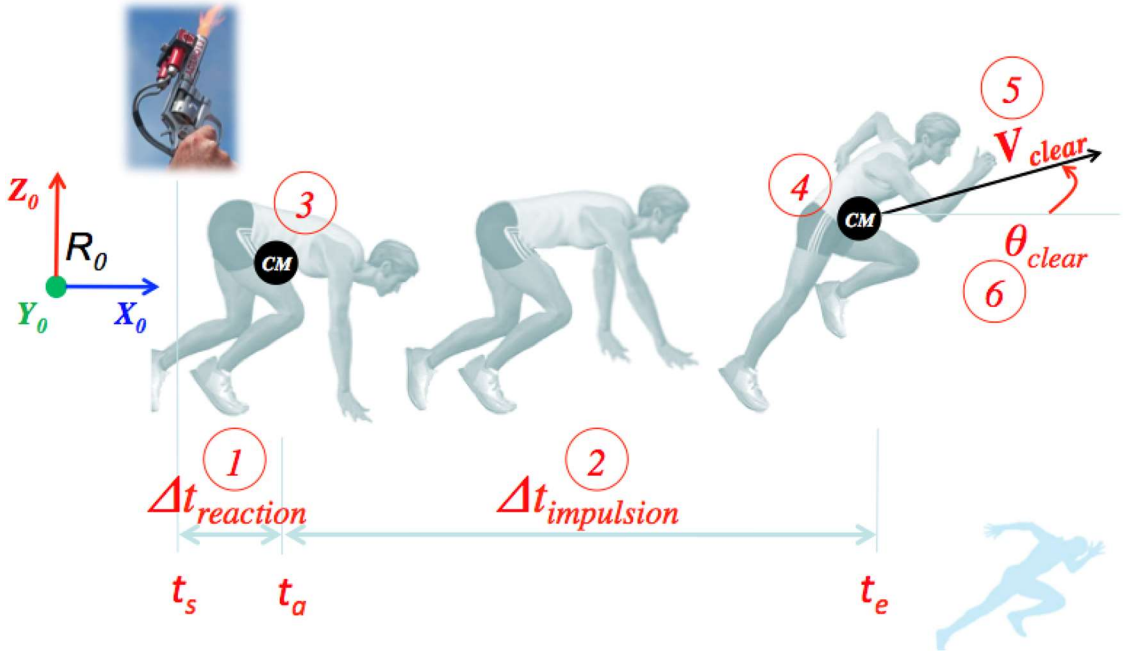


Figure 3 : Critères d'efficacité de la phase de starting-block (Mansour, 2008)

L'ensemble de ces actions doit aboutir à une projection du CM le plus loin possible vers l'avant pour permettre au sprinter de réaliser le premier appui de la phase d'accélération initiale dans des conditions optimales.

C'est dans ce contexte qu'en 2006, au TeamLagardère nous avons (Alice Bonnefoy, Jean-Michel Lévêque, Christophe Chatain et Christian Miller) mis en place une évaluation et un suivi du départ et premiers appuis du groupe de sprinters de Guy Ontanon[1]. Ce groupe était composé de sprinters de 100 m au 400 m de niveau national, international et de jeunes espoirs dont les performances allaient de 10,06 s à 10,95 s sur 100 m et de 45,54 s à 48,55 s sur 400 m. Chez les filles (jeunes) les performances étaient comprises entre 11,24 s et 12,07 s au 100m. Le suivi de cette population entre 2007 et 2010 s'est appuyé sur une collaboration entre entraîneurs et chercheurs autour de la mise en place d'une « séance instrumentée ». Cette séance avait pour but de donner une information immédiate à l'athlète et à l'entraîneur sur quelques paramètres mécaniques ciblés (ici la vitesse de la hanche), fournir à postériori un bilan complet des paramètres cinématiques de chacun des sprinteurs à l'entraîneur et enfin de constituer une base de données permettant d'avoir un suivi de chaque athlète et de produire un travail scientifique. L'objectif de ces travaux était de mieux comprendre, en termes mécaniques cette phase de starting-block. Le travail a donné lieu à quatre publications :

- la première visait à comparer les paramètres cinématiques de la phase de starting-block et des premiers appuis entre sprinters experts et de haut niveau (Slawinski, Bonnefoy, Lévêque, et al., 2010),
- la deuxième a décrit à partir de la mesure de la vitesse angulaire et de l'énergie cinétique, la technique la phase de starting-block (Slawinski, Bonnefoy, Ontanon, et al., 2010),
- la troisième et la quatrième ont mesuré les effets de différents écartements des blocs sur la vitesse angulaire et l'énergie cinétique des segments (Slawinski et al., 2012; Slawinski et al., 2013).

L'ensemble de ces études s'appuie sur un protocole identique. Nous présenterons dans cette partie la première étude, les deux autres seront présentées dans le chapitre 3 qui concerne plus particulièrement l'étude de l'énergie mécanique dans le départ en starting-block.

[1] Guy Ontanon était entraîneur national de sprint et il a notamment entraîné Fabé Dia – record de France cadette sur 200 m, David Patros – 10,13 s sur 100 m, Muriel Hurtis, Christine Arron, Ronald Pognon – premier Français sous les 10 s au 100 m – Jimmy Vicaut détenteur du record de France sur 100 m en 9,86 s ainsi que le relais Français champion du monde en 2005.

✓ Protocole

A intervalle régulier (deux fois par saison), les sprinters réalisaient une séance de départ en starting-block composée de 6 fois 10 m. Lors de cette séance, les sprinters étaient filmés par 4 caméras HD synchronisées (face, profils et arrière) et un système d'analyse cinématique Motion Analysis de 12 caméras repérait la position de 63 marqueurs rétro réfléchissants collés sur les athlètes (figure 4) durant la phase de starting-block et les deux premiers appuis. A chaque sprint, le temps de réaction ainsi que les temps de passage aux 5 et 10 m étaient respectivement mesurés à l'aide d'un Reactime (Lynx, Haverhill, USA) et de cellules photoélectriques (Microgate, Bolzano, Italie).

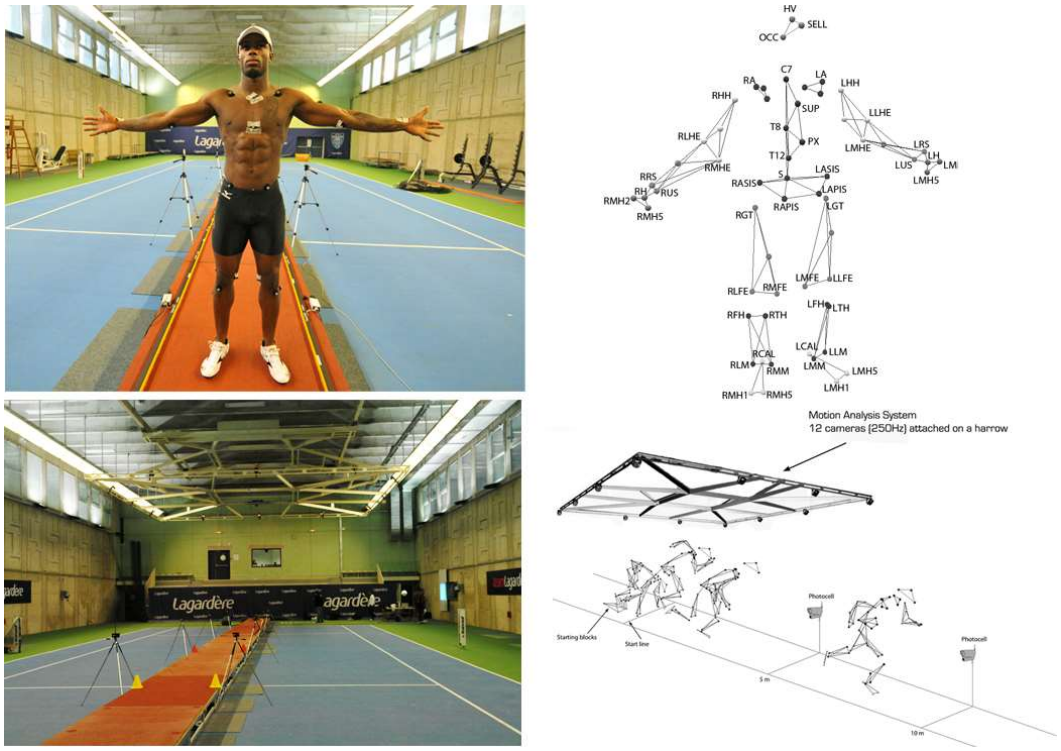


Figure 4 : Plateau expérimental contenant la piste intérieure, les cellules photos-électriques, le système Motion Analysis installé sur une herse mobile et un sprinter équipé des marqueurs rétro réfléchissants.

Lors de la séance, après chaque départ, durant la récupération, l'entraîneur faisait un retour technique à chacun des athlètes à l'aide des 4 plans de la vidéo HD et de la vitesse d'un marqueur de la hanche affichée immédiatement à la suite du départ (figure 5a).



Figure 5 : Différentes étapes de l'utilisation des résultats de la séance instrumentée.

✓ <u>Traitement des résultats</u>

Durant la phase de starting-block et les 2 premiers appuis, cinq instants clés ont été définis avec l'entraineur, la position « prêt », la position « à vos marques », le quitté du bloc avant la pose du 1er appui et la pose du 2ème appui. A chacun de ces instants clés, le système opto-électronique associé à un modèle anthropométrique complet (Dumas, Chèze, & Verriest, 2007) a permis de mesurer la position, la vitesse, l'accélération du CM du corps entier et des différents segment, ainsi que les angles 3D des différentes articulations. Ces données faisaient

l'objet d'un rapport fourni à l'entraîneur (figure 5b). Enfin, la répétition de ces séances instrumentées durant l'année a permis la construction d'une base de données et la rédaction de différents papiers publiés dans des revues internationales (Sport Data ; figure 5c).

L'ensemble de ce protocole a était réalisé chez les sprinters de haut-niveau du TeamLagardère (10,06 à 10,43 s sur 100 m) et chez les sprinters experts du club du Paris Jean Bouin (tableau 1).

Tableau 1 : Caractéristiques de la population

	Taille (m)	Poids (kg)	F_{max} Squat (N)	Perf au 100 m
Sprinters haut-niveau (± ET)	179,2 ± 6 6,2	79.5 ± 10.5	2192 ± 145	10.27 ± 0.14
Sprinters experts (± ET)	175.3 ± 6 4.0	66.3 ± 5.5*	1845 ± 6 69*	11.31 ± 0.28*

*Significativement différent ($p \leq 0,05$)

✓ <u>Résultats et discussion</u>

En terme de temps, la comparaison entre les sprinters experts et de haut-niveau montre que :

- Le temps de réaction n'est pas significativement différent (0,151 ± 0,016 s pour les haut niveau vs 0,158 ± 0,033 s pour les experts; $p = 0,7$).
- La durée de l'impulsion n'est pas significativement différente (0,352 ± 0,018 s pour les haut niveau vs 0,351 ± 0,020 s pour les experts; $p = 0,8$).
- Le temps à 10 m est plus court chez les sprinters de haut niveau (2,03 ± 0,04 s vs 2,12 ± 0,06 s; $p < 0,05$)

En terme de position, la comparaison entre les deux populations montre qu'à chaque instant clé, le CM des sprinters de haut-niveau est plus en avant que celui des athlètes experts (figure 6). Cette position plus avancée du CM pourrait être en lien avec la position des mains qui est également beaucoup plus avancée chez les sprinters de haut-niveau. En effet, ces derniers, au moment du quitté du bloc, positionnent la main de devant 48 cm plus en avant que celle des sprinters experts ($p \leq 0,05$) et la main arrière 22 cm plus en avant ($p \leq 0,05$). Les mouvements des membres supérieurs pourraient donc améliorer la translation vers l'avant du CM lors de la phase de starting-block.

En termes de vitesse, la vitesse horizontale du CM des sprinteurs haut niveau est significativement plus élevée à chacun des instants clés (figure 7).

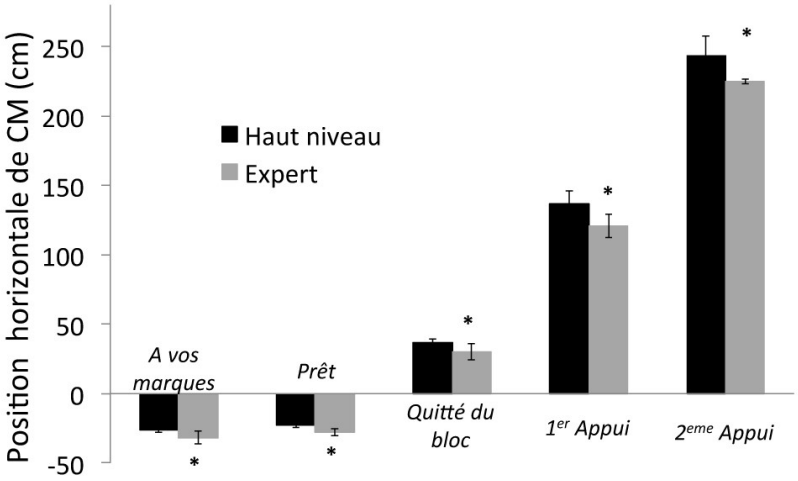


Figure 6 : Position horizontale du CM à chaque instant clés (*p ≤ 0,05).

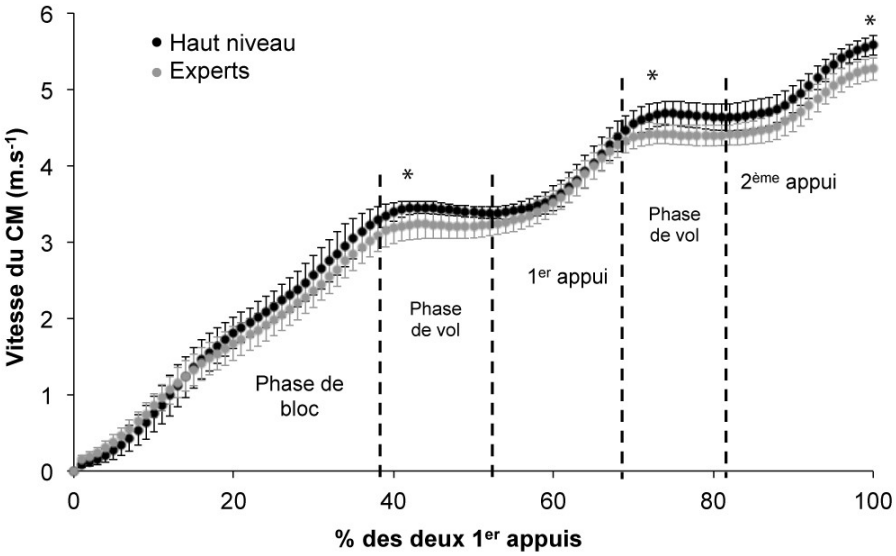


Figure 7 : Vitesse horizontale du CM lors de la phase de starting-block et des deux premiers appuis (*p ≤ 0,05).

En termes d'accélération et de force, durant la phase de starting-block, les sprinteurs de haut-niveau présentent une impulsion et un taux de développement de la force plus importants que les sprinters de haut-niveau (respectivement 276,2 ± 36,0 N.s vs 215,4 ± 28,5 N.s et 15505 ± 5397 $N.s^{-1}$ vs 8459 ± 3811 $N.s^{-1}$; p ≤ 0,05). Ces résultats, extrapolés à partir des données cinématiques, suggèrent que les sprinteurs de haut niveau présentent des qualités musculaires « d'explosivité » plus importantes que les sprinters experts. Ils sont capables de

produire des niveaux de force plus grands dans un temps identique aux sprinters experts ; notamment grâce à un taux de développement de la force plus important.

- *Phases d'accélération initiale et de transition*

L'efficacité de cette phase dépend, en partie, de l'exécution du premier appui après le bloc, notamment de la longueur de ce premier appui et de sa position par rapport à la projection verticale du CM (celle-ci dépend de l'exécution correcte de la phase de starting-block). Le pied doit venir se poser en arrière de cette projection verticale et vient se poser à environ 40 cm de la ligne de départ chez les sprinters de haut-niveau. La fréquence et l'amplitude de pas (FP et AP) étant les déterminants de la vitesse de course, de nombreuses études se sont intéressées à l'évolution de ces deux paramètres lors du 100 m (Debaere, Jonkers, et al., 2013; Hunter, Marshall, & McNair, 2005; Mackala, 2007; Nagahara et al., 2014; Salo, Bezodis, Batterham, & Kerwin, 2011). Durant la phase d'accélération, jusqu'au 3ème appui, l'augmentation de la vitesse est le résultat de l'augmentation de la fréquence de pas. Puis entre le 5ème et le 15ème appui l'accélération se fait grâce à un allongement de la foulée. Après le 15ème appui, l'augmentation de la vitesse est réalisée soit par l'augmentation de la fréquence soit par l'amplitude de pas et dépend des caractéristiques individuelles du sprinter (Debaere, Jonkers, et al., 2013; Nagahara et al., 2014). Associées à ces modifications de FP et AP, le temps de vol augmente et le temps d'appui du pied diminue tout au long de la phase d'accélération pour atteindre à 45 m environ (25ème appui) des valeurs moyennes de 0,106 ± 0,006 s pour le temps d'appuis et 0,116 ± 0,008 s pour le temps de vol (Nagahara et al., 2014). Pour aller plus loin dans l'étude des paramètres cinématiques de la phase d'accélération et dépasser la simple analyse de la fréquence ou amplitude de pas, Nagahara et al. (2014) ont réalisé une étude cinématique exhaustive de la phase d'accélération en plaçant 60 caméras infra rouges permettant d'enregistrer les déplacements de 47 marqueurs rétro-réfléchissants sur 50 m de sprint. Ils ont ainsi pu reconstruire la position du CM et mesurer les angles articulaires durant les différentes phases de la course. A partir de l'évolution de la position verticale du CM, ces auteurs ont identifié deux cassures dans la remontée du CM lors de la phase d'accélération (Nagahara et al., 2014). Ces auteurs retrouvent donc les trois phases précédemment observées dans l'accélération du sprinteur et confirment les variations d'amplitude et de fréquence de pas. Une première phase entre le départ et le 1er et 4ème appui durant laquelle le CM s'élève rapidement et où le pied se pose en arrière de la projection au sol du CM. Le gain de hauteur du CM serait principalement lié à la jambe. Une deuxième phase entre le 5ème et le 14ème appui où les sprinters posent le pied en avant du CM entraînant un mouvement de flexion-extension du genou lors de la phase d'appui. Le gain de hauteur du CM serait

principalement lié au tronc. La dernière phase, du 15ème au 25ème appui, où la variation de hauteur du CM ainsi que les angles de la tête et du tronc sont faibles. A notre connaissance, ces auteurs sont les seuls à avoir proposé une étude cinématique détaillée et complète de toute la phase d'accélération.

- *Phase de décélération*

A notre connaissance aucune étude n'a encore proposé d'analyse cinématique détaillée de cette phase. Seules des analyses des paramètres spatio-temporels de la fréquence et de l'amplitude de pas ont été réalisées. Les différentes études montrent qu'après l'atteinte de la vitesse maximale, cette vitesse de course diminue. Cette diminution est liée à une diminution significative de la fréquence de pas et une stabilité de l'amplitude. Dans les 20 derniers mètres de la course, certains coureurs seraient capables d'augmenter leur amplitude de pas pour compenser la baisse de la fréquence (Ae, Ito, & Suzuki, 1992; Bezodis, Irwin, Kuntze, & Kerwin, 2011; Gajer, Thépaut-Mathieu, & Lehenaff, 1999; Mackala, 2007). Cette tendance est confirmée chez le meilleur sprinter du monde qui lors de son record du monde en 2009 présente une amplitude de pas qui augmente jusqu'à la fin de la course (2,67 m entre 40 et 60 m et 2,85 m entre 80 et 100 m) pour une fréquence de pas qui diminue dans les 20 derniers mètres de course (4,49 Hz entre 40 et 80 m puis 4,23 Hz entre 80 et 100 m) (Krzysztof & Mero, 2013). Ces modifications de fréquence et d'amplitude pourraient être en lien avec le niveau des coureurs puisque l'ensemble des études précédemment citées ont été réalisées chez des athlètes de haut niveau. Une seule étude réalisée chez des étudiants en activité physique et sportive ne montre pas de modification de l'amplitude ou de la fréquence de pas après l'atteinte de la vitesse maximale (Morin, Jeannin, Chevallier, & Belli, 2006).

- *Conclusion*

L'ensemble de ces travaux étayés par différents autres travaux (Bezodis, Salo, & Trewartha, 2010) nous a montré que lors de la phase de starting-block, le sprinteur est confronté à une double exigence : avoir un temps d'impulsion sur les blocs le plus court possible et produire une vitesse horizontale du CM la plus grande possible. Il doit donc trouver le meilleur compromis entre ces deux exigences. Le sprinter résout partiellement ce problème grâce à ses qualités musculaires de force et d'explosivité plus importantes. Pour mieux comprendre cette phase de starting-block, l'étude directe des forces appliquées sur les starting-block est incontournable. Concernant les autres phases (accélération initiale, de transition et la décélération), la fréquence et l'amplitude ont majoritairement été étudiées. A partir du 3ème appui, l'augmentation de la vitesse est principalement liée à l'augmentation de l'amplitude de pas, et lors de la décélération c'est la fréquence qui baisse. Ces variables

spatio-temporelles et cinématiques dépendent de variables cinétiques telles que la force de réaction du sol, de ces composantes verticales et horizontales et de son orientation. Pour mieux comprendre les adaptations spatio-temporelles et cinématiques lors des différentes phases du 100 m, l'étude de la cinétique de la course de sprint est donc nécessaire.

B) Variables cinétiques lors de la course de sprint

- *Phase de starting-block*

Les premiers travaux ayant mesuré les forces de réactions du sol lors de la phase de starting-block remontent à ceux de Kisler (Kisler, 1934). Ils décrivent la distribution des forces exercées sur les blocs avant et arrière lors des différentes positions de départ de sprint. Ces travaux sont complétés par ceux de Henry (Henry, 1952) qui étudient les caractéristiques de la courbe force-temps lors du départ de sprint chez des sprinters de différents niveaux et avec un écartement des blocs différent. Ces auteurs montrent ainsi que les sprinters les plus rapides sont ceux qui présentent des plus hauts niveaux de force développée dans des temps plus courts et que plus l'écartement des blocs est grand plus le temps de poussée est long et plus le niveau de force augmente (figure 8).

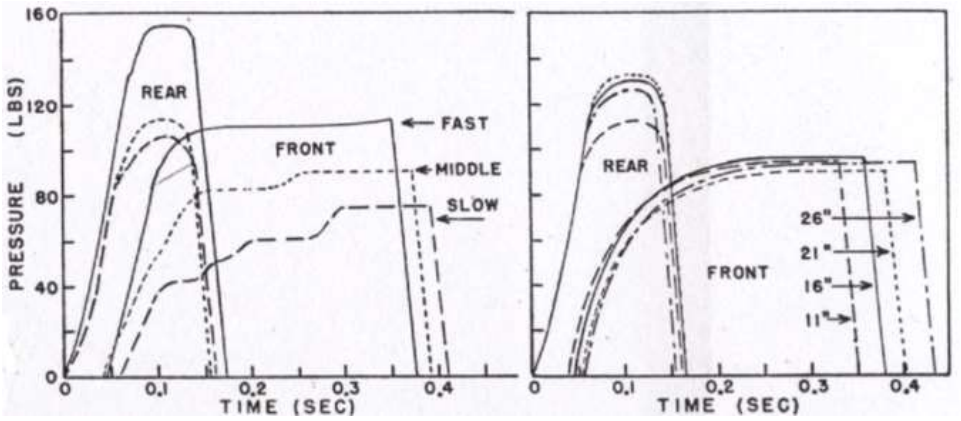


Figure 8 : Courbes originales obtenues par Henry en 1952. La figure de gauche présente les effets du niveau des coureurs et la figure de droite les effets de l'écartement des blocs sur la courbe force-temps mesurée dans la phase de starting-block.

A la suite de ces travaux, de nombreux auteurs se sont intéressés à la description des variables cinétiques lors de la phase de starting-block, à partir de la mesure des efforts appliqués sur les blocs, pour tenter de comprendre l'importance du temps de poussée, de la vitesse de quitté des blocs ou de la force sur la performance lors du 100 m (Baumann, 1976; Mero, 1988). Ces travaux ont été complétés par l'étude :

- Des effets du niveau d'expertise (Coh et al., 1998; Otsuka et al., 2014; Willwacher, Feldker, Zohren, Herrmann, & Brüggemann, 2013). Ces études soulignent que la composante de force antéro-postérieure (F_H) est un facteur discriminant d'une bonne performance lors du départ en start. Cependant, lorsque l'on compare des coureurs de bon niveau et des coureurs de niveau international, c'est le temps de poussée sur les blocs, le taux de développement de la force, l'orientation de la force antéro-postérieure (F_H) et la puissance développée qui deviennent des facteurs discriminants d'un bon départ en starting-block et d'une bonne performance sur 100 m (figure 9).
- De différentes positions initiales dans les blocs à la commande « prêt », l'angle des starting-blocks (Guissard et al., 1992), la largueur des pieds dans les blocs (Otsuka et al., 2015), la position antéro-postérieure du corps (Natta & Brenière, 1997, 1998; Natta, Boisnoir, & Cholet, 2012) ou bien encore la pression appliquée sur les starting-blocks avant le départ (Gutiérrez-Dávilla, Dapena, & Campos, 2006).
- Du temps de réaction (Mansour, 2008; Willwacher et al., 2013).
- Du feedback de la force et de la vitesse de quitté des blocs lors de l'apprentissage de la technique de départ en starting-block (Mendoza & Schöllhorn, 1993).
- Du moment de force et de la puissance développés à chaque articulation du membre inférieur lors de la phase de starting-block, du 1er et 2ème appui ainsi que lors de la phase d'accélération et de transition (Bezodis et al., 2015; Charalambous et al., 2012; Debaere, Delecluse, et al., 2013; Jacobs & van Ingen Schenau, 1992; Otsuka et al., 2015). L'ensemble de ces études sera détaillé dans la partie 3 concernant la contribution des membres inférieurs à la propulsion vers l'avant du CM.

- *Phases d'accélération initiale et de transition*

Etude expérimentale 2 (annexes 2) :

« Acceleration capability in elite sprinters and ground impulse: Push more, brake less? »
Morin JB, Slawinski J, Dorel S, Saez de Villareal E, Couturier A, Samozino P, Brughelli M, Rabita G.
Publié dans le Journal of Biomechanics (2015)

La majorité des études ayant mesuré les paramètres cinématiques lors du départ en starting-block a également mesuré ces paramètres lors du 1er et 2ème appui de la course (Charalambous et al., 2012; Debaere, Jonkers, et al., 2013; Kawamori, Nosaka, & Newton, 2013; Kugler & Janshen, 2010; Mero, 1988; Otsuka et al., 2014, 2015). Otsuka et al. (2014) montrent que les différences observées dans la phase de bloc s'estompent au fur et à mesure des appuis (1er et 2ème). La figure 9 montre que des différences subsistent entre les coureurs non entraînés et ceux bien entraînés en termes de niveau de force développée au 1er et 2ème appui.

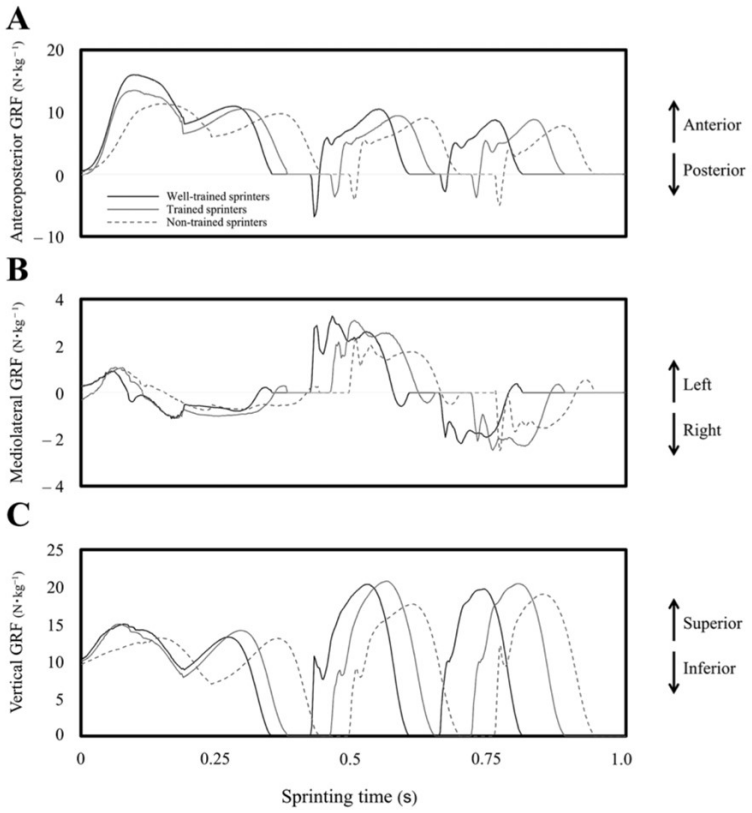


Figure 9 : Courbes obtenues par Otsuka et al. (2014). Cette figure présente les composantes antéro-postérieures (A), latérales (B) et verticales (C) de la force de réaction du

sol lors de la phase de starting-block, du 1er et 2ème appui chez des coureurs bien entraînés, entraînés et non entraîné en sprint.

Mesures aux 8m, 14m, 16m et à vitesse maximale. Les composantes de la force de réaction du sol ont initialement été étudiées à l'aide d'un tapis roulant instrumenté (Lakomy, 1987). Ainsi, la course à haute vitesse a été reliée à la capacité à produire des hauts niveaux de force verticale de réaction du sol par unité de poids (Weyand et al., 2000; Weyand, Sandell, Prime, & Bundle, 2010) et au temps nécessaire pour appliquer cette force (Weyand et al., 2010) ainsi qu'à la raideur globale du sprinter (Morin et al., 2006). La force antéro-postérieure de réaction du sol a également été étudiée, à 8 m (Kawamori et al., 2013), à 14 m (Johnson & Buckley, 2001), à 16 m du départ (Hunter et al., 2005) et lors de la phase de vitesse maximale (Belli et al., 2002; Bezodis et al., 2008; Vardaxis & Hoshizaki, 1989). Une partie de ces études s'est centrée sur la puissance développée au niveau des articulations du membre inférieur. Ces études seront détaillées dans la troisième partie (Belli et al., 2002; Bezodis et al., 2008; Johnson & Buckley, 2001; Vardaxis & Hoshizaki, 1989). Les autres études (Hunter et al., 2005; Kawamori et al., 2013) montrent que l'impulsion horizontale est significativement corrélée à la performance en sprint. Cette impulsion se décompose en impulsion de freinage et en impulsion d'accélération. Lors de la phase d'accélération, le sprinteur peut « freiner moins » ou « accélérer plus ». Lorsque ces deux composantes de l'impulsion sont intégrées dans une régression multiple, l'impulsion d'accélération est le prédicteur le plus important de la vitesse de sprint, 57% pour l'impulsion d'accélération et 7% pour l'impulsion de freinage. Cependant, ces deux études n'ont mesuré cette impulsion que pour un à cinq appuis lors de la phase d'accélération et chez des athlètes non spécialistes de sprint. Seules deux études (Morin et al., 2012; Morin, Samozino, Bonnefoy, Edouard, & Belli, 2010) proposent une analyse complète de la phase d'accélération. Le protocole consistait à réaliser 6 s de sprint sur un tapis roulant mesurant les différentes composantes de la force de réaction du sol. Les auteurs concluent à partir de la comparaison entre des sprinters internationaux et des sprinteurs non entraînés que la performance sur 100 m est déterminée par la capacité du sprinter à produire de la force à des vitesses de course élevées et à orienter la force de réaction du sol vers l'avant. Les travaux de Morin introduisent pour la première fois le concept d'efficacité d'application de la force. Ils montrent ainsi que la performance ne dépend pas uniquement du niveau de force appliquée mais de la manière dont celle-ci est appliquée. Le ratio de force (RF) représente le rapport entre la composante horizontale de la force de réaction du sol et la force de réaction du sol totale. Ce RF représente le pourcentage de force antéro-postérieure appliqué vers l'avant. Autrement dit, la part « efficace de la force » lors de la phase d'appui. Lors de la phase d'accélération, la vitesse augmente mais l'accélération antéro-postérieure diminue. En effet, l'impulsion de freinage augmente et elle compense l'impulsion

d'accélération. La fin de la phase d'accélération est caractérisée par une accélération antéropostérieure nulle (autant de freinage que d'accélération). Donc, plus la vitesse augmente, plus le pourcentage de force antéro-postérieure appliqué vers l'avant diminue, et plus le RF diminue. La diminution de ce RF est linéaire avec l'augmentation de la vitesse. La pente de cette droite est appelée « index d'application de la force de réaction du sol (D_{RF}). Ces auteurs montrent clairement, sur tapis roulant, que comparé à des sprinters entraînés, les sprinteurs de haut-niveau présentent un RF plus grand et un D_{RF} plus faible. Ces deux paramètres sont également extrêmement bien corrélés à la performance (Morin et al., 2012). Cependant, la limite principale de cette étude est qu'elle est réalisée sur tapis roulant et non dans des conditions écologiques de sprint. Nous n'avons donc pas une description complète de la phase d'accélération en condition de sprint réel.

Pour répondre à cette question, les équipes de l'Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance (INSEP) (Guiseppe Rabita, Gaël Guilhem et Antoine Couturier), de l'Université de Nice (Jean-Benoit Morin du Laboratoire Motricité Humaine, Education, Sport, Santé), de l'Université Savoie Mont-Blanc (Pierre Samozino du Laboratoire de Physiology de l'Exercice), de l'Université de Nantes (Sylvain Dorel du Laboratoire Motricité, Interactions, Performance) et de l'Université Paris Nanterre (Jean Slawinski), ont mené une étude visant à mesurer les forces de réaction du sol lors de la phase d'accélération en condition réelle de sprint. Cette étude a consisté à mesurer l'ensemble des forces de réaction du sol lors d'un sprint de 40 m.

- ✓ <u>Matériels et méthode</u>

Les expérimentations ont été réalisées à l'INSEP à la salle Maigrot (figure 10) et 9 sprinters de haut niveau ont participé à l'étude. Cette population se subdivisait en 4 athlètes de niveau international (9,86 à 10,29 s sur 100 m) et en 5 athlètes élites (10,40 à 10,60 s sur 100 m). Chacun d'entre eux a réalisé une séance d'entraînement en sprint qui consistait en 2 x 10 m, puis 2 x 15 m, puis1 x 20 m, puis 1 x 30 m et1 x 40 m. Chaque sprint était réalisé en starting-block et le départ était reculé à chaque allongement de la distance de course. Ainsi, les forces de réaction du sol étaient mesurées à l'aide des 6,6 mètres de plate-forme sur les 6,6 premiers mètres de course lors des 10 m, puis entre le 6,6^{ème} mètre de course et le 13,2^{ème} mètre lors des 15 m, puis entre le 14ème et le 20,6^{ème} mètre lors du 20 m, puis entre le 23,4^{ème} et le 30ème mètre lors du 30 m et entre le 33,4^{ème} et le 40ème m lors du 40 m (figure 10).

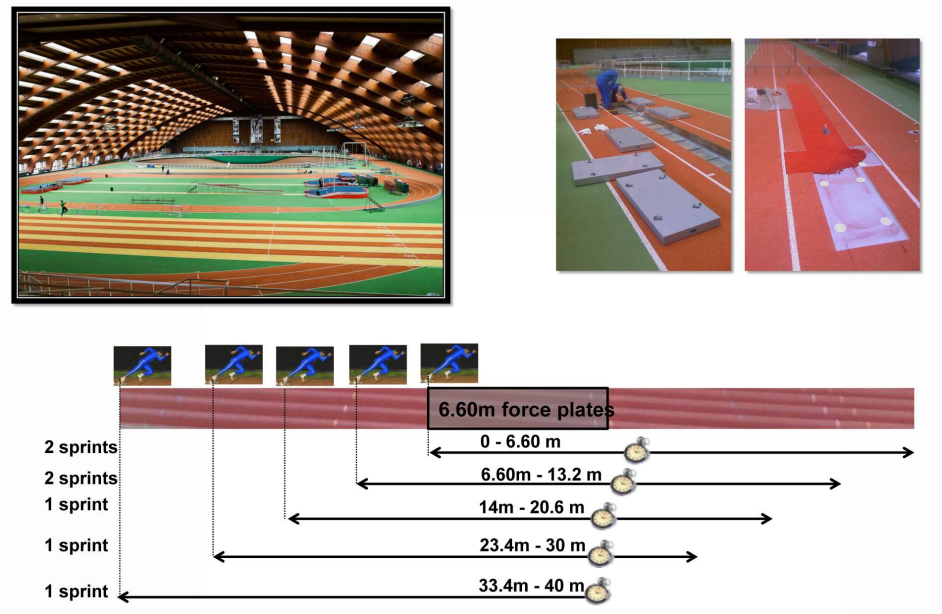


Figure 10 : Salle Maigrot, les 6,6 m de plate-forme de force intégrée dans la piste et schéma expérimental de la reconstruction des 40 m de course sur les plates formes.

✓ <u>Résultats et discussion</u>

L'ensemble de ce protocole a permis de reconstruire l'ensemble des forces de réaction du sol lors d'un 40 m de sprint chez des athlètes de haut-niveau (figure 11) ainsi que les impulsions de freinage et d'accélération. Ce travail a donné lieu à un ensemble de trois publications publiées dans le *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports* et le *Journal of Biomechanics* (Morin et al., 2015; Rabita et al., 2015; Samozino et al., 2015; Slawinski et al., 2017) ainsi qu'un symposium au 16ème congrès de l'ACAPS à Nantes en 2015 (Slawinski, Morin, Samozino, & Rabita, 2015) présenté ici en annexe. L'ensemble de ces études montre :

1. l'importance de la force antéro-postérieure dans la phase d'accélération, la composante force antéro-postérieure moyenne développée sur 40 m est corrélée à la vitesse maximale et à la performance sur 40 m (respectivement r = 0,904 et 0,816 ; p ≤ 0,001). La composante verticale de force n'est, quant à elle, pas corrélée à ces deux indicateurs de performance (respectivement r = - 0,216 et -0,388).
2. L'importance de l'impulsion horizontale positive (d'accélération) est significativement corrélée à performance sur 40 m (r = 0,868 ; p ≤ 0,001). Lors de la phase d'accélération, les sprinters les plus rapides sont donc ceux qui produisent la plus grande impulsion d'accélération et pas nécessairement ceux qui « freinent » le moins.

3. L'orientation de la force de réaction du sol (RF moyen sur les 40 m) est également déterminante de la vitesse maximale et de la performance sur 40 m (respectivement r = 0,899 et 0,933 ; p ≤ 0,001).
4. La puissance moyenne développée lors des 40 m de sprint est également très bien corrélée à la vitesse maximale et la performance (respectivement r = 0,958 et 0,903 ; p ≤ 0,001).
5. La capacité à produire une accélération horizontale importante est principalement liée à la capacité à produire et à appliquer des hauts niveaux de puissance et de force à différentes vitesses de course comme l'avaient suggéré les travaux de Morin (Morin et al., 2011; 2012). Cette capacité est bien décrite par la relation force (F) – vitesse (v) et puissance (P) – vitesse (v) du membre inférieur. Ces relations sont résumées par les paramètres intégratifs que sont la force et la vitesse maximale théorique (F_0 et V_0) ainsi que la puissance maximale associée (P_{max}) que les membres inférieurs peuvent développer. Ces paramètres, F_0, V_0 et P_{max} caractérisent les limites mécaniques du système neuromusculaire englobant ainsi ses propriétés mécaniques, morphologiques et neuronales ainsi que des facteurs techniques (Cormie, Mcguigan, & Newton, 2011).

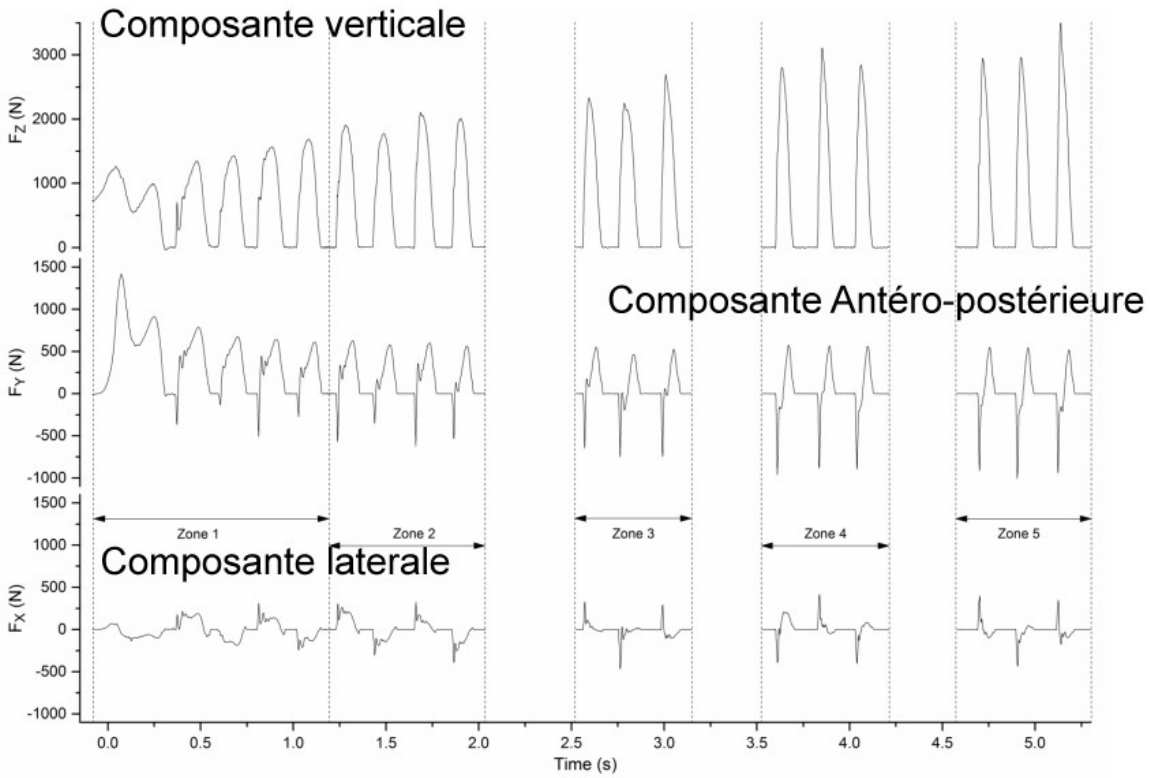


Figure 11 : Exemple de reconstruction des trois composantes de la force de réaction du sol développée lors d'un sprint de 40 m. Le premier double pic correspond au départ puis sur la composante verticale, chaque pic correspond à la pose d'un appui au sol.

- *Phase de décélération*

L'étude des paramètres cinétiques dans cette phase du 100 m n'a fait l'objet, à notre connaissance, que d'une seule recherche (Morin et al., 2006). Ces auteurs, à partir de la mesure des temps d'appui et des temps de vol lors d'une course de 100 m, extrapolent la force maximale de réaction du sol ainsi que la raideur globale de sprinteurs non spécialistes (étudiants en sciences et techniques des activités physiques et sportives). Les résultats montrent que, malgré la baisse de vitesse de sprint, aucune modification de la force maximale de réaction du sol ou de la raideur globale n'est observée. Des études complémentaires sont donc nécessaires pour mieux comprendre cette phase de décélération.

- *Conclusion*

Ces différentes études montrent que du départ à la vitesse maximale, la capacité de production d'une grande impulsion positive, d'une force antéro-postérieure importante et de l'orientation de la force de réaction du sol lors de la phase d'accélération sont des paramètres cinétiques déterminants de la performance en sprint. Cette capacité dépend des limites mécaniques et neuromusculaires du système propre à chaque sujet. Ces limites s'expriment au travers de la mesure de F_0, V_0 et P_{max}. Pour obtenir ces paramètres, il faut établir la relation force (F) – vitesse (v) et puissance (P) – vitesse (v) du membre inférieur de chaque sprinter. Il faut donc être capable d'évaluer la puissance produite lors du sprint. Le chapitre suivant visera à présenter les études qui se sont intéressées à la mesure de la puissance en sprint.

C) Travail et puissance mécanique du centre de masse lors de la course de sprint.

- *Phase de starting-block*

Dans la phase de starting-block et lors des premiers appuis, comme nous l'avons vu précédemment, nos travaux ainsi que de nombreux autres se sont intéressés aux calculs de l'énergie des segments et des puissances articulaires (Bezodis et al., 2015; Charalambous et al., 2012; Debaere, Delecluse, et al., 2013; Jacobs & van Ingen Schenau, 1992; Mero et al., 2006; Otsuka et al., 2015; Slawinski et al., 2010, 2012; 2017). L'ensemble de ces études sera détaillé dans la troisième partie qui concerne la contribution des membres inférieurs à la propulsion vers l'avant du CM.

Succinctement, nos travaux montrent que les athlètes de haut niveau produisent une E_C plus élevée que des athlètes entraînés mais pour un temps de poussée sur les blocs similaire. La puissance produite durant la phase de starting-block est donc de plus en plus grande chez

les athlètes de haut niveau (environ 35%). La position des starting-blocks (l'écartement) influence également l'E_C et la puissance développée par l'athlète. Ainsi, plus un écartement des starting-blocks est grand plus l'E_C augmente. Cependant, plus l'écartement augmente et plus le temps de poussée sur les blocs augmente également. La puissance développée lors de la phase de bloc est alors plus grande pour la condition d'écartement intermédiaire (entre 30 et 40 cm). Ces travaux confirment les résultats de Bezodis et al. (2010) qui montrent que la puissance développée durant la phase de starting-block est un indicateur fiable de la performance lors du départ de sprint.

- *Phases d'accélération initiale et de transition*

Etude expérimentale 3 (annexes 3) :

«Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion»
Rabita G, Dorel S, Slawinski J, Saez de Villareal E, Couturier A, Samozino P, Morin JB. ***Publié dans le Scandinavian Journal of Medicine and Sports (2015)***

Le calcul de ce travail mécanique en sprint est abordé au début des années 1970 par l'équipe de Giovanni Cavagna, qui après avoir formalisé la mesure du travail mécanique lors de la marche et de la course (Cavagna, Margaria, & Arcelli, 1965; Cavagna et al., 1964; Cavagna, Thys, & Zamboni, 1976) s'intéresse à la phase d'accélération lors d'un sprint (Cavagna et al., 1971). Ainsi, suivant la théorie de l'époque, ce calcul du travail mécanique permettra d'expliquer le travail réalisé par les muscles et le rendement de la course de sprint : « *The positive and the negative work actually done by the muscles at each step was calculated by multiplying the average force, exerted on the platform during the push, or during the brake, by the actual displacement forward of the trunk, during these intervals.* ». Cependant, ce lien direct entre travail mécanique et force musculaire est difficilement concevable aujourd'hui. Trois jeunes sprinters ont réalisé plusieurs sprints sur une plate-forme de force de 4 m de long. Le départ était placé à différentes distances de la plate-forme ce qui a permit aux auteurs de reconstruire un sprint de 30 m. A partir des données de forces horizontales, les auteurs recalculent le travail mécanique associé au déplacement vers l'avant ainsi que la puissance développée. Les résultats montrent que le travail mécanique produit à 9,5 $m.s^{-1}$ est compris entre 3600 et 4000 Joules. La puissance développée à chaque appui a également été calculée. Les auteurs ont ainsi montré ainsi que la puissance maximale pour deux des trois coureurs était de l'ordre de 2500 à 3000 W et atteinte à vitesse maximale (figure 12).

Au regard des connaissances actuelles, ces valeurs paraissent très élevées. L'atteinte de la puissance maximale à la vitesse la maximale n'est pas non plus conforme aux récentes études sur le sujet (di Prampero et al., 2005; Morin et al., 2011; Morin et al., 2012; Rabita et al., 2015; Slawinski et al., 2015). En effet, ces auteurs montrent que relation puissance-vitesse est conforme à celle observée pour le muscle isolé, c'est à dire en forme de parabole. La puissance maximale est atteinte au bout de 0,9 s (Slawinski et al., 2017) soit environ entre le $3^{ème}$ et $6^{ème}$ appui et non en fin de la phase d'accélération à la vitesse maximale de course comme le suggère l'étude de Cavagna en 1971. Il semble donc que malgré la qualité de ces premiers travaux concernant le travail mécanique en sprint, les auteurs ont rencontré des difficultés méthodologiques notamment dans la mesure de la relation entre la force horizontale et la vitesse (*F-v*). En effet, la relation *F-v* obtenue par Cavagna et al. (1971) n'est linéaire que

jusqu'à 5 m.s^{-1}, au-delà, la force ne diminue plus malgré l'augmentation de la vitesse de course (figure 12 A). Il semble donc que ces auteurs aient eu des soucis dans la mesure de la force de réaction du sol à haute vitesse.

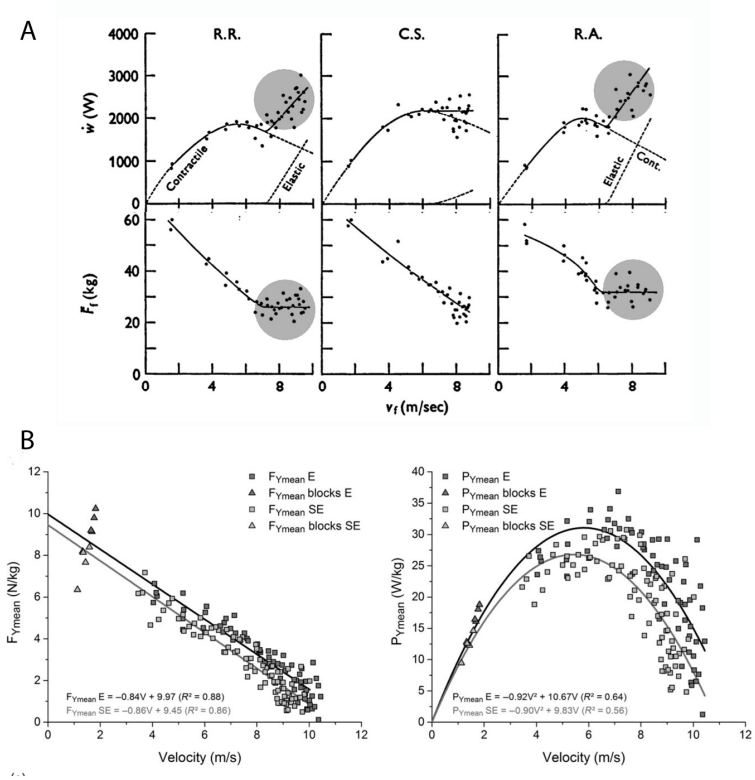


Figure 12 : La partie A correspond à la puissance mécanique ($\dot{w}$) et force antéro-postérieure (notée par ces auteurs $\bar{F}_f$) exprimée en fonction de la vitesse de course (v_f) obtenue par Cavagna et al. (1971). Les cercles gris correspondent aux parties des relations force-vitesse et puissance-vitesse qui ne sont pas en accord avec les travaux récents mesurant la force et la puissance développée en sprint (di Prampero et al., 2005; Morin et al., 2012, 2011; Rabita et al., 2015; Slawinski et al., 2017). La partie B présente ces mêmes relations force-vitesse et puissance vitesse obtenues 44 ans plus tard à l'aide de la même méthodologie par Rabita et al. (2015). La relation force antéro-postérieure (notée par ces auteurs F_{Ymean}) est bien linéaire jusqu'à la vitesse maximale de course.

La collaboration entre l'Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance, l'Université de Nice, l'Université Savoie Mont-Blanc, de l'Université de Nantes et de l'Université Paris Nanterre, nous a permis de revisiter chez des sprinters de très haut niveau la relation *F-v* lors de la course de sprint sur terrain initialement étudiée par Cavagna et al. (1971) et Morin et al. (2012). L'ensemble de cette démarche originale ayant été présentée lors du 16ème

congrès des chercheurs en activités physique et sportive (ACAPS) à Nantes. Ce symposium était composé de quatre présentations.

La première présentée par le professeur Jean-Benoit Morin visait à rappeler le contexte de l'établissement du profil *F-v* du sprinteur lors de sa course. Il a ainsi présenté ses travaux sur la mesure du profil *F-v* réalisé sur tapis roulant à plate-forme de force et a rappelé l'importance de la force antéro-postérieure et de son orientation (RF et D_{RF}) dans la phase d'accélération. Cependant il a précisé que ces résultats avaient étaient obtenus sur tapis roulant et que la course sur terrain pouvait induire des adaptations différentes.

La deuxième présentation par le Dr Guiseppe Rabita (publiée dans le Scandinavian Journal of Sport Medicine en 2015 ; Rabita et al., 2015) a montré que les résultats obtenus sur tapis sont similaires sur le terrain. En effet, la mesure directe des forces développées au sol par des sprinteurs de très haut-niveau (cf. partie B du présent chapitre) a permis d'établir les relations *F-v* et puissance-vitesse (*P-v*) de ces sprinteurs lors de leur phase d'accélération (0 à 40 m). Les résultats obtenus montrent que la relation *F-v* est bien linéaire (figure 12) et confirment les résultats obtenus par Morin sur tapis roulant en soulignant le rôle fondamental de l'orientation de la force antéro-postérieure lors de la course de sprint chez les athlètes de très haut-niveau. Enfin, ces résultats montrent l'importance de la production de puissance lors de la phase de starting-block pour réaliser une bonne performance sur 40 m. Cependant, cette méthode de mesure du profil *F-v* est très lourde et coûteuse, puisqu'elle implique l'utilisation de plate-forme de force. Pour l'utilisation en routine de cette mesure du profil *F-v,* une méthode de mesure plus simple doit-être envisagée.

La présentation de cette méthode plus simple a fait l'objet de la troisième intervention par le Dr Pierre Samozino (publiée dans le Scandinavian Journal of Sport Medicine en 2015). Cette méthode repose sur la modélisation de la relation vitesse temps de la phase d'accélération du sprint à l'aide d'un modèle exponentiel :

$$v(t) = v_{max}.\left(1 - e^{(-t/\tau)}\right)$$

Avec v la vitesse de course, v_{max} la vitesse maximale atteinte et τ la pente de l'exponentielle. L'intégration et la dérivation de cette équation permettent d'obtenir respectivement l'accélération et le déplacement du coureur (Samozino et al., 2015). A partir de l'accélération, des caractéristiques anthropométriques du sprinteur, et des conditions environnementales, il est possible d'estimer la force antéro-postérieure appliquée au sol par le coureur ainsi que la puissance produite. L'objet de la présentation du Dr Samozino était donc de valider l'utilisation d'un simple radar pour mesurer la vitesse de course en fonction du temps et d'en déduire le profil *F-v* des sprinteurs. Pour cela il a comparé les profils *F-v* et *P-v* obtenus grâce à la plate-forme de force avec ceux obtenus grâce au radar. Les résultats montrent que la méthode simple de mesure des profils *F-v* et *P-v* est fiable et valide. Cette méthode simple constitue un outil essentiel pour les entraîneurs et les préparateurs physiques

puisqu'elle permet d'évaluer les propriétés mécaniques des sprinteurs (F_0, V_0, P_{max} et D_{RF}) à partir d'un simple sprint maximal de 40 m.

La quatrième et dernière présentation a consisté à illustrer l'utilisation de cette méthode simple au travers de la comparaison des profils *F-v* et *P-v* des sprinteurs et sprinteuses de niveau mondial. Cette étude a été publiée dans le Scandinavian Journal of Sport Medicine (Slawinski et al., 2017) et nous a permis, à partir des temps relevés tous les 10 m lors des finales des championnats du monde depuis 1988, d'estimer les propriétés mécaniques des plus grands sprinteurs et sprinteuses de la planète, de comparer les caractéristiques des hommes et des femmes et enfin d'explorer la production de puissance lors de la phase de décélération.

- *Phase de décélération*

Etude expérimentale 4 (annexes 4) :

« How 100-m event analyses improve our understanding of world-class men's and women's sprint performance »
Slawinski J, Termoz N, Rabita G, Guilhem G, Dorel S, Morin JB, Samozino P. ***Publié dans le Scandinavian Journal of Medicine and Sports (2015)***

A notre connaissance aucune étude ne s'est intéressée à la production de puissance lors de la phase de décélération en sprint. Seul notre travail sur la comparaison des sprinteurs et sprinteuses de niveau mondial a exploré cette phase de décélération (Slawinski et al., 2017). Une analyse des meilleures performances mondiales réalisées lors des finales des 100 m des championnats du monde et des Jeux Olympiques depuis 1987 nous a permis d'explorer les variables mécaniques (cinétiques et cinématiques ; puissance (P), force (F) et vitesse (v)) et les propriétés mécaniques du système neuromusculaire intrinsèque de chaque athlète (F_0, P_{max}, V_0), de la performance de sprint chez ces athlètes de classe internationale. En effet, l'International Association of Athletic Federation (IAAF) systématise depuis 1986 une analyse scientifique des différentes disciplines athlétiques lors des championnats du monde. Pour la course de 100 m, les temps de passages tous les 10 m sont mesurés et sont disponibles dans la littérature internationale. L'objectif de ce travail était, à partir de ces temps de passage et de l'utilisation de la méthode simple proposée par le Dr Samozino, de comparer les variables mécaniques (force, vitesse et puissance développée tout au long de la course) et les propriétés mécaniques (F_0, V_0, P_{max}) des sprinteurs et sprinteuses de classe internationale lors des championnats du monde et des Jeux Olympique de ces 30 dernières années. Cette comparaison entre hommes et femmes a été réalisée pour la phase d'accélération et de décélération de la course. La phase d'accélération a permis d'établir la relation *F-v* et *P-v* pour chacun des athlètes. L'hypothèse formulée pour ce travail était que les femmes présenteraient une force et puissance relatives au poids du corps plus faible et que la diminution de puissance serait également plus importante en fin de course (Billaut & Smith, 2009; Billaut, Giacomoni, & Falgairette, 2003; Yanagiya et al., 2003).

✓ <u>Matériel et Méthode</u>

Les données de la présente analyse proviennent de l'enregistrement des courbes distance-temps lors de finales internationales de courses de 100 m (tableau 2). Nous avons ainsi analysé 50 courses hommes et 50 courses femmes.

La performance moyenne des hommes était de 9,96 ± 0,16 s (comprise entre 9,58 et 10,34 s) et 11,01 ± 0,16 s pour les femmes (comprise entre 10,54 et 11,33 s). La taille et le poids des 36 femmes et 34 hommes étudiés sont présentés dans le premier paragraphe de la partie résultat (Uth, 2005; http://www.sports-reference.com/olympics/sports/ATH/).

Tableau 2: Compétitions étudiées, nombre de coureurs étudiés par compétition et méthode de mesure de la courbe distance-temps sur 100 m. Chaque mesure a été effectuée lors de la finale du championnat correspondant.

Compétitions	Sprinters étudiés	Type de mesures
2ème Championnat du monde - ***Rome 1987***	7 hommes and 8 femmes	Video
24 ème Jeux Olympiques ***Seoul 1988***	7 hommes and 8 femmes	Video
3 ème Championnat du monde - ***Tokyo 1991***	8 hommes	Video
6 ème Championnat du monde ***- Athène1997***	7 hommes and 8 femmes	Laser/radar
7 ème Championnat du monde - ***Seville 1999***	6 hommes and 6 femmes	Video
11 ème Championnat du monde - ***Osaka 2007***	5 hommes and 5 femmes	Laser/radar
29 ème Jeux Olympiques ***Pékin 2008***	1 homme	Video
12 ème Championnat du monde - ***Berlin 2009***	8 hommes and 8 femmes	Laser/radar
13 ème Championnat du monde - ***Daegu 2011***	8 femmes	Laser/radar
30 ème Jeux Olympiques ***Londres 2012***	1 homme	Video

Traitement des données : Pour chaque course, les données de l'IAAF fournissent un temps tous les 10 mètres à l'aide d'analyse vidéo ou de l'utilisation d'un radar. A partir de ces données, nous avons modélisé la courbe distance-temps à l'aide d'un modèle bi-exponentiel (Morin et al., 2006) et suivant la méthode proposée par Samozino et al. (2015) :

$$x(t) = \int V_{max}.(e^{-\frac{t}{\tau 2}} - e^{-\frac{t}{\tau 1}})dt \quad (1)$$

Où $x(t)$ est la position horizontale du centre de masse (CM) du sprinter, v_{max}, sa vitesse maximale de course, τ_1 et τ_2 les constantes de temps de la première et seconde exponentielle

qui sont variables et déterminées à l'aide de la méthode des moindres carrés. Pour simplifier l'équation 1 elle peut s'écrire :

$$x(t) = \int V_{max}.(e^{b.t} - e^{a.t})dt \quad (2)$$

$$x(t) = V_{max}.(\frac{e^{b.t}}{b} - \frac{e^{a.t}}{a}) \quad (3)$$

avec $b = -\frac{1}{\tau 2}$ et $a = -\frac{1}{\tau 1}$

La vitesse et l'accélération horizontale ($v_H \; et \; a_H$) du CM lors de la phase d'accélération et de décélération du 100 m sont ensuite calculées par dérivation de $x(t)$:

$$v_H(t) = V_{max}.(e^{b.t} - e^{a.t}) \quad (4)$$

$$a_H(t) = \frac{dv_H(t)}{dt} = V_{max}.(e^{b.t} - e^{a.t})dt$$

$$a_H(t) = V_{max}.(b.e^{b.t} - a.e^{a.t}) \quad (5)$$

En appliquant le principe fondamental de la dynamique dans la direction horizontale, la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol (F_H) peut être calculée ainsi :

$$F_H(t) = m.a_H(t) + F_{aero}(t) \quad (6)$$

Avec m la masse du coureur (kg) et $F_{aero}(t)$ la force de résistance aérodynamique. Cette force est proportionnelle au carré de la vitesse de course et dépend de la vitesse du vent (w, disponible sur le site internet de l'IAAF), de la surface corporelle ($A_f = (0{,}2025.taille^{0{,}725}.masse^{0{,}425}).0{,}266$), de la densité de l'air ($\rho = 1{,}293$; Arsac & Locatelli, 2002) et d'un coefficient de pénétration dans l'air (Cd = 0,91; Van Ingen Schenau, Jacobs, & Koning, 1991) :

$$F_{aero}(t) = 0{,}5.\rho.A_f.Cd.(V_H(t) - w)^2 \quad (7)$$

La puissance horizontale antéro-postérieure développée (P_H en W et W.kg^{-1}) peut ensuite être calculée à chaque instant en multipliant $F_H(t)$ et $V_H(t)$ (figure 13 A, B, C).

Analyse des données : La performance (*Perf*) a été calculée comme le temps réalisé sur 100 m (T_{100m}) moins le temps de réaction (RT) :

Perf = (T_{100m} – RT) (8)

Des paramètres cinétiques et cinématiques ont été calculés pour décrire du point de vue mécanique la phase d'accélération (du départ jusqu'à l'atteinte de V_{max}) et de décélération (de V_{max} jusqu'à la fin de la course) : le temps et la distance à laquelle la V_{max} etait atteinte (T_{Vmax} et D_{Vmax}) ;a_H, F_H, v_H et P_H moyen lors de la phase d'accélération (A_{moy_accel}, F_{moy_accel}, V_{moy_accel} et P_{moy_accel}), de la phase de décéleration (A_{moy_decel}, F_{moy_decel}, V_{moy_decel}, et P_{moy_decel}) et durant toute la course de 100 m (F_{moy}, V_{moy} and P_{moy}). Le pourcentage de diminution de vitesse a également été calculé ($\%V_{max\text{-}fin}/V_{fin}$). La force a été exprimée en N et en $N.kg^{-1}$ et la puissance en W et $W.\ kg^{-1}$. A partir des valeurs de F_H, v_H et P_H obtenues sur la phase d'accélération, les relations *F-v* et *P-v* furent déterminées pour chaque course. La relation linéaire entre la force et la vitesse fut ensuite extrapolée pour estimer les valeurs de F_0 et de V_0 correspondant à l'intercepte avec respectivement l'axe de la force et de la vitesse (Samozino et al., 2015). La pente de la relation *F-v* (S_{FV}) fut également déterminée pour chaque course. La puissance maximale (P_{max}) fut calculée comme l'apex de la relation *P-v*.

Analyse Statistique : Après un test de normalité, nous avons utilisé un test T de Student pour mesures non-appareillées pour comparer les hommes et les femmes. Nous avons également utilisé un test de corrélation de Pearson pour tester les relations entre la performance, les variables spatio-temporelles et cinétiques obtenues lors de la course (V_{max}, T_{Vmax}, A_{moy_accel}, F_{moy_accel}, V_{moy_accel}, P_{moy_accel}, A_{moy_decel}, F_{moy_decel}, V_{moy_decel}, P_{moy_decel}, F_{moy}, V_{moy}, P_{moy}, et $\%V_{max\text{-}fin}/V_{fin}$) et les propriétés mécaniques (F_0, V_0 et P_{max}) mesurées chez les hommes et femmes sprinters. Le niveau de significativité a été fixé à 0,05.

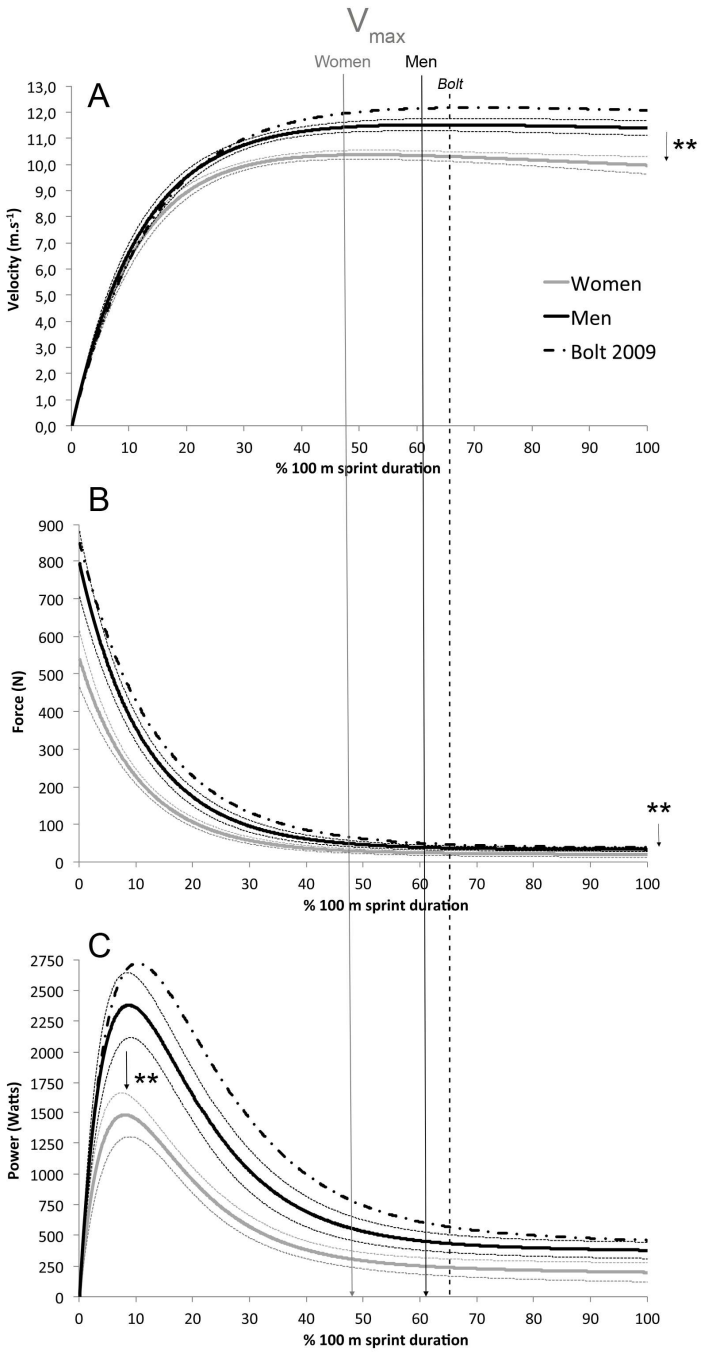


Figure 13 : Vitesse (A), force (B) et puissance (C) calculées lors du 100 m pour les 50 courses hommes (noir) et femmes (gris). Les lignes plus fines représentent l'écart-type (**p≤0,001). La courbe en pointillées représente les limites actuelles du sprint humain avec la performance de Bolt en 9,58 s. Les lignes verticales représentent le temps d'atteinte de la vitesse maximale.

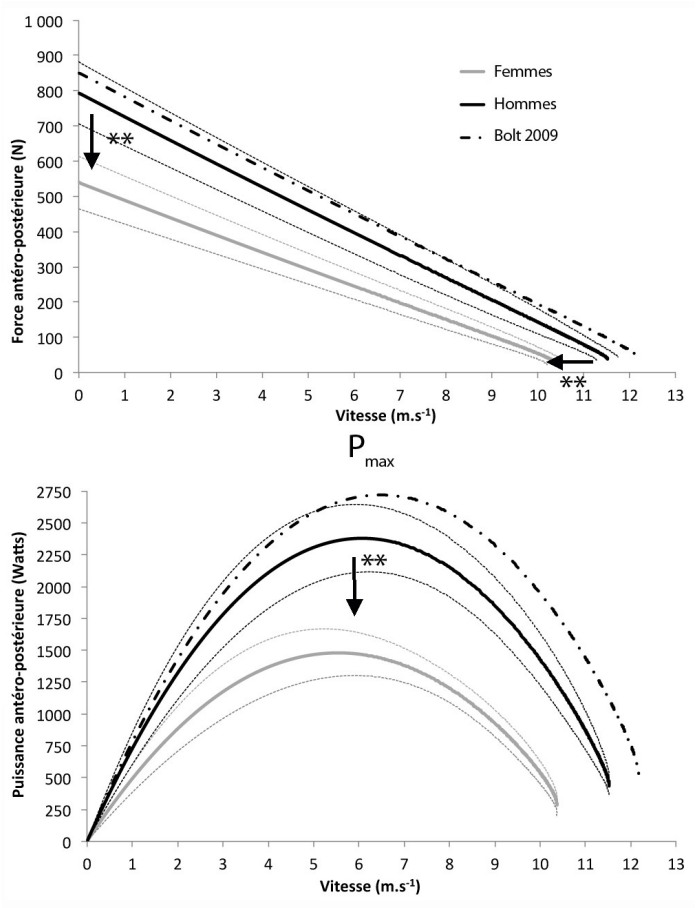


Figure 14 : Profils Force-Vitesse et Puissance-Vitesse chez les sprinteurs et sprinteuses de niveau mondial.

✓ <u>Résultats et discussion</u>

Cette étude a exploré les déterminants biomécaniques de la course de 100 m chez les femmes et les hommes de niveau mondial en analysant les corrélations entre ces paramètres et la performance et en caractérisant les effets de la fatigue induite par un sprint court. Les résultats ont montré que toutes les variables mécaniques (force, vitesse et puissance) mesurées tout au long de la course, ainsi que les propriétés mécaniques des sprinteurs (F_0, V_0, P_{max}) étaient significativement plus faibles chez les femmes (figure 14). Seule la moyenne de l'accélération et la force antéro-postérieure ($N.kg^{-1}$) développées durant la phase d'accélération, n'étaient pas significativement différentes entre les femmes et les hommes. La vitesse maximale de sprint et la puissance moyenne produite tout au long du 100 m étaient fortement corrélées à la performance sur 100 m ($-0,90 \leq r \leq 0,47$; $p \leq 0,001$). Les performances lors de la phase de décélération sont moins affectées par les effets de la fatigue chez les hommes. En effet, les hommes présentent une moindre diminution de la vitesse de course

entre l'atteinte de la V_{max} et la fin du 100 m que les femmes. Cette plus grande capacité à maintenir une vitesse de course élevée semble principalement liée à la capacité des hommes à atteindre leur V_{max} plus tard et donc à réduire la durée de la phase de décélération. L'atteinte de la V_{max} plus tardivement lors du sprint est essentiellement liée à une plus grande aptitude à produire de la force antéro-postérieure à des vitesses de course élevées, autrement dit à posséder une V_0 plus importante.

- ✓ Conclusion

La mesure directe de la force de réaction (et de ses composantes) ainsi que la méthode simple de mesure du profil *F-v* et *P-v* permettent donc de réaliser une analyse fine des paramètres déterminants de la performance sur 100 m. La puissance développée, la force antéro-postérieure et son orientation (RF et D_{RF}) et la vitesse maximale de sprint sont des paramètres extrêmement bien corrélés à la performance en sprint. Ces variables mécaniques sont en lien avec les propriétés mécaniques de chaque sprinteur et plus particulièrement leur P_{max} et leur capacité à produire de la force à des vitesses de course élevées (V_0). Cependant, que ce soit avec les plates-formes de force ou grâce à la méthode de mesure simple les analyses sont uniquement effectuées à partir des mouvements du centre de masse. Les mouvements des segments et leurs influences sur le déplacement du sprinter ne sont pas pris en compte. L'objectif du prochain chapitre sera donc d'explorer la contribution des différents segments à la propulsion du sprinter vers l'avant.

Résumé de la partie 2

La première partie de cette HDR a abordé les déterminants mécaniques de la course de sprint. Au travers des différentes phases de la course de sprint, de starting-block, d'accélération, de transition et de décélération, nous avons recensé des facteurs cinématiques et cinétiques caractérisant la performance en sprint.

- *La première étude a décrit la cinématique de la phase de starting-block et a montré que le centre de masse doit être au plus proche de la ligne de départ, et que la coordination des bras semble jouer un rôle important dans le positionnement du CM plus en avant.*

- *La deuxième étude était centrée sur la phase d'accélération et de transition. Il en ressort que les sprinters les plus rapides sont ceux qui produisent la plus grande impulsion d'accélération et pas nécessairement ceux qui « freinent » le moins.*

- *La troisième étude concernait la phase de décélération. Cette dernière dépend en réalité de la phase d'accélération. Plus la vitesse maximale du sprinter est élevée et atteinte tardivement dans la course, plus la phase de décélération sera courte et nuira moins à la performance. En d'autres termes, le sprinter doit être capable de produire de la force à une vitesse élevée. Pour cela, le RF moyen sur les 40 m (orientation de la force de réaction du sol tout au long de la course) doit-être le plus élevé possible. La coordination des segments libres entre eux pourrait jouer un rôle très important dans ce paramètre.*

Sur l'ensemble de la course, la puissance moyenne développée lors des 40 m de sprint est très bien corrélée à la vitesse maximale et la performance. La compréhension de la production de cette puissance grâce à la contribution de chacun des segments sera envisagée dans la deuxième partie de cette HDR.

3. Analyse des contributions de chaque segment à la propulsion lors du départ et des premiers appuis de la course de sprint

A) Contribution des membres inférieurs

Cette contribution a été étudiée dans la littérature grâce à l'approche articulaire. Chaque articulation contribuant à la production de la puissance au niveau du CM, différents auteurs se sont intéressés au calcul des puissances développées au niveau des articulations. Winter est le premier d'entre eux à utiliser la méthode locale pour mesurer ces puissances articulaires lors d'une course à faible intensité (jogging) (Winter, 1983). Il montre ainsi, que la cheville produit le pic de puissance articulaire le plus importante lors de la phase de poussée du pied au sol. En sprint, différents auteurs ont mesuré les puissances développées aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville lors de la phase de départ en starting-block (Bezodis et al., 2015; Brazil et al., 2016; Mero et al., 2006; Otsuka et al., 2015), lors du premier appui (Brazil et al., 2016; Charalambous et al., 2012; Debaere, 2012; 2013; Mero et al., 2006), lors du deuxième appui (Debaere et al., 2012; Debaere, Delecluse, et al., 2013; Jacobs & van Ingen Schenau, 1992), lors de la phase d'accélération à 14 m (Johnson & Buckley, 2001) et lors de la phase de vitesse maximale (Belli et al., 2002; Bezodis et al., 2008; Vardaxis & Hoshizaki, 1989). L'ensemble de ces auteurs s'accorde sur le fait que, quelle que soit la phase de course, le pic de puissance générée au niveau de l'articulation de la hanche, du genou et de la cheville suit une séquence proximo-distale durant la phase d'appui, suggérant pour certains auteurs, un « transfert » de puissance entre la hanche et la cheville, notamment par l'intermédiaire des muscles bi-articulaires (Jacobs, Bobbert, & van Ingen Schenau, 1996; Jacobs & van Ingen Schenau, 1992).

La moyenne des valeurs de puissance maximale de l'ensemble de ces études nous a permis d'estimer une valeur représentative du pic de puissance développée lors du cycle complet (phase de vol plus phase d'appui) par chaque articulation et, d'en déduire la contribution de chaque articulation à la puissance pic totale (somme de la puissance pic produite au niveau de la cheville du genou et de la hanche) (tableau 3 et figure 15). L'étude des valeurs de puissances pics montre que la puissance pic des trois articulations augmente jusqu'à V_{max} et que la part de puissance de chaque articulation évolue en fonction de la phase de course (starting-block, 1er, 2ème appui, au 14 m et à vitesse maximale; figure 15). Ainsi, cette analyse suggère que la part de la puissance développée par la hanche diminue jusqu'à la vitesse maximale au profit de la cheville et, que celle du genou reste stable (17 à 24%; figure 15). Cependant, l'examen des différentes valeurs de puissances pics obtenues par les différents auteurs, pour un même appui, montre certaines disparités. Ainsi pour le 1er appui,

les travaux de Debaere (Debaere, 2012; 2013) montrent que la participation de la cheville à la puissance totale est de 20% comparée au genou et à la hanche alors que Charamboulous et al. (2012) ainsi que Mero et al. (2006), pour ce même appui, obtiennent une participation de la cheville respectivement de 56 et 42%. De la même manière, pour le deuxième appui, Debaere et al. (2013) ainsi que Jacobs et van Ingen Schenau (1992) montrent que la part de puissance de la cheville est comprise entre 45 et 50% alors que Debaere (2012) n'obtient que 26% avec une implication plus grande du genou (28%) et de la hanche (47%). Dans son travail de thèse, Sophie Debaere (2012) donne quelques éléments d'explication puisqu'elle montre clairement que la puissance (rapportée au poids du corps) développée au niveau du genou lors du premier appui augmente considérablement avec l'âge et le niveau d'expertise (170% de différence entre des adolescents et sprinteurs adultes experts). Ces disparités pourraient s'expliquer par la population utilisée. Il semble cependant, que quelles que soient les études, la part de puissance développée au niveau de la cheville pourrait augmenter jusqu'à l'atteinte de la V_{max} (figure 15). Cependant, la compilation de ces différentes études ne permet pas de décrire l'ensemble de la phase d'accélération.

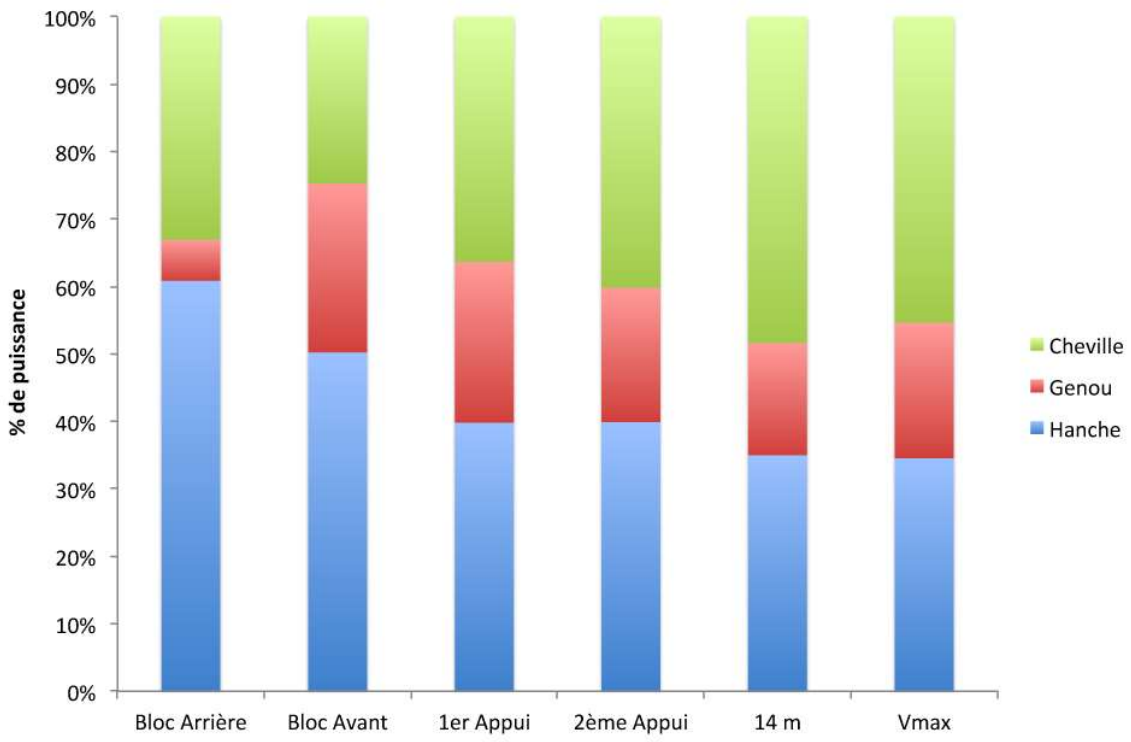


Figure 15 : Contribution de chaque articulation à la puissance maximale totale en fonction de la distance de sprint.

	Bloc Arrière	Bloc Avant	1er Appui	2ème Appui	14 m	Vmax
Hanche (W)	1068 ± 257	1426 ± 247	1648 ± 314	1648 ± 314	2100	2120 ± 170
Genou (W)	126 ± 34	878 ± 373	828 ± 312	828 ± 312	1000	1250 ± 354
Cheville (W)	556 ± 62	971 ± 797	1652 ± 543	1652 ± 543	2900	2800 ± 283

Tableau 3 : Répartition des puissances maximales (Watts) articulaires en fonction de la distance de sprint. Ces valeurs sont calculées à partir des données présentes dans la littérature.

Trois études se sont intéressées à la mesure de la puissance mécanique au niveau de la hanche, du genou et de la cheville à différentes vitesses de déplacement (de 1,5 $m.s^{-1}$ à 9 $m.s^{-1}$, soit la vitesse maximale de course) (Nagahara et al., 2017; Schache et al., 2015; Schache et al., 2011). L'étude de Schache et al. (2015) est la plus complète, puisqu'elle évalue l'évolution des puissances positives et négatives à chaque articulation en phase de vol et d'appui, pour des vitesses de déplacements constantes allant de la marche à la vitesse maximale. Ces auteurs montrent ainsi qu'en phase d'appui, la puissance moyenne (moyenne de la puissance positive et négative) produite au niveau de la hanche diminue avec l'augmentation de la vitesse alors que les puissances moyennes du genou et de la cheville augmentent. En phase de vol, la puissance de la hanche augmente, celles du genou diminuent et celle de la cheville reste stable (figure 16). Ces auteurs ont également calculé la contribution de chaque articulation à la puissance moyenne totale et montrent ainsi, qu'en phase d'appui, quelle que soit la vitesse, c'est la cheville qui contribue le plus à la production de puissance (figure 17). En phase de vol, c'est la hanche qui contribue majoritairement à la production de puissance positive. L'augmentation de la vitesse de course ne modifie pas de manière linéaire ces contributions. Par exemple, en phase d'appui, malgré une légère diminution de la contribution de la cheville et une augmentation de la contribution de la hanche, la contribution de la cheville à la puissance totale reste majoritaire (figure 17). Ces résultats semblent logiques puisqu'à vitesse constante le coureur est « placé » avec une attitude « haute », qui est totalement différente de la phase d'accélération où le coureur est en déséquilibre vers l'avant pour produire une accélération.

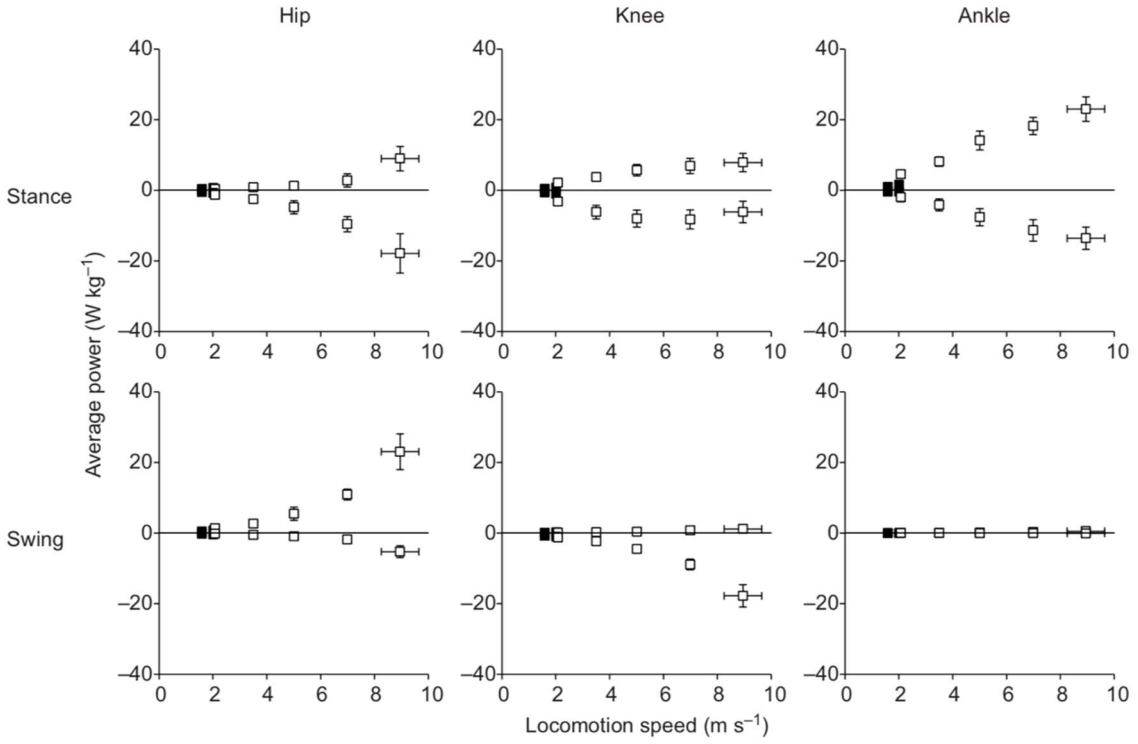


Figure 16: Evolution des puissances positive et négatives produites au niveau de la hanche, du genou et de la cheville en phase d'appui et de vol (Schache et al., 2015).

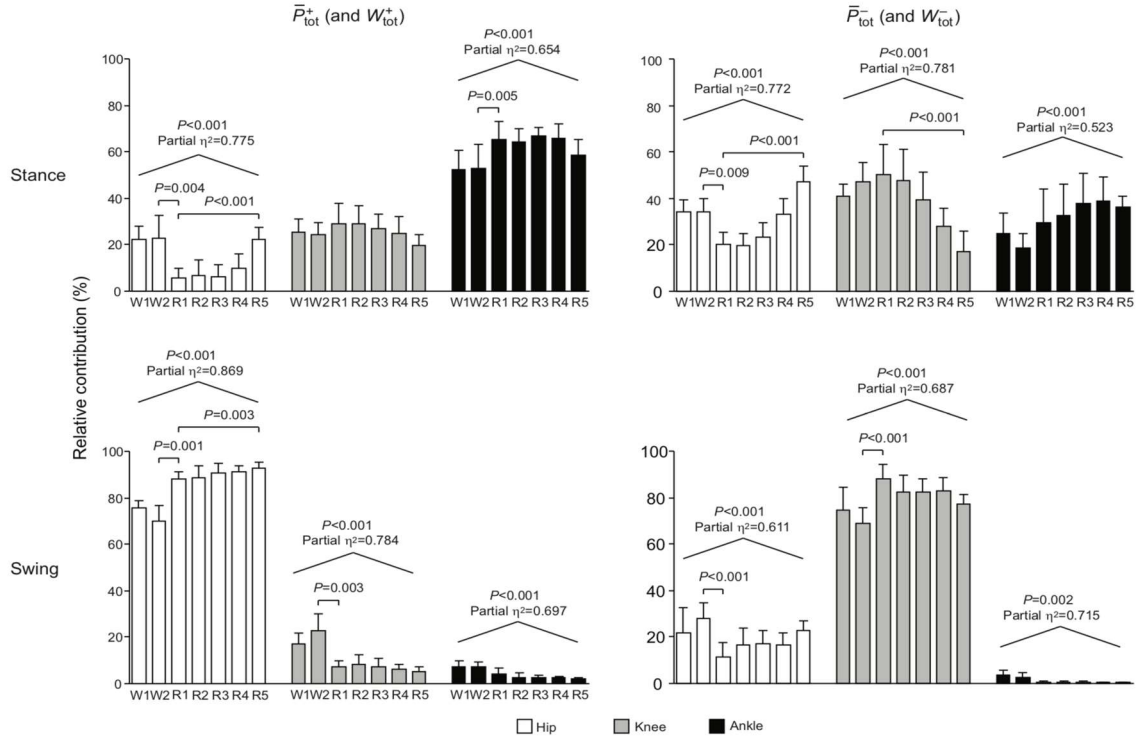


Figure 17: Evolution des contributions de chaque articulation à la puissance totale positive et négative produite en phase d'appui et de vol (Schache et al., 2015).

L'ensemble de ces travaux sur les puissances développées au niveau des articulations lors de la course de sprint, est à la fois limité et contradictoire. Limité car aucun de ces travaux n'aborde l'ensemble de la phase d'accélération dans sa continuité. Ils se limitent à l'étude de certaines parties de cette phase d'accélération ou, à l'étude de certaines vitesses spécifiques. Il est, en effet, totalement différent de courir à 5 $m.s^{-1}$ à vitesse constante ou lors de la phase d'accélération en sprint. Seul Nagahara et al. (2017) abordent la mesure des puissances lors d'une phase d'accélération de 50 m, mais uniquement pour la hanche et le genou en phase de vol. Ils montrent ainsi que la puissance développée à la hanche est plus importante que celle développée au niveau du genou et que, la puissance de ces deux articulations augmente durant la phase d'accélération. Contradictoire car une partie des études, semble montrer que la contribution de la cheville aurait tendance à augmenter lors de la phase d'accélération (Bezodis, Salo, & Trewartha, 2014; Brazil et al., 2016; Mero et al., 2006; Otsuka et al., 2015), lors du premier appui (Brazil et al., 2016; Charalambous et al., 2012; Debaere, 2012; 2013; Mero et al., 2006), alors que l'étude de Schache en 2015 montre que les contributions articulaires varient avec la vitesse sans augmenter ou diminuer de manière linéaire. Ces différences sont vraisemblablement liées à une mesure des puissances articulaires effectuées soit à différentes vitesses de course soit à différents instants de la phase d'accélération. Enfin, ces travaux n'abordent que les puissances développées au niveau des membres inférieurs. Elles n'ont donc mesuré que la contribution des articulations des membres inférieurs à la translation du centre de masse vers l'avant. La contribution des membres supérieurs lors de la phase d'accélération est inconnue.

B) Contribution du tronc et des membres supérieurs

La contribution de ces membres supérieurs au mouvement du CM a fait l'objet de nombreuses études dans le cas du saut vertical. La performance lors du saut vertical est augmentée de 10% grâce à l'utilisation des bras (Feltner, Fraschetti, & Crisp, 1999; Harman, Rosenstein, Frykman, & Rosenstein, 1990; Shetty & Etnyre, 1989). Deux mécanismes pourraient expliquer cette amélioration (Blache & Monteil, 2013) :

- L'élévation des bras entraîne une augmentation de la position verticale du CM à l'instant du décollage qui explique 28 à 54% de l'amélioration de la hauteur de saut.
- L'augmentation de la vitesse des bras entraîne une augmentation de la vitesse verticale du CM à l'instant du décollage qui explique 46 à 72% de l'amélioration de la hauteur de saut.

De nombreuses études se sont également intéressées à la contribution des différentes articulations sur la puissance mécanique totale produite lors du saut (Ashby & Delp, 2006; Blache & Monteil, 2013; Chen & Cheng, 2008; Dapena & Chung, 1988; Domire & Challis,

2010; Feltner et al., 1999; Hara, Shibayama, Arakawa, & Fukashiro, 2008; Harman, Rosenstein, Frykman, & Rosenstein, 1990; Houel, 2004; Hubley & Wells, 1983; Lees, Vanrenterghem, & De Clercq, 2004; Luhtanen & Komi, 1978; Nagano, Komura, & Fukashiro, 2007). En effet, la puissance produite à chaque articulation contribue à la puissance totale générée. L'augmentation de la hauteur de saut passe par une augmentation de cette puissance totale et donc, par l'augmentation de toute ou une partie des puissances développées au niveau articulaire. L'utilisation des bras permet d'augmenter la puissance mécanique totale grâce à l'augmentation de la puissance des articulations du membre supérieur (environ 30%) et de la hanche (environ 70%) (Blache & Monteil, 2013; Hara et al., 2006). L'étude de la contribution des différentes puissances générées au niveau de toutes les articulations est donc essentielle à la compréhension de la production de la puissance totale et à l'amélioration de la performance lors du saut.

Ces contributions segmentaires ont également été étudiées lors de sauts vers l'avant ou vers l'arrière (Ashby & Delp, 2006; Hara et al., 2008). Ces auteurs montrent des résultats similaires à ceux obtenus pour le saut vertical, à savoir, une amélioration de la distance de saut associée à une augmentation de la puissance mécanique totale lorsque les bras sont utilisés. Cette augmentation de la puissance étant liée à une hausse des puissances des articulations des membres supérieurs de l'ordre de 45% et de 55% pour la hanche, la contribution des membres supérieurs à la puissance totale lors des mouvements d'extension vers l'avant ne peut pas être négligée.

Le mouvement de départ de sprint en starting-blocks est un mouvement d'extension vers l'avant dans lequel le sprinter utilise ses bras. Ce mouvement d'extension vers l'avant est particulier puisqu'il n'est pas symétrique (contrairement au saut vertical ou au saut vers l'avant). En effet, la jambe placée en avant dans le starting-block, le tronc ainsi que le bras opposé à cette jambe vont avoir un mouvement d'extension. La jambe placée à l'arrière et le bras opposé à cette jambe vont avoir des mouvements de flexion (Slawinski et al., 2010). Ces mouvements dissymétriques complexes peuvent donc avoir des effets différents sur la production de puissance totale et donc sur la translation du CM vers l'avant. Comme nous l'avons vu précédemment, l'étude des contributions de chaque articulation à la puissance totale et au mouvement vers l'avant s'est limitée à l'étude du membre inférieur (figure 15). Une compréhension plus fine du geste de départ en start chez le sportif de haut niveau nécessite donc une prise en compte de la puissance développée au niveau du membre inférieur et supérieur.

Pour mesurer la puissance développée au niveau des segments du membre supérieur, nous utiliserons la méthode de calcul de l'énergie cinétique qui est mathématiquement

équivalente à celle des puissances articulaires, puisque la puissance articulaire représente la dérivée de la somme des énergies cinétiques des deux segments qui entourent l'articulation (Houel, 2004). L'énergie cinétique segmentaire permettra de comprendre la contribution précise de chacun des segments à l'énergie cinétique totale du corps entier. En d'autres termes, elle nous renseignera sur l'efficacité du mouvement.

L'objectif de la suite de ce chapitre sera de présenter trois études originales visant à comprendre le rôle des différents segments dans la production de cette énergie cinétique totale du corps entier lors du départ de sprint. Dans un premier temps, à l'aide de la méthode de calcul de la variation d'énergie cinétique, nous tenterons de déterminer la contribution des différents segments au mouvement du CM vers l'avant (et donc à la propulsion), lors de différents types de départ accroupi et debout. Dans un deuxième temps, nous détaillerons cette contribution de chacun des segments à la translation du centre de masse vers l'avant lors de la phase spécifique de départ en starting-block chez des sprinters élites. Enfin, dans un troisième temps, nous envisagerons l'évolution de la contribution de chacun des segments lors du starting-block et du premier appui.

C) Effet du type de départ (débout ou accroupi) sur l'énergie cinétique des différents segments.

Etude expérimentale 5 (annexes 5) :

« Mechanics of standing and crouching sprint starts »
Slawinski J, Houel, N, Bonnefoy A, Lissajoux K, Termoz N. ***Publié dans le Journal of Sports Sciences (2017)***

Cette étude a fait l'objet de trois collaborations importantes. La première concerne le traitement des données cinématiques qui s'est fait au *Laboratoire de Kinesiologie Willy Taillard* de l'Hôpital de Genève dirigé par Stéphane Armand. Il m'a accueilli dans son laboratoire pendant une semaine, durant laquelle j'ai pu reconstruire les trajectoires 3D des différents marqueurs avec l'aide d'Alice Bonnefoy. La deuxième collaboration avec Nicolas Houel, de *l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie*, a permis d'effectuer les calculs d'énergie cinétique à partir des données cinématiques traitées. Enfin, la troisième collaboration avec Valery Bocquet, du centre de compétences en méthodologie statistique de l'Institut de la Santé au Luxembourg, m'a aidé dans la construction du plan statistique.

✓ Introduction

L'optimisation du départ et de l'accélération est fondamentale dans la recherche de l'amélioration de la performance de la plupart des sports (Cronin, Green, Levin, Brughelli, & Frost, D, 2007; Frost, Cronin, & Levin, 2008; Guissard et al., 1992; Haugen, Tonnessen, & Seiler, 2012; Slawinski et al., 2012). Pour optimiser ces phases, les joueurs ou les athlètes utilisent deux grandes familles de départ : le départ accroupi (football américain, athlétisme,…) et celui debout (football, rugby, basket-ball, tennis,…).

Le départ accroupi est majoritairement utilisé par les athlètes à l'aide de starting-block. Il est possible d'ajuster la distance entre les blocs ainsi que l'inclinaison de ces blocs. Ces modifications entraînent des modifications du temps de poussé sur les blocs, et de la vitesse du centre de masse (Guissard et al., 1992; Harland & Steele, 1997; Henry, 1952; Sigerseth & Grinaker, 1962; Slawinski et al., 2012).

A partir de la littérature internationale, nous avons identifiés quatre types de départ debout différents, qui ont fait chacun l'objet de comparaison biomécanique (Bonnechere, Beyer, Rooze, & Sint, 2014; Brown & Vescovi, 2004; Cronin et al., 2007; Cusik, Lund, & Ficklin, 2014; Dysterheft, Lewinski, Seefeldt, & Pettitt, 2013; Frost & Cronin, 2011; Frost et al., 2008; Johnson et al., 2010; Kraan et al., 2001; LeDune, Nesser, Finch, & Zakrajsek, 2012) :

- Le départ pieds parallèles (PS) : le coureur débute le mouvement les pieds parallèles et initie l'accélération par un mouvement d'une jambe vers l'avant.
- Le « faux départ » (FS) : le coureur débute le mouvement les pieds parallèles et initie l'accélération par un mouvement d'une jambe vers l'arrière. Une fois le pied posé à l'arrière de sa hanche il engage l'accélération vers l'avant.
- Le départ sauté ou « sursaut » (JS) : le coureur débute le mouvement les pieds parallèles et initie l'accélération par un saut avec les deux jambes vers l'arrière.
- Le départ pied décalé (SS) : le coureur débute le mouvement avec un pied sur la ligne de départ et l'autre pied en arrière. Il initie l'accélération par un mouvement de la jambe arrière vers l'avant.

La plupart des études ont comparé PS, FS et SS pour des distances de sprint de 2,5 à 10 mètres. Les résultats montrent que FS et SS assurent une meilleure performance que PS (Cronin et al., 2007; Frost & Cronin, 2011). Les analyses cinétiques de ces différents types de départs ne montrent aucune différence significative dans la production de force ou d'impulsion horizontale entre FS et PS (Frost & Cronin, 2011; Kraan et al., 2001; LeDune et al., 2012). Ces études suggèrent également, qu'une puissance globale développée au niveau du CM plus élevée, et un temps de départ plus court améliorent la performance de sprint au 5 et 10 m.

Les comparaisons directes entre le départ accroupi et debout ont montré que pour des distances de sprint courtes (2,5 à 5 mètres), le départ accroupi est significativement plus rapide que le départ debout (PS ou FS) (Cusik et al., 2014). Pour des distances plus longues (40 à 50 m), certains auteurs trouvent que le départ accroupi est plus rapide que le départ debout. Cependant ce résultat dépend du niveau de pratique, chez les sprinters entraînés le départ accroupie améliore la performance de sprint alors que ce n'est pas le cas pour des sprinters non entraînés (Duthie, Pyne, Ross, Livingstone, & Hooper, 2006; Gagnon, 1978; Haugen et al., 2012; Ostarello, 2001). Enfin, certains auteurs ne trouvent aucune différence entre les départs accroupis et debout pour des distances de courses comprises entre 25 et 50 m (Salo & Bezodis, 2004).

Quel type de départ est le plus avantageux ? Cette question reste donc ouverte, et pour y répondre, il nous est apparu pertinent d'étudier : les forces de réactions au sol et leurs orientations, ainsi que la production d'énergie cinétique du corps entier et des différents segments ou de la puissance. L'objectif de cette étude est donc de mesurer les effets de différents types de départ, accroupis et debout, sur la force de réaction du sol et son orientation, sur l'énergie cinétique des différents segments et sur la puissance mécanique totale produite. Nous faisons l'hypothèse que la modification de la position de départ

(accroupis ou debout) impactera la performance. Une meilleure performance sera accompagnée d'une augmentation de la puissance maximale produite, de l'énergie cinétique du corps entier, de la composante horizontale de la force de réaction du sol et, d'une diminution du ratio de force (i.e. meilleure orientation de la force de réaction du sol).

- ✓ Matériel et Méthode

Une population de 18 sportifs masculins étudiants en STAPS, âgés de 24,4 ± 4,0 ans, de taille moyenne 176,2 ± 7,0 cm et de poids moyen 73,3 ± 9,6 kg. Les sujets avaient des spécialités sportives différentes (sports collectifs, sports de combat, athlétisme,…) depuis au moins deux ans avec un entrainement régulier (au moins deux fois par semaine).

Protocole expérimental: L'expérimentation comprenait quatre conditions expérimentales, un départ accroupi dit en trépied (3PS ; figure 18 A) et trois départs debout (PS ; FS et JS ; figure 18 B, C et D). Chaque condition était composée de trois passages consistants chacun en un sprint sur cinq mètres. La consigne était de partir le plus rapidement possible et de parcourir la distance de cinq mètre en mettant le moins de temps possible. Le signal de départ était visuel. Les sujets devaient partir dès que le ballon se soulevait du sol. Il était demandé aux sujets de rester immobiles tant que le ballon n'était pas soulevé (condition identique à l'activité Foot US).

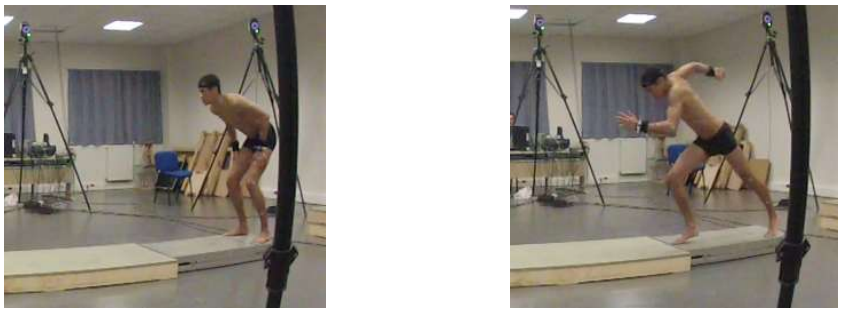
Matériel : Tous les départs et sprints ont été réalisés en salle et pieds nus. Chaque sujet pouvait initier sa course avec la jambe de son choix (droite ou gauche), mais devait ensuite conserver la même pour les autres conditions. Elle était désignée comme jambe arrière. La fin de la phase de départ était associée au quitté du sol de la jambe avant. Le départ était réalisé sur une plate-forme de force de type AMTI (Watertown, USA; 1200 × 600 mm, 200 Hz) assez grande pour mesurer le départ et le premier pas de l'initiation de la course. La fréquence d'échantillonnage utilisée était de 1000 Hz. La plateforme permettait d'obtenir les trois composantes de forces (F_x, F_y, F_z) exprimées en Newton, les trois moments (M_x, M_y, M_z) exprimés en Newton-mètre, et la position du centre des pressions (CP). Le coureur continuait ensuite sa course sur des caissons en bois (figure 19) jusqu'à 5 mètres où le temps réalisé (T_{5m}) était mesuré à l'aide de cellules photo électriques (Brower timing system, Draper, USA). Le chronomètre était déclenché dès que le ballon quittait le sol (Le ballon était appuyé sur un capteur de pression qui déclenchait le chrono au soulevé du ballon).

Chaque coureur était équipé de 36 marqueurs réfléchissant dont le mouvement était enregistré à l'aide de 6 caméras infrarouges (200 Hz; Vicon Motion Systems, Oxford, UK).

A



B



C



D

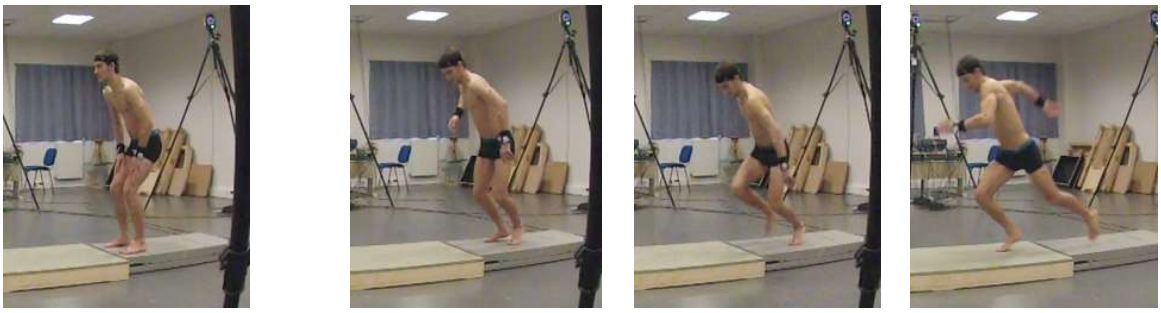


Figure 18 : Différentes conditions de départ, en trépied (3PS ; A), pieds parallèle (PS ; B), le pied vers l'arrière ou « faux départ » (FS ; C) et départ sauté ou « sursaut » (JS ; D). Les figures représentent la phase de départ, du premier mouvement au quitté de la jambe avant.



Figure 19 : dispositif expérimental, départ et 5 m de course.

Traitement des données : La durée de la phase de départ (T_{start} en secondes) a été calculée depuis le début du premier mouvement (identifié à partir du mouvement des marqueurs) et le quitté du pied avant (figure 18 A, B, C et D). Lors de cette phase, la composante moyenne verticale et horizontale de la force de réaction du sol (F_{z_mean} et F_{x_mean} en Newton) ainsi que le ratio de force moyen appliqué au sol (RF), ont été calculés. Le RF était défini comme le rapport entre F_{x_mean} et la force de réaction du sol totale moyennée sur toute la durée de la phase de départ (F_{tot_mean}). Ce paramètre a été initialement décrit par Morin et al. (2011) et adapté ici à la phase de start :

$$RF = \frac{F_{x_mean}}{\sqrt{F_{x_mean}^2 + F_{z_mean}^2}}$$

Les repères osseux associés aux données anthropométriques de Leva (de Leva, 1996) ont été utilisés pour calculer les positions du CM et des 16 segments rigides : tête-cou, thorax, abdomen, pelvis, bras, avant-bras, mains, cuisses, jambes et pieds. L'orientation de chaque segment fut déterminée à l'aide des angles d'Euler (Wu et al., 2002, 2005).

L'énergie cinétique (EC en joules) lors de la phase de départ a été calculée pour chaque segment du corps, le corps entier, le membre supérieur (bras + avant-bras + mains), le tronc (tête-cou + thorax + abdomen + pelvis) et le membre inférieur (cuisses + jambes + pieds). La valeur maximale de l'EC (EC_{max}) a été calculée pour le corps entier, le membre supérieur, inférieur et le tronc (respectivement EC_{max_TB} ; EC_{max_UL} ; EC_{max_LL} ; EC_{max_TR}). La puissance maximale (P_{max} en Watt) a été calculée en divisant EC_{max_TB} par le temps pour atteindre EC_{max}.

Statistiques : Après avoir testé la normalité en utilisant un test de Shapiro-Wilk, les données cinétiques et cinématiques, calculées pour les 4 types de départs, ont été comparées

à l'aide d'un modèle d'ANOVA pour mesures répétées. Dans le modèle, les départs furent groupés suivant les deux positions principales : accroupi et debout. Des comparaisons post-hoc (Dunnett, 1980) furent ensuite effectuées pour comparer tous les paramètres cinétiques et cinématiques.

L'énergie cinétique du corps entier a été calculée en additionnant l'énergie cinétique de chaque segment. Pour déterminer quel segment contribuait majoritairement à la production de l'EC_{max_TB}, un modèle emboité pour mesure répétée a été utilisé pour comparer l'EC_{max_TR}, l'EC_{max_UL} et l'EC_{max_LL}, dans chaque condition de départ.

Enfin, une corrélation partielle, prenant en compte les 4 départs, a été utilisée pour comprendre quel paramètre biomécanique était relié à T_{5m}. Toutes les analyses ont été réalisées avec la version 9.4 du logiciel SAS (SAS, Cary, NC, USA) et un $p \leq 0.05$ était considéré comme statistiquement signifiant.

- ✓ <u>Résultat</u>

Performance et durée du départ : T_{5m} et T_{start} était significativement plus courts ($p \leq 0,01$) pour le départ 3PS comparé aux autres types de départ. T_{5m} était également significativement plus court pour le FS que le JS, et plus court pour le JS que pour le PS ($p \leq 0,01$).

Des corrélations significatives ont été établies entre T_{5m} et :

- T_{start} ($r = 0,59$ et $p \leq 0,001$; figure 20 A)
- Fx_mean ($r = -0,61$ et $p \leq 0.001$; figure 20 B)
- RF ($r = -0,61$ et $p \leq 0,001$; figure 20 C)
- P_{max} ($r = -0,73$ et $p \leq 0,001$; figure 20 D).

Une corrélation négative a également été trouvée entre T_{5m} et EC_{max_TB} ($r = -0,32$ et $p \leq 0,01$). Cependant, il n'y avait aucune corrélation entre T_{start} and F_{tot_mean} ($r = -0,13$ et $p = 0,33$).

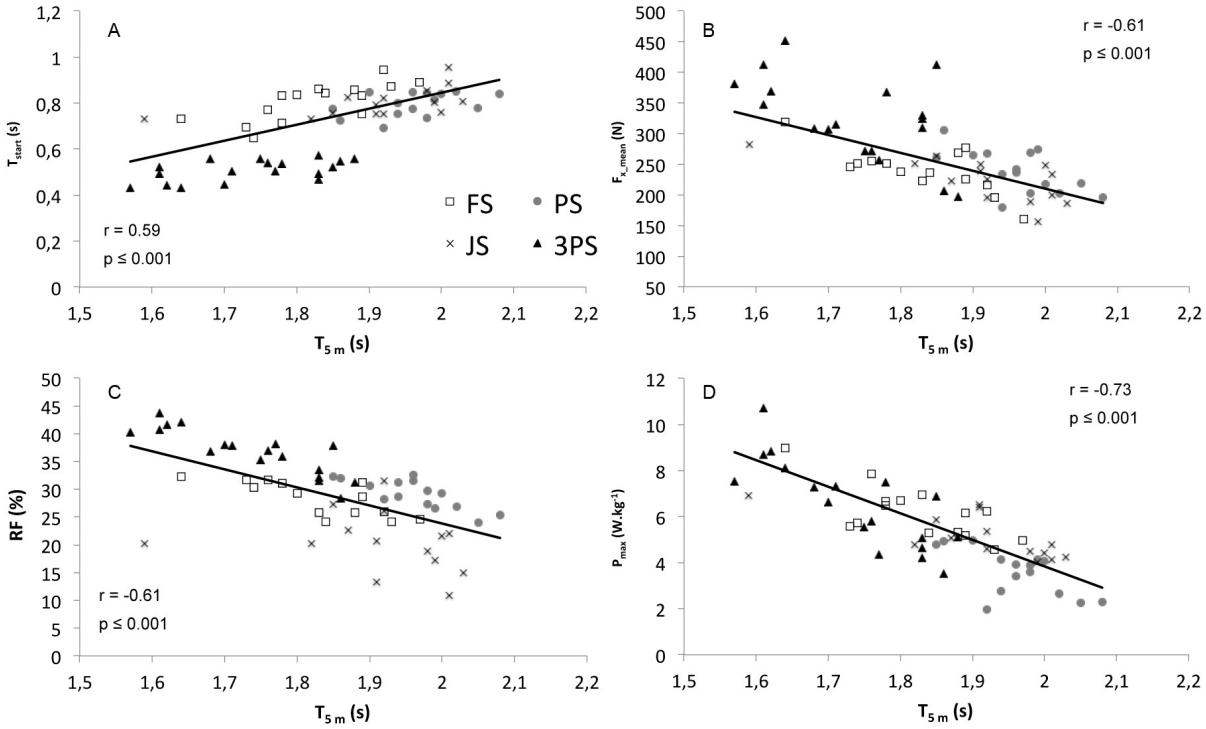


Figure 20 : Corrélations entre la performance à 5m (T_{5m}) et la durée de la phase de départ (T_{start} ; A), la composante de force horizontale (F_{x_mean} ; B), le ratio de force (RF ; C) et la puissance maximale (P_{max} ; D).

Cinétique et cinématique de la phase de départ : Il y avait un effet significatif de la condition de départ sur les paramètres cinétiques mesurés (tableau 4 ; p ≤ 0,001). RF était plus grand dans la condition 3PS (P ≤ 0,001) que dans les autres conditions de départ. Il était également plus grand dans la condition FS que PS et JS (p ≤ 0,001) et plus grand dans la condition PS que JS (p ≤ 0,001 ; table 3).

F_{x_mean} était significativement plus grand dans la condition 3PS et significativement plus petit dans la condition PS que dans les autres conditions (table 3 ; p ≤ 0,001).

F_{z_mean} était significativement plus grand dans la condition 3PS comparé à PS et FS (p ≤ 0,001). Il n'y avait pas de différences significatives entre les conditions JS et PS. F_{z_mean} était significativement plus petit dans la condition PS que dans les autres conditions (table 3 ; p ≤ 0,001).

F_{tot} était significativement plus grand dans la condition 3PS comparé aux autres conditions (p ≤ 0,001). Il était significativement différent dans toutes les conditions de départ (table 3).

Le modèle emboité montrait un effet significatif de la condition de départ sur P_{max}, EC_{max_TB}. Les comparaisons deux à deux ont montré que P_{max}, était plus faible dans la condition PS comparée à JS, FS et 3PS (table 3 ; $p \leq 0,001$). Il n'y avait pas de différence JS, FS et 3PS significative en terme de P_{max}. EC_{max_TB} était significativement plus grand dans la condition FS comparé aux autres conditions de départ (table 3 ; $p \leq 0,001$).

Tableau 4 : l'effet de la condition de départ sur les paramètres cinétiques et sur l'énergie cinétique maximale du corps entier (EC_{max_TB}).

	PS	JS	FS	3PS
T_{5m} (s)	1,97 ± 0,10 [2,3,4]	1,90 ± 0,13 [1,3,4]	1,82 ± 0,10 [1,2,4]	1,74 ± 0,10 [1,2,3]
T_{start} (s)	0,797 ± 0,079 [4]	0,776 ± 0,098 [4]	0,791 ± 0,083 [4]	0,507 ± 0,047 [1,2,3]
RF (%)	25,9 ± 3,4 [2,3,4]	20,6 ± 5,5 [1,3,4]	28,4 ± 3,1 [1,2,4]	35,9 ± 4,0 [1,2,3]
F_{x_mean} (N)	194,2 ± 37,3 [2,3,4]	224,5 ± 34,8 [1,4]	240,5 ± 37,6 [1,4]	299,7 ± 54,3 [1,2,3]
F_{z_mean} (N)	724,6 ± 97,9 [2,3,4]	760,6 ± 104,9 [1]	752,9 ± 104,0 [1,4]	773,6 ± 112,3 [1,3]
F_{tot_mean} (N)	764,2 ± 101,7 [2,3,4]	823,2 ± 112,9 [1,3,4]	815,4 ± 109,7 [1,2,4]	869,6 ± 128,7 [1,2,3]
P_{max} (W)	294,9 ± 125,9 [2,3,4]	398,4 ± 97,5 [1,3]	480,4 ± 125,7 [1,2]	473,6 ± 154,0 [1]
EC_{max_TB} (J)	181,5 ± 64,6 [2,3]	247,5 ± 46,7 [1,3,4]	317,1 ± 67,9 [1,2,4]	187,7 ± 58.0 [2,3]

[1]Siglificativement différent de PS ; [2]Significativement différent de JS ; [3]Significativement différent de FS ; [4]Significativement différent de 3PS ; $p \leq 0.05$.

Contribution de l'énergie cinétique des différents membres : EC_{max_TR} était significativement plus élevée que EC_{max_LL} ($p \leq 0,001$). Pour toutes les conditions de départ (figure 21), EC_{max_LL} était significativement plus élevée que EC_{max_UL} ($p \leq 0,001$). EC_{max_TR} et EC_{max_LL} étaient significativement plus grandes dans la condition FS que dans les conditions PS et 3PS et significativement plus grandes dans la condition JS que PS ($p \leq 0,001$; figure 21). ECmax_UL était significativement plus grande dans les conditions FS et JS que dans la condition PS ($p \leq 0,001$; figure 21). Exprimée en pourcentage de $EC_{max_TB,}$ la contribution du membre supérieur était de 17,1 ± 4,5% dans la condition FS, 15,4 ± 3,8% dans la condition PS, 16,5 ± 3,8% dans la condition JS et 19,5 ± 5,1% dans la condition 3PS.

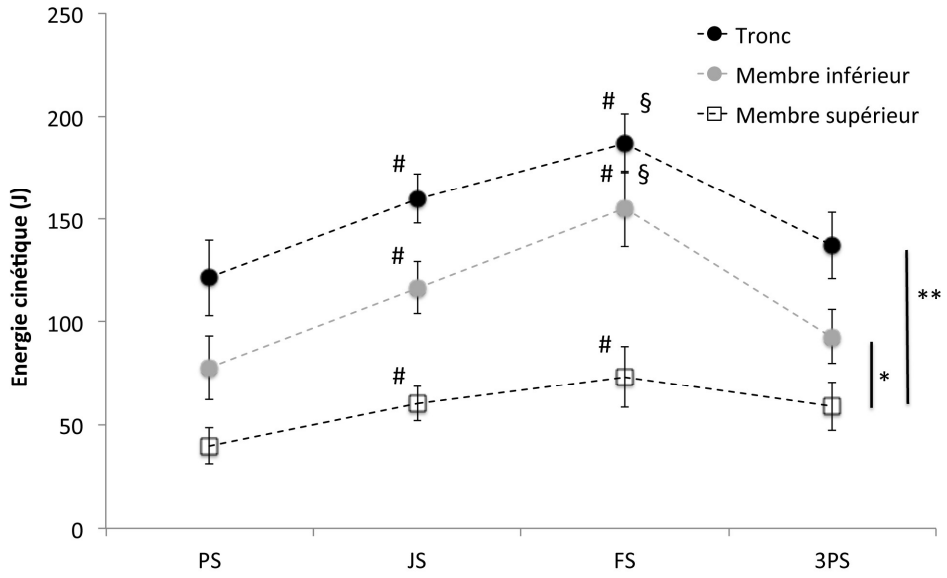


Figure 21 : Energies cinétiques maximales du tronc, des membres inférieurs et des membres supérieurs mesurées dans les différentes conditions de départ, pied parallèle (PS), le départ sauté (JS), le faux départ (FS) et le départ trépied (3PS).
**Significativement diffèrent du tronc dans chaque condition de départ ($p \leq 0,001$).
Significativement diffèrent de la condition PS ($p \leq 0,01$).
§ Significativement diffèrent de la condition 3PS ($p \leq 0,01$).

✓ <u>Discussion</u>

L'objectif de cette étude était de comparer les paramètres cinétiques et cinématiques de 4 conditions de départ différentes ; 3 départs debout, pied parallèle (PS), « faux départ » (FS) et sauté (JS) et un départ accroupi en trépied (3PS). Les résultats ont permis d'identifier quels paramètres biomécaniques étaient corrélés avec la performance réalisée sur 5 m de sprint, et quels segments contribuaient le plus à la propulsion de CM vers l'avant. La condition de départ 3PS a permis de réaliser la meilleure performance lors du sprint sur 5 m. Concernant les départs debout, c'est la condition FS qui donne le meilleur résultat puis vient la condition JS et enfin FS. Une bonne performance lors du 5 m de sprint était expliquée par un T_{start} plus court, une P_{max} et F_{x_mean} grande et un RF plus grand (c'est à dire une F_x plus orientée vers l'avant. Enfin, les résultats ont montré que la modification de la position de départ influence la production d'énergie cinétique du corps entier et que le segment tronc contribuait majoritairement à la propulsion lors de la phase de départ.

Départ accroupi : La comparaison des paramètres biomécaniques entre les départs debout (PS, FS et JS) et le départ accroupi (3PS) a montré que T_{start} était plus court pour le 3PS, et que ce temps de départ plus court expliquait partiellement la performance sur 5 m (i.e. corrélation entre T_{start} et T_{5m} ; figure 20A). Ce résultat etait en accord avec les résultats de Salo

et Bezodis (2004) qui ont démontré que T_{start} est plus court pour un départ accroupi comparé à un départ debout.

Les résultats de la présente étude ont montré qu'une plus faible KE_{max_TB} est produite lors du départ accroupi. De plus, P_{max} était significativement plus élevée dans la position accroupie comparée à la condition PS et était extrêmement bien corrélée avec la performance. Ces résultats corroborent les travaux de Bezodis et al. (2010) qui ont identifié P_{max} comme le paramètre le plus adapté pour caractériser la performance lors de la phase de start. En effet, ce paramètre prend à la fois en compte EC_{max_TB} et le temps de départ. L'originalité des présents résultats est de montrer l'importance de :

1. la durée de la phase de départ. Pour des sprints courts, il faut que cette durée soit courte confirmant ainsi les travaux précédents (Bezodis, Salo, & Trewartha, 2010; Frost & Cronin, 2011).
2. La puissance mécanique produite lors de la phase de départ (Rabita et al., 2015; Slawinski et al., 2017).

La magnitude et l'orientation de la composante horizontale de force était en accord avec les études précédentes (Morin et al., 2015; Rabita et al., 2015). F_{x_mean} mesurée durant la phase de départ était extrêmement bien corrélée avec T_{5m} (figure 20 B). Cette corrélation inverse suggérait que la quantité de force horizontale appliquée au sol est un facteur biomécanique de la performance. Cependant, une grande quantité de composante de force horizontale appliquée au sol ne suffit pas à expliquer la performance. L'orientation de F_x etait aussi extrêmement importante puisque le RF était corrélé à la performance (figure 20 C). Cette analyse est confirmée par de nombreuses études antérieures ayant montré des relations similaires entre la performance en sprint et l'orientation de la composante horizontale de la force (Kugler & Janshen, 2010; Morin et al., 2011; Otsuka et al., 2014; Rabita et al., 2015). Même pour des sprints très courts, le RF semble être un facteur déterminant de la performance. Ce RF est influencé par la position et l'orientation des segments lors du départ confirmant ainsi l'hypothèse de Morin émise en 2011. Le départ trépied permet d'obtenir le RF le plus élevé (70% plus grand que pour la condition PS) et donc la meilleure orientation de F_x lors du départ. Lors des appuis suivant le départ, le RF décroit de manière linéaire avec l'augmentation de la vitesse de course, et la pente de la relation RF-vitesse représente la capacité du sprinter à maintenir un RF élevé durant toute la phase d'accélération (D_{RF}). Plus le sprinter est expert et plus ce D_{RF} est faible, autrement dit plus le RF décroit lentement avec l'augmentation de la vitesse de course (Morin et al., 2011). Pour des distances de sprint très courtes, le RF initial (celui produit lors de la phase de départ est d'autant plus important puisque cela conditionnera l'efficacité des 3 à 4 pas suivants.

Départ debout : Les présents résultats ont confirmé que faire un pas en arrière pour partir vers l'avant est la modalité de départ debout conduisant à la meilleure performance sur un sprint de 5 m (Cusik et al., 2014; Frost & Cronin, 2011). Ils ont confirmé également que le départ pieds parallèles est la condition de départ la moins efficace parmi les 4 testées (Cronin et al., 2007; Cusik et al., 2014; Frost & Cronin, 2011). Enfin, nos résultats, conformément à l'étude originale de Kraan et al. (2001), ont suggéré que les différences entre le départ en conditions PS et FS étaient le résultat d'une production d'une force, puissance et vitesse plus grande dans la condition FS. En effet, pour Kraan et al. (2001), malgré l'apparente perte de temps liée au mouvement du pied vers l'arrière, le mouvement vers l'arrière pourrait entraîner une augmentation de la production EC_{max_TB}. Nos résultats ont confirmé cette hypothèse en montrant que pour les départs dont le premier mouvement est un mouvement vers l'arrière EC_{max_TB} était significativement plus grande que dans les conditions où le mouvement est directement initié vers l'avant (PS et 3PS). Cette EC_{max_TB} plus importante était associée à une EC_{max_TR} et une EC_{max_LL} plus grande dans la condition FS et JS.

Suivant ce raisonnement, la condition JS, les deux pieds allant vers l'arrière, devrait produire une EC_{max_TB} plus grande que la condition FS où un seul pied va vers l'arrière (l'autre ne bougeant pas). Or les résultats montrent que ce n'est pas le cas. Inversement, FS présente une EC_{max_TB} plus importante. Ceci pourrait s'expliquer par une limite méthodologique de la présente étude. En effet, la plupart des coureurs ont eu du mal à réaliser la condition JS car ils étant pieds nus. Ils ont glissé sur la plate-forme entraînant un mauvais alignement pied bassin épaule les empêchant ainsi de réaliser un départ de qualité. Malgré cette limite méthodologique, les présents résultats indiquent que, quelque soit le type de départ, le segment tronc intervient pour plus de 47% dans la production de $EC_{max_TB,}$ et les membres supérieurs pour 18%. Le rôle des membres supérieurs dans la propulsion vers l'avant du sprint ne peut donc pas être négligé. Le tronc joue un rôle central dans la translation vers l'avant de l'ensemble du corps.

✓ Conclusion

Pour conclure, les présents résultats montrent que sur une distance de sprint courte, le départ accroupi est plus efficace que le départ debout. Dans le cas du départ debout seul, le départ engageant un pied vers l'arrière pour aller vers l'avant (« faux départ ») est le plus efficace. Cette efficacité est essentiellement associée à 4 paramètres cinétiques et cinématiques :

- la durée de la phase de départ courte
- une puissance développée lors de cette phase départ élevée.

- Une composante de force horizontale importante
- Une orientation vers l'avant de la force de réaction du sol

Comme démontré, le départ accroupi est la modalité de départ permettant de réaliser la meilleure performance. Aussi l'étude présentée ci-dessous se centrera sur la modalité de départ en starting-block chez les athlètes de haut-niveau, avec comme finalité, de tendre à l'amélioration de la performance en sprint. La contribution des membres supérieurs à la propulsion pour cette modalité particulière de départ sera analysée.

D) Etude de l'énergie cinétique des différents segments lors de la phase de starting-block chez des sprinters de haut niveau.

Etude expérimentale 6 (annexes 6) :

« Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters »

Slawinski J, Bonnefoy A, Ontanon G, Levêque JM, Miller C, Riquet A, Chèze L, Dumas R. ***Publié dans le Journal of Biomechanics (2010)***

✓ Introduction et méthode

Les travaux mis en œuvre au TeamLagardère avec le groupe de sprinters de haut-niveau piloté par Guy Ontanon, nous ont permis de répondre à cette question de la contribution des segments à la production de puissance totale lors du départ de start. En utilisant le protocole présenté dans la partie 2 du présent chapitre (« Déterminants mécaniques de la course de sprint »), nous avons mesuré l'E_C de chacun des segments et l'énergie cinétique totale lors de la phase de starting-block (du 1er mouvement au quitté du bloc). Le panel était de 8 athlètes de haut-niveau (les performances variaient entre 10,07 à 10,43 s sur 100 m). Le modèle du corps humain utilisé comportait 16 segments rigides (figure 4), tête-cou, thorax, abdomen, pelvis, bras, avant-bras, main, cuisse, jambe et pied avant et arrière. Les segments dits « avant » ou « arrière » étaient associés aux jambes avant et arrière positionnées dans les starting-block. L'énergie cinétique, ainsi que l'énergie cinétique maximale (E_{Cmax}) produite durant la phase de starting-block et le temps auquel est atteint cette E_{Cmax} (exprimé en pourcentage du temps de la phase de starting-block, $\%TE_{Cmax}$) ont été calculés pour :

- chacun des segments,
- pour le tronc (somme des E_C entre les segments tête-cou, thorax, abdomen et pelvis), les membres supérieurs (bras, avant-bras et main avant et arrière) et inférieurs (cuisse, jambe et pied avant et arrière),
- Pour l'ensemble du corps (somme de tous les segments).

✓ Résultats

L'évolution de l'E_C des différents segments, des membres supérieurs, des membres inférieurs, de la tête et du tronc et du corps entier lors du départ en starting-block est présentée dans les figures 22, 23, 24 et 25. Les valeurs d'E_{Cmax} et les temps d'atteintes de chacun des segments sont présentés dans le tableau 5.

L'E_{Cmax} du corps entier est significativement supérieure à l'E_C obtenue au quitté du bloc (537,0 ± 59,3 J vs. 514,9 ± 66,0 J; $p \leq 0,01$). Autrement dit, l'E_C passe par une valeur maximale

puis diminue avant que le coureur ne quitte les starting-block. L'E_{Cmax} de chaque segment du corps n'étant pas atteinte en même temps (tableau 5), L'E_{Cmax} du corps entier est significativement plus faible que la somme des E_{Cmax} de chaque segment du corps (tableau 5 $p \leq 0,01$; figure 26).

Les membres supérieurs produisent une E_{Cmax} plus faible que les membres inférieurs et que le tronc (tableau 5 $p \leq 0,01$). Cependant, l'E_{Cmax} des membres inférieurs et du tronc n'est pas significativement différente.

Tableau 5: Energie cinétique maximale (E_{Cmax}) de chaque segment et temps d'atteinte de E_{Cmax} ($\%TE_{Cmax}$). La somme d'E_{Cmax} de chacun des segments n'est pas égale à la somme des E_{Cmax} de chacun des segments car les E_{Cmax} des différents segments ne sont pas atteintes en même temps (figure 26).

	E_{Cmax} (J) *(± ET)*	$\%T\ E_{Cmax}$ (%) *(± ET)*
Tête cou	31,6 ± 5,0	96,4 ± 4,0
Thorax	142,5 ± 20,8	98,4 ± 2,8
Abdomen	14,3 ± 2,0	97,1 ± 3,5
Bras arrière	14,7 ± 3,2	80,0 ± 11,6
Avant bras arrière	20,5 ± 2,7	74,3 ± 4,8
Main arrière	15,0 ± 3,5	67,8 ± 5,4
Bras avant	23,3 ± 4,1	81,0 ± 4,0
Avant-bras avant	32,3 ± 6,9	74,1 ± 4,3
Main avant	22,2 ± 5,8	70,1 ± 4,5
Pelvis	71,3 ± 10,9	98,9 ± 1,9
Cuisse arrière	91,4 ± 12,4	86,4 ± 4,7
Jambe arrière	69,1 ± 11,1	79,4 ± 4,2
Pied arrière	25,3 ± 4,5	88,3 ± 3,1
Cuisse avant	64,7 ± 12,6	100,0 ± 0,0
Jambe avant	22,5 ± 5,0	100,0 ± 0,0
Pied avant	4,6 ± 1,0	100,0 ± 0,0
Membres supérieurs	119,5 ± 19,1*	74,9 ± 3,8*
Membres inférieurs	230,8 ± 30,0	95,8 ± 4,4
Tronc	258,3 ± 36,8	98,3 ± 2,4
Corps entier	537,0 ± 59,3	91,9 ± 3,5
∑segments	665,3 ± 87,0†	

*Significativement différent du membre inférieur et du tronc.
† Significativement différent du membre inférieur et du corps entier.

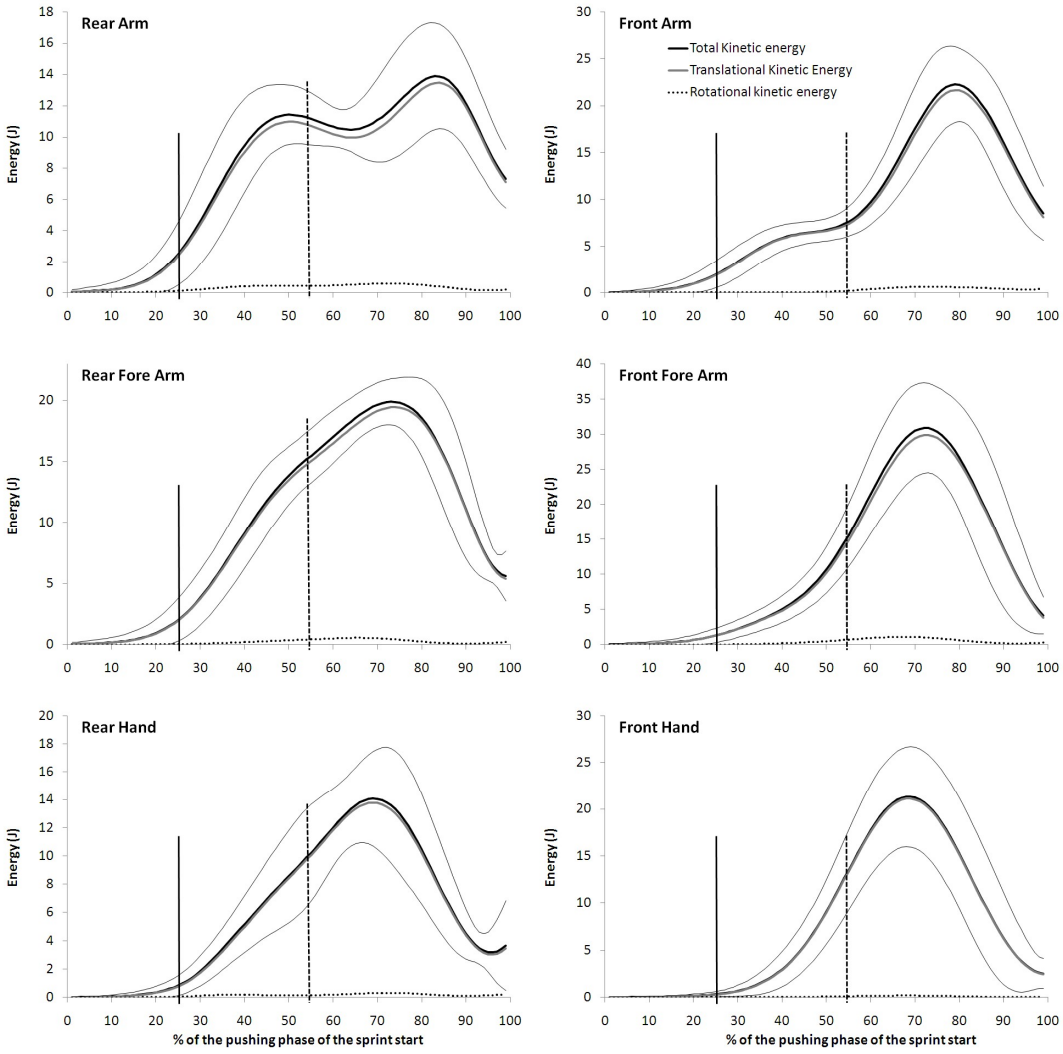


Figure 22: Énergie cinétique de rotation et de translation des différents segments du membre supérieur (bras, avant-bras et mains avant et arrière). Les traits verticaux indiquent le quitté des mains (ligne pleine à 25% de la durée totale de la phase de starting-block) et le quitté du pied arrière (ligne en pointillée à 55% de la durée totale de la phase de starting-block).

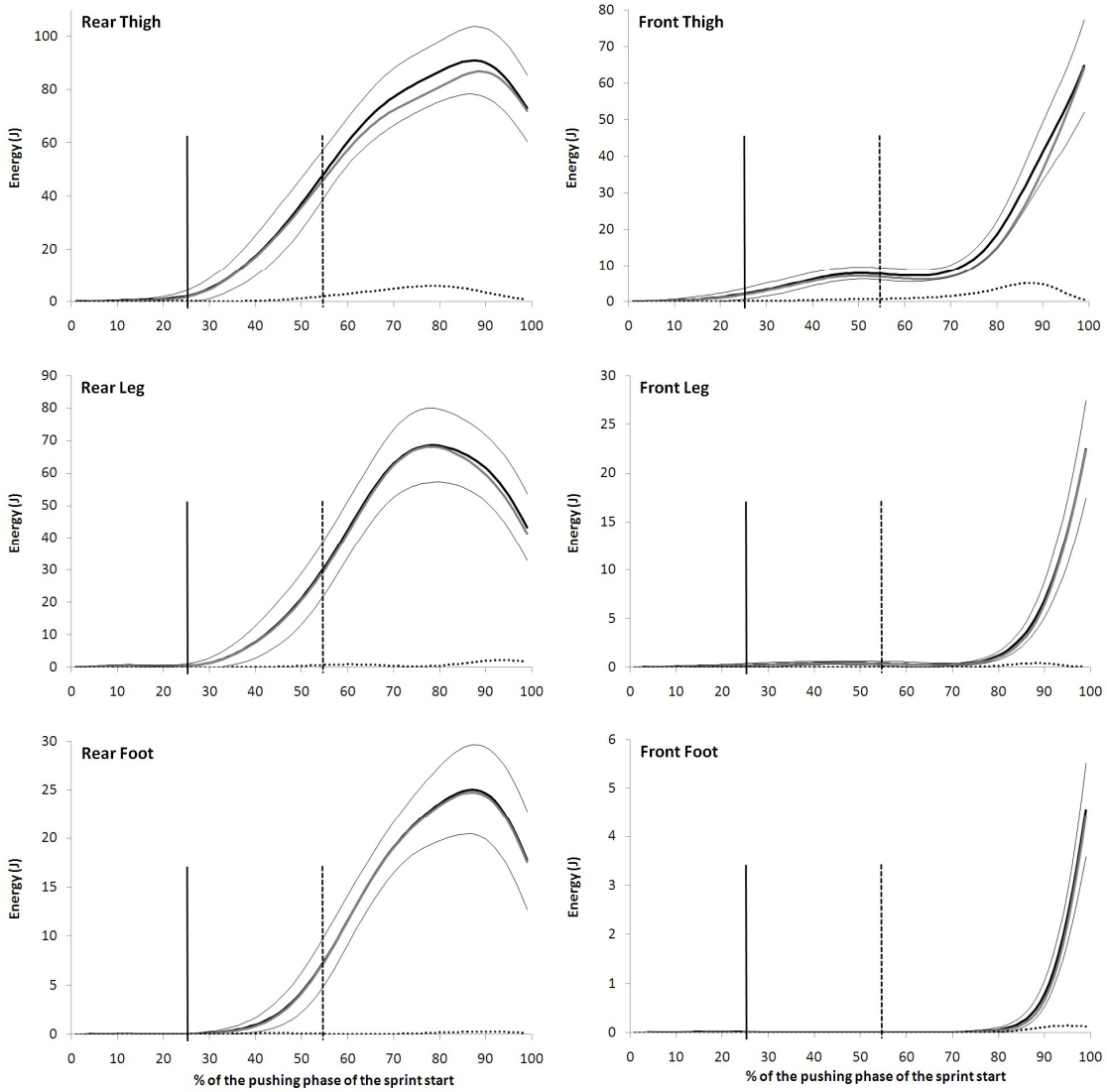


Figure 23: Énergie cinétique de rotation et de translation des différents segments du membre inférieur (cuisses, jambes et pieds avant et arrière). Les traits verticaux indiquent le quitté des mains (ligne pleine à 25% de la durée totale de la phase de starting-block) et le quitté du pied arrière (ligne en pointillée à 55% de la durée totale de la phase de starting-block).

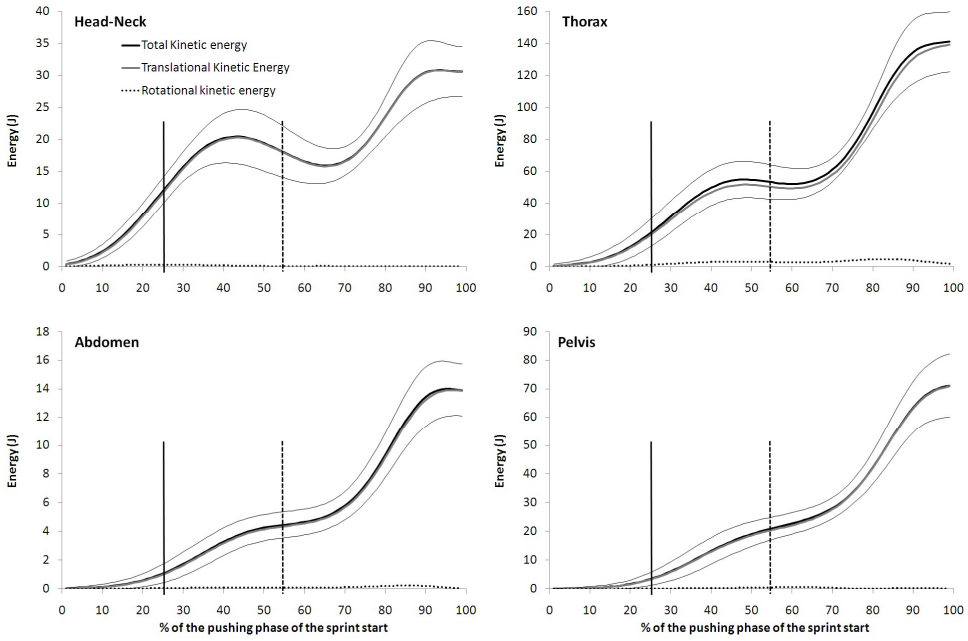


Figure 24: Énergie cinétique de rotation et de translation des différents segments du tronc (tête-cou, thorax, abdomen et pelvis). Les traits verticaux indiquent le quitté des mains (ligne pleine à 25% de la durée totale de la phase de starting-block) et le quitté du pied arrière (ligne en pointillée à 55% de la durée totale de la phase de starting-block).

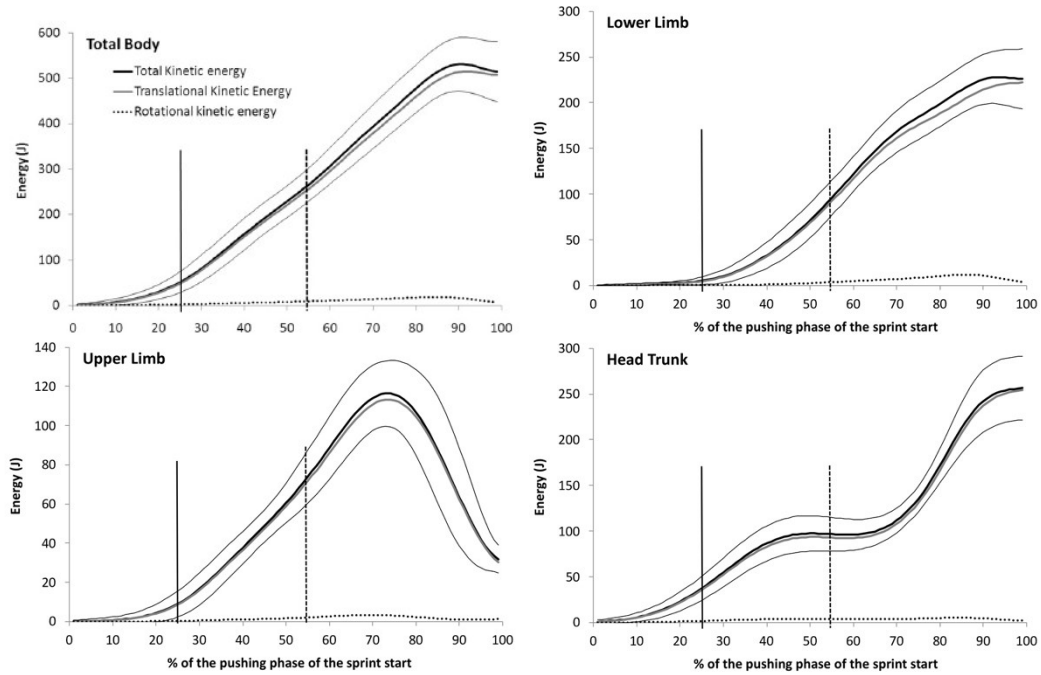


Figure 25: Énergie cinétique de rotation et de translation du corps entier (total body), du tronc (head-trunk), du membre supérieur (upper limb) et inférieur (lower limb). Les traits verticaux indiquent le quitté des mains (ligne pleine à 25% de la durée totale de la phase de starting-block) et le quitté du pied arrière (ligne en pointillée à 55% de la durée totale de la phase de starting-block).

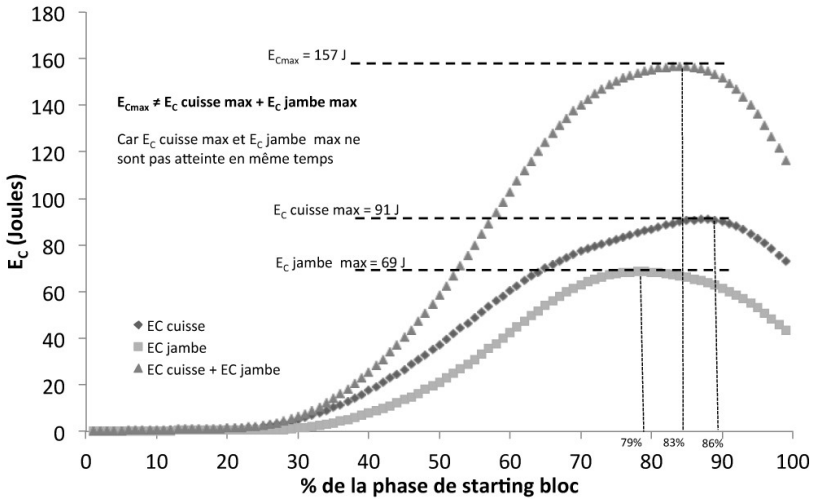


Figure 26: Exemple de calcul de E_{Cmax} à partir de deux segments.

✓ <u>Discussion et conclusion</u>

L'E_C est un outil qui permet de caractériser l'efficacité du mouvement car une valeur élevée d'E_C est associée à une grande efficacité de ce mouvement (Hubley & Wells, 1983). L'étude de l'E_C des différents segments permet donc d'analyser et de comprendre le rôle de chacun des segments dans l'efficacité globale du mouvement. Les présents résultats montrent que le membre inférieur et le tronc contribuent majoritairement à la production d'E_C du corps entier. Le membre supérieur contribue à hauteur de 20% de l'E_C du corps entier. Même si cette valeur est faible comparée au membre inférieur et au tronc, la contribution des membres supérieurs à l'efficacité du mouvement dans les starting-blocks ne peut pas être négligée.

La production d'E_C du membre inférieur et du tronc augmente régulièrement jusqu'au quitté du bloc (figure 25). Les sprinters atteignent leur E_{Cmax} à 98 et 96% de la phase de starting-block (tableau 5), c'est à dire quasiment au quitté du bloc. Contrairement au tronc et au membre inférieur, l'E_{Cmax} du membre supérieur n'est atteinte qu'à environ 75% de la phase de starting-block et ensuite l'E_C diminue jusqu'au quitté du bloc (figure 25). Nous pouvons faire l'hypothèse que, si le sprinter arrivait à produire l'E_{Cmax} de son membre supérieur en même temps que le tronc et le membre inférieur, il améliorerait l'efficacité du mouvement dans les starting-block. Pour cela, il faudrait que le sprinter augmente la vitesse des segments du membre supérieur jusqu'au quitté du bloc, et qu'il inverse son mouvement durant la phase de vol qui suit la sortie de bloc. Ainsi, l'E_{Cmax} du corps entier serait produite au quitté du bloc et non à 91% de la phase de start comme c'est le cas ici.

Enfin, il est à noter que la production de l'E_C du corps entier dépend, à la fois de la quantité d'E_C produite par chaque segment, mais également de la synchronisation des pics d'E_C des segments entre eux. Par exemple, dans le cas présent, si tous les segments avaient atteint leur E_{Cmax} en même temps, l'E_{Cmax} du corps entier aurait été 24% plus élevée (tableau 5). L'amélioration de la synchronisation entre les différents segments du corps est donc fondamentale dans l'amélioration de la performance au départ de sprint.

L'ensemble de ces résultats confirment que la notion d'E_C est un outil extrêmement intéressant dans l'analyse des mécanismes de la translation vers l'avant du sprinter, et donc de l'efficacité du mouvement. L'amélioration de la phase de starting-block passe par une augmentation de l'E_C produite par chaque segment, mais également par une amélioration de la synchronisation des pics d'E_C des différents segments du corps.

La prochaine étude sera consacrée à l'étude de cette E_C lors de la phase de starting-block et des deux premiers appuis.

E) Comparaison de la contribution des différents segments à la propulsion entre la phase de starting-block et le premier appui de la course de sprint.

Etude expérimentale 7 (annexes 7) :

« 3D Kinematic of Bunched, Medium and Elongated Sprint Start »
Slawinski J, Dumas R, Chèze L, Ontanon G, Miller C, Bonnefoy A. ***Publié dans le Journal of Sports Medicine (2012)***

✓ Introduction

Les objectifs initiaux de ce travail étaient de déterminer l'écartement idéal des starting-blocks chez ces sprinters, et de mesurer les effets de la variation de l'écartement des starts sur la production d'EC lors de la phase de bloc et du premier appui. Ces travaux ont étés publiés en 2012 dans l'International Journal of Sport Medicine (Slawinski et al., 2012; annexe 7). Dans le cadre de la présente habilitation à diriger des recherches, nous utiliserons les données obtenues lors de ce travail pour comparer la contribution des membres supérieurs, inférieurs et du tronc à l'E_{Cmax} du corps entier, entre la phase de starting-block et le premier appui.

✓ Matériel et Méthode

Cette étude s'appuie sur les travaux que nous avons réalisés au TeamLagardère avec le groupe de sprinter de Guy Ontanon. Le protocole expérimental était le même que celui présenté dans l'étude précédente et qui sera relaté dans la partie 2 du présent chapitre. Toutefois, la population était un peu différente puisqu'il s'agissait de 9 sprinters composés de 3 femmes (de taille moyenne 169,0 ± 2,6 cm, de poids moyen de 57,7 ± 3,8 kg et record sur 100 m de 11,61 ± 0,42 s) et 6 hommes (de taille moyenne 180,3 ± 7,2 cm, de poids moyen de 74,7 ± 6,9 kg et record sur 100 m de 10,58 ± 0,27 s). Tous ces athlètes étaient de niveau national à international dont l'un des participants était le futur co-recordman d'Europe sur 100 m en 9,86 s.

Chacun des sprinters a réalisé 3 sprints de 10 m. L'écartement entre les blocs était librement choisi (36,8 ± 3,5 cm). Le même traitement des résultats que dans les deux précédentes études, est utilisé pour le calcul de l'énergie cinétique du corps entier et des différents segments lors de la phase de starting-block et du premier appui. L'analyse a été réalisée entre le premier mouvement dans la phase de start et le quitté du premier appui.

✓ Résultats

Les résultats montrent que l'E_{Cmax} du corps entier est significativement supérieure lors du premier appui (317,4 ± 51,2 J vs 541,0 ± 100,0 J ; p ≤ 0,0001). De manière identique, l'E_{Cmax} du tronc, du membre inférieur et du membre supérieur est plus élevée lors du premier appui (le tronc : 156,4 ± 29,9 J vs 273,3 ± 53,2 J ; p ≤ 0,001 ; le membre inférieur : 157,9 ± 29,0 J vs 302,5 ± 55,4 J ; p ≤ 0,0001 ; le membre supérieur : 65,0 ± 19,5 J vs 110,8 ± 33,7 J ; p ≤ 0,01). Le tableau 6 présente les pourcentages de contribution de chacun des membres à l'E_{Cmax} du corps entier. La figure 27 présente les pourcentages de contribution de chacun des segments à la production de l'E_{Cmax} du corps entier.

Tableau 6: Contribution des différents membres à l'énergie cinétique totale lors de la phase de starting-block et du premier appui.

	Contribution à E_{Cmax} Bloc *(± ET)*	Contribution à E_{Cmax} 1er appui *(± ET)*
Membres supérieurs (%)	17,0 ± 3,2	15,9 ± 2,3
Membres inférieurs (%)	41,8 ± 2,1	44,3 ± 1,7*
Tronc (%)	41,3 ± 1,7	39,9 ± 1,0*

*Significativement différent de la phase de bloc (p ≤ 0,05).

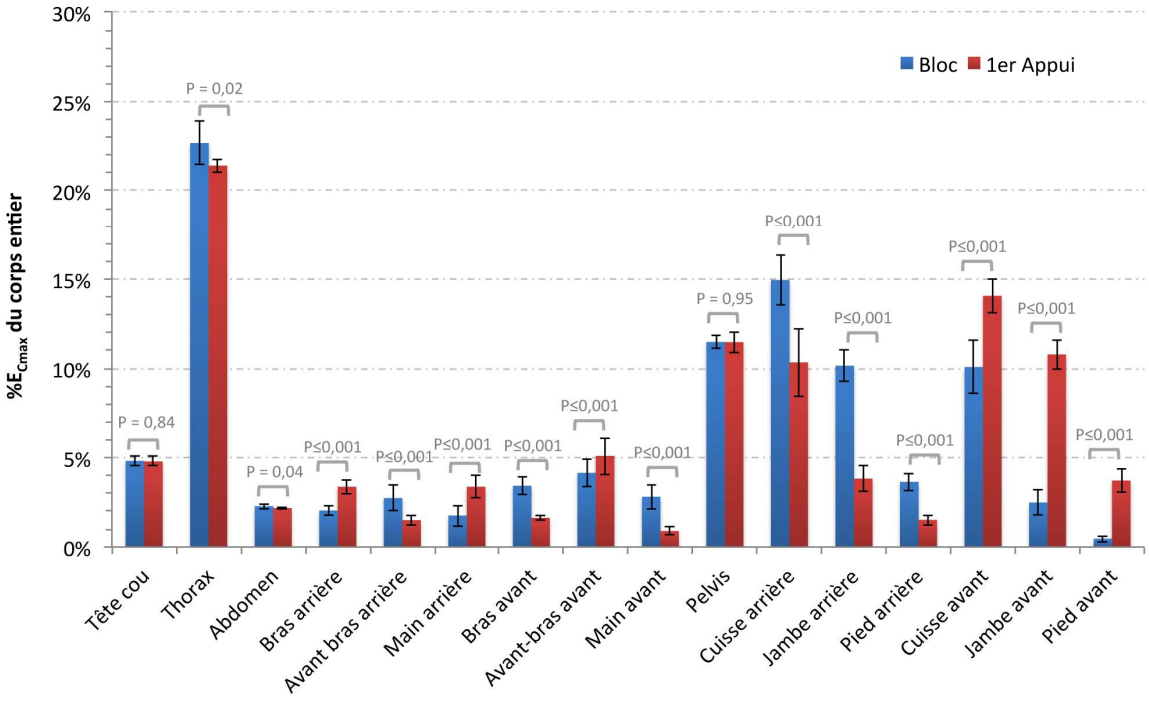


Figure 27: Contribution des différents segments à l'énergie cinétique totale lors de la phase de starting-block et du premier appui.

✓ Discussion

Les résultats sur la comparaison des différents segments à la propulsion entre la phase de starting-block et le premier appui de la course de sprint, montrent que le membre supérieur contribue pour plus de 15% à la production de l'E_{Cmax} du corps entier et que cette contribution n'est pas différente entre le starting-block et le premier appui. Entre le starting-block et le premier appui, la contribution du tronc diminue alors que celle des membres inférieurs augmente. L'étude des différents segments montre que le thorax est le segment qui contribue le plus à l'E_{Cmax} du corps entier lors du bloc et du premier appui (plus de 20%), même si cette contribution diminue lors du premier appui.

Tronc et membre inférieur : Le tronc et le membre inférieur sont les segments qui contribuent majoritairement à la production de l'E_{Cmax} du corps entier (environ 40% chacun). Le membre supérieur assure les 20% restants. Ce résultat est corroboré par l'étude précédente de la production de l'E_{Cmax} lors de la phase de starting-block obtenue chez des athlètes de meilleur niveau. En effet, le membre supérieur participait également à hauteur de 20% de la production de l'E_{Cmax} du corps entier, le tronc à hauteur de 38% et le membre inférieur à hauteur de 42%.

L'étude des différents segments montre que c'est le thorax qui produit l'E_{Cmax} la plus importante, Les cuisses et le pelvis sont ensuite les segments qui contribuent le plus à l'E_{Cmax} du corps entier (produisent chacun plus de 10% de l'E_{Cmax} du corps entier lors du bloc et du 1er appui; figure 27). Lors de la phase de start et du premier appui, il semble donc important que le sprinteur soit capable de donner des grandes vitesses aux segments les plus lourds du corps (thorax, pelvis et cuisse notamment). Le mouvement de ces segments est majoritairement assuré par l'articulation de la hanche qui apparaît jouer un rôle central dans le mouvement dans le start. En effet, comme exposé en introduction, le mouvement de départ s'apparente à un mouvement d'ouverture du tronc que l'on retrouve par exemple dans la détente verticale. Les extenseurs de hanches (fessiers, ischio et dorsaux) pourraient donc jouer donc un rôle fondamental lors du départ et du premier appui. Le renforcement de ces chaines musculaires ainsi que la réalisation d'exercices spécifiques d'ouverture du tronc pourraient être déterminants dans l'approche de l'entraînement de la phase de départ de sprint (starting-block et du premier appui).

La figure 27 suggère également que la contribution à l'E_{Cmax} des différents segments du membre inférieur dépend de s'il est en appui ou s'il est libre. Ainsi, la contribution de la cuisse arrière est moins grande dans la phase de bloc que lors du premier appui. Ceci est lié à la vitesse du segment cuisse arrière qui est plus grande dans la phase de bloc. En effet dans la phase de bloc la cuisse arrière est « libre » et revient très rapidement vers l'avant, alors que

lors du premier appui cette même cuisse arrière est « en appui », sa vitesse est donc beaucoup plus faible. Pour confirmer cette hypothèse, il faut dissocier le calcul de l'E_{Cmax} entre la phase d'appui et la phase de vol.

Membre supérieur : Concernant le membre supérieur sa contribution n'est pas modifiée entre le bloc et le 1er appui. Cependant, la dissociation entre côté avant et côté arrière montre que la contribution à l'E_{Cmax} du corps entier des segments du côté arrière augmente entre le bloc et le premier appui, alors que du côté avant c'est le contraire. L'avant-bras ayant un comportement différent car il ne suit pas les mêmes oscillations que le bras ou la main. Comme pour le membre inférieur, il est donc difficile de comparer la phase de bloc et le premier appui à partir des pas. Pour aller plus loin dans la contribution des segments à la propulsion vers l'avant, il faudrait envisager les calculs d'énergie cinétique en phase d'appuis et de vol ou à chaque cycle complet (c'est à dire entre la pose d'un même appui). Ainsi nous obtiendrons des calculs d'énergie cinétique pour le côté droite et le côté gauche.

✓ <u>Conclusion</u>

Les présents résultats suggèrent qu'avec l'allongement de la distance de course, la contribution du tronc à la propulsion diminue au profit des membres inférieurs. La contribution des membres supérieurs reste identique. Pour mieux comprendre la contribution des segments à la propulsion du sprinter vers l'avant, il est impératif d'explorer l'évolution de cette énergie cinétique lors du reste du sprint, et de la calculer lors des cycles complets du sprinter (à droite et à gauche).

Résumé de la partie 3

Dans cette partie, il s'agissait de déterminer quels segments contribuaient le plus à la propulsion. Trois études de la phase de starting-block ont été menées. La première a abordé cette contribution segmentaire entre différents types de départ debout et accroupis. La deuxième étude s'est centrée sur cette analyse segmentaire lors du départ en starting-block. Enfin, la dernière étude visait à comparer les contributions segmentaires entre le départ et le 1er appui.

- *La contribution du membre supérieur est de l'ordre de 16 à 20%, celle du membre inférieur de 35 à 40% et celle du tronc de 50 à 56%. Quel que soit le type de départ, c'est bien l'ouverture de la hanche qui contribue le plus à la propulsion en permettant l'extension de la cuisse et du buste. Le membre supérieur contribue à hauteur de 20% de l'E_C du corps entier. Même si cette valeur est faible comparée aux membres inférieurs et au tronc, la contribution des membres supérieurs à l'efficacité du mouvement dans les starting-blocks ne peut pas être négligée.*

- *Une voie d'amélioration de la production de l'E_C totale du corps entier est dans la synchronisation des pics d'E_C de chaque segment entre eux. Par exemple, dans l'étude expérimentale 6 (concernant le départ en start), si tous les segments avaient atteint leur E_{Cmax} en même temps, l'E_{Cmax} du corps entier aurait été 24% plus élevée. L'amélioration de la synchronisation entre les différents segments du corps est donc fondamentale dans l'amélioration de la performance au départ de sprint.*

- *La modalité de départ accroupi est la plus performante sur une distance de 5 m. Cette supériorité du départ accroupi est liée à une puissance développée durant le départ et un RF plus élevés.*

4. Synthèse

Ce travail s'attache à montrer comment, à partir de mes travaux de thèse sur les relations entre le coût énergétique et le coût mécanique de la course à pieds, j'en suis arrivé aujourd'hui à travailler sur la puissance mécanique en sprint. Le dénominateur commun à l'ensemble de mes travaux est l'utilisation du travail mécanique ou de la puissance mécanique comme marqueur de la performance. Au cours de mon parcours scientifique, j'ai ainsi repris cette mesure pour tester les effets de la fatigue et de l'entraînement chez le sportif. Aujourd'hui, j'utilise ce travail mécanique pour comprendre la propulsion du sprinter lors de la phase d'accélération.

Cet intérêt pour la phase d'accélération du sprinteur est survenu au TeamLagardère, suite aux discussions avec Guy Ontanon, entraîneur des sprinteurs, qui m'expliquait que pour lui « *la course était déjà quasiment gagnée après le premier appui de course !* » Nous avons donc commencé par explorer la phase du départ à l'aide de la cinématique, puis à l'aide de la dynamique, en collaboration avec l'INSEP. Cette Habilitation à diriger des recherches (HDR) souhaite présenter l'ensemble de la démarche de recherche, qui m'a progressivement amené à envisager le travail et la puissance mécanique comme un marqueur de la performance et comme un outil de compréhension des mécanismes de la propulsion du sprinteur vers l'avant. En outre, l'utilisation des énergies segmentaires permettra, à terme, de comprendre la contribution de chacun des segments à la performance ; que ce soit en sprint ou dans d'autres activités sportives.

La première partie de cette HDR aborde les déterminants mécaniques de la course de sprint, au travers des différentes phases de la course de sprint (starting-block, accélération, transition et décélération). Dans chacune de ces phases, trois études ont permis un recensement des facteurs cinématiques et cinétiques caractérisant la performance en sprint.

La deuxième partie de cette HDR vise à comprendre comment cette puissance mécanique globale, mesurée au niveau du CM, est produite par les segments. Autrement dit, il s'agissait de déterminer quels segments contribuaient le plus à la propulsion.

De ces deux parties, il en ressort les points suivants :

1. La phase de starting-block dépend de la position du centre de masse, de la coordination des bras et de la force maximale développée sur les starts. D'un point vue segmentaire, c'est l'ouverture de la hanche qui contribue le plus à la propulsion du sprinter. Le travail des bras ne peut cependant pas être négligé. Une amélioration

de la coordination segmentaire, via la synchronisation des pics d'énergie cinétique des différents segments, améliorerait la performance au départ. Cette coordination segmentaire pourrait également jouer sur l'orientation de la force puisque le Ratio de Force est sensible à la position initiale dans les starting-blocks.

2. La phase d'accélération et de transition dépend de la capacité du sprinter à produire une grande impulsion d'accélération à chaque appui.
3. La phase de décélération dépend de la capacité du sprinter à produire une vitesse élevée et de la force à vitesse élevée. Ainsi, la durée de la phase d'accélération augmente et celle de la phase de décélération diminue.
4. Sur l'ensemble de la course, la puissance moyenne développée lors des 40 m de sprint a un rôle déterminant dans la performance réalisée. Du point de vue segmentaire, la dernière étude suggère qu'avec l'allongement de la distance de course, la contribution du tronc à la propulsion diminue au profit des membres inférieurs.

Pour comprendre encore davantage la contribution des segments à la propulsion du sprinter vers l'avant, il semble impératif d'explorer l'évolution de cette énergie cinétique lors du reste du sprint. C'est l'objet du projet de recherche mis en place à l'INSEP, qui s'appuie sur la mesure de ces énergies segmentaires, tout au long du sprint, grâce à la technologie inertielle. Mon recrutement au Laboratoire Sport Expertise et Performance (SEP) de l'INSEP à partir du mois d'octobre 2018 permettra de finaliser ce projet et d'utiliser les énergies segmentaires comme un outil d'analyse et de compréhension de la performance d'autres disciplines. Ce travail a déjà débuté, dans le cadre de l'aide scientifique à l'entraînement par Mr Daniel Dinu, avec les pôles Basket, Boxe et Escrime (figure 28).

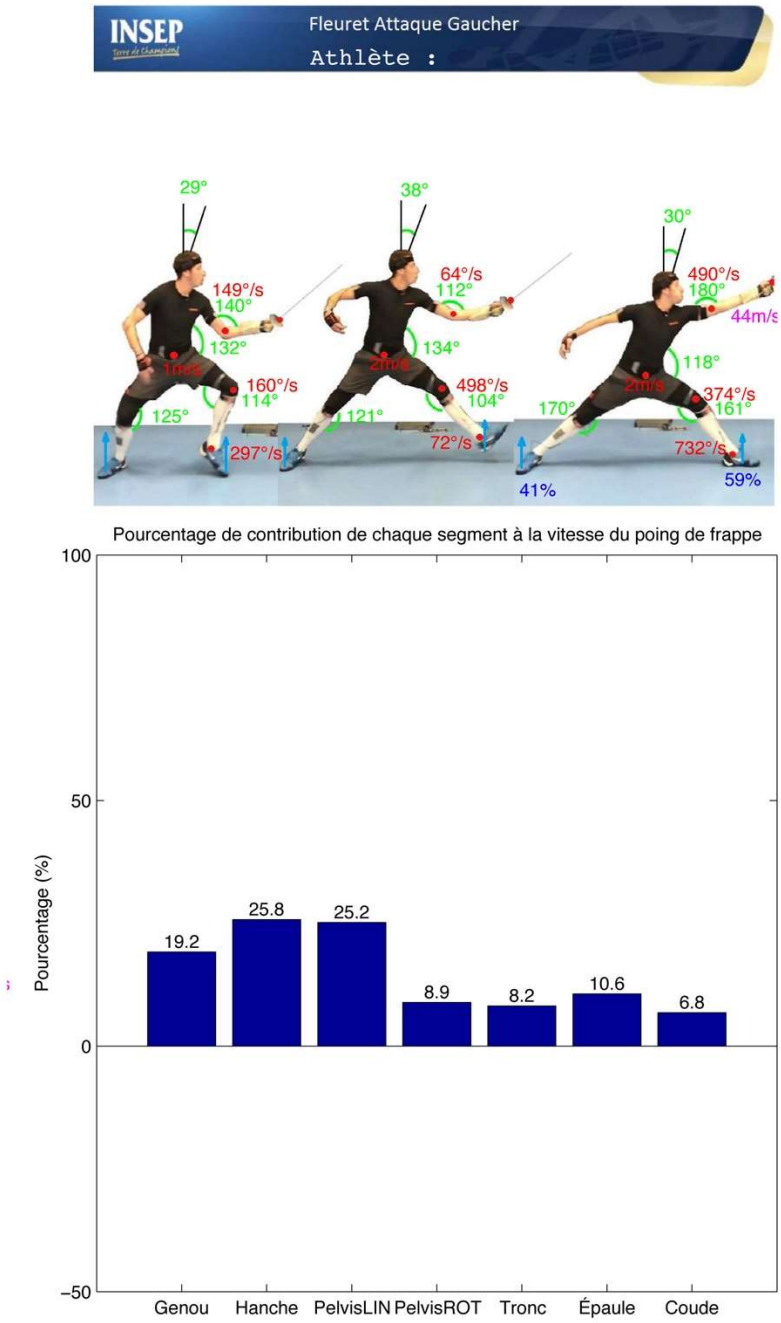


Figure 28 : Exemple de rapport d'analyse utilisé pour l'escrime décrivant la contribution des différentes articulations au mouvement d'attaque.

1) Projet 1 : le départ et après ? Analyse de la contribution de chaque segment à la propulsion lors de la course de sprint

En suivant la même logique que l'étude précédente, l'objectif premier de ce projet sera de comprendre la contribution des différents segments du corps à la propulsion du sprinteur lors de la phase d'accélération. L'analyse de cette contribution segmentaire passera par la mesure de l'énergie cinétique des différents segments. Comme nous l'avons présenté dans la deuxième partie, les différents travaux ayant mesuré les puissances articulaires restent limités et incomplets (Bezodis et al., 2015; Brazil et al., 2016; Charalambous et al., 2012; Debaere, 2012; Debaere, Delecluse, et al., 2013; Mero et al., 2006; Nagahara et al., 2017; Otsuka et al., 2015; Schache et al., 2015). Ces travaux présentent des limites car aucun d'eux n'abordent l'ensemble de la phase d'accélération dans sa continuité. Ils se contentent d'étudier certaines parties de cette phase d'accélération ou de certaines vitesses spécifiques. Ils sont aussi incomplets car aucun d'entre eux ne s'intéresse au membre supérieur.

Nous nous concentrerons donc sur la mesure de ces énergies cinétiques segmentaires afin de mieux comprendre la contribution des différents segments à la production d'énergie cinétique totale lors de la phase d'accélération d'une course de sprint. Ces informations permettront, à terme, de mieux cibler les segments impliqués dans la propulsion et donc, d'optimiser les méthodes d'entraînement en sprint. Conformément à ce que nous avons développé lors de la partie deux du présent document, l'hypothèse de ce travail est que la contribution du tronc est prépondérante lors de la phase de départ. Cette contribution diminuera avec l'augmentation de la vitesse au profit des cuisses et des jambes ; la contribution des bras restant similaire tout au long de la course.

✓ Matériel et Méthode

Population et Protocole : Deux sprints maximaux seront réalisés par neuf étudiants en sciences et techniques des activités physiques et sportives (STAPS) spécialistes de sprint (respectivement âge taille et poids moyen de 19,9 ± 1,2 ans ; 181,6 ± 6,8 cm et 70,3 ± 9,2 kg). Leur performance sur 40 m sera évaluée grâce à des cellules photo électrique (Brower, Draper, USA). Ce protocole sera réalisé à l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP) dans la halle couverte Joseph Maigrot sur une piste en tartan. Tous les

sprints seront réalisés en chaussures à pointes et chaque sujet sera équipé d'une combinaison Moven (Xsens, Netherland; 240 Hz). La durée du protocole sera d'environ une heure et s'organisera de la façon suivante:

- une phase d'échauffement standardisé de 20 min à base de footing d'échauffements spécifiques et d'accélérations progressives.

- une phase d'équipement du sujet avec la combinaison MVN : 17 centrales inertielles fixées avec des bandes Velcro sur les différents repères anatomiques indiqués par le protocole Xsens. La fixation des centrales peut être consolidée avec des bandes de Blenderm® afin d'éviter tout changement de position ou décrochage des centrales (figure 29).

- une phase de calibration de la combinaison MVN avec le logiciel. Lors de cette phase, les données telles que la taille, le poids et la longueur des pieds du coureur seront entrées dans le logiciel et des positions anatomiques de références seront réalisées. Cette phase permettra au logiciel de repérer la position des 17 centrales inertielles et via un modèle anthropométrique (Zatsiorsky & Seluyanov, 1983) de calculer la position du centre de masse (CM) global du sujet dans le repère terrestre.

- un premier sprint de 40 mètres où le sujet partira en position debout au signal sonore. Le coureur effectuera cette distance le plus rapidement possible. Durant cette course, la vitesse instantanée sera mesurée à l'aide d'un radar (Stalker ATS, USA).

- Une récupération de 8 minutes

- un second sprint de 40 mètres sera réalisé dans les mêmes conditions que pour le premier sprint.

Matériel : La combinaison Moven Xsens est composée de 17 centrales inertielles miniatures elles même constituées de: trois accéléromètres (calcul des accélérations linéaires dans les trois plans de l'espace), trois gyroscopes (calcul des vitesses angulaires dans les trois plans de l'espace) et de trois magnétomètres (pour établir un référentiel géocentrique par mesure du champ magnétique terrestre).

Le système MVN XSens permettra le recueil des accélérations linéaires et angulaires fournis par l'ensemble des centrales inertielles en fonction du temps. Par intégrations successives de ces données, nous pourrons calculer les vitesses ainsi que les déplacements des centrales

inertielles lors du mouvement réalisé. Toutes les informations recueillies par la combinaison grâce aux centrales inertielles, seront transmises au logiciel MVN Biomech, en Bluetooth 2.0. Les déplacements de ces centrales sont intégrés au modèle du corps humain de Zatsiorsky (Zatsiorsky & Seluyanov, 1983), (solide poly-articulé de 23 segments) en suivant les recommandations de l'International Society of Biomechanics. L'utilisation de ce modèle anthropométrique, permettra de calculer les positions et vitesses des centres de masse des segments et du centre de masse global du corps entier, ainsi que les vitesses et angles des articulations (Blair, Duthie, Robertson, Hopkins, & Ball, 2018; Cloete & Scheffer, 2008; Dinu et al., 2016).



Figure 29 : Participant équipé de la combinaison MVN en début de protocole

Traitement des données : A partir des données 3D de position et de vitesse des centres de masse des différents segments ainsi que du corps entier, l'énergie cinétique totale ($E_c = E_{c\ de\ translation} + E_{c\ de\ rotation}$) et l'énergie mécanique ($E_m = E_c + E_{potentielle}$) seront calculées (Slawinski et al. 2016). Pour cela, une interface spécifique a été développée au laboratoire Sport Expertise et Performance (SEP) de l'INSEP (Louis et al., 2018; Slawinski et al., 2018).

Après un lissage de chacune des courbes d'E_c (Butterworth, 12Hz; Brazil et al., 2016; Winter, 2009), l'E_c maximale et moyenne seront calculées lors de différentes phases de course:

- pour chaque foulée (à droite et à gauche); ces foulées seront identifiées à partir des positions de la pointe des pieds entre le départ et la fin du sprint,

- entre le départ (premier mouvement) et l'atteinte de la puissance maximale, phase de départ,

- entre la puissance maximale et la vitesse maximale: phase d'atteinte de la vitesse maximale,

- entre la vitesse maximale et la fin de course: phase de maintien de la vitesse maximale.

Ces trois dernières phases seront identifiées à partir de la modélisation de la vitesse du centre de masse du corps entier en fonction du temps (Samozino et al., 2015; Slawinski et al., 2015).

✓ <u>Résultats attendus</u>

Les premiers résultats, obtenus sur un coureur, montrent qu'à partir des calculs effectués avec la combinaison inertielle, il est possible de modéliser la courbe de vitesse du CM par rapport au temps, à l'aide d'une fonction mono-exponentielle (figure 30). Ces résultats doivent être étendus à d'autres sujets et comparés à ceux obtenus à l'aide du radar.

En ce qui concerne la contribution des différents segments, les résultats obtenus sur un seul coureur (figure 31) ne correspondent pas à notre hypothèse de départ. En effet, chez ce coureur, la contribution du segment tronc/tête augmente alors que la contribution du membre inférieur diminue et celle du membre supérieur reste stable.

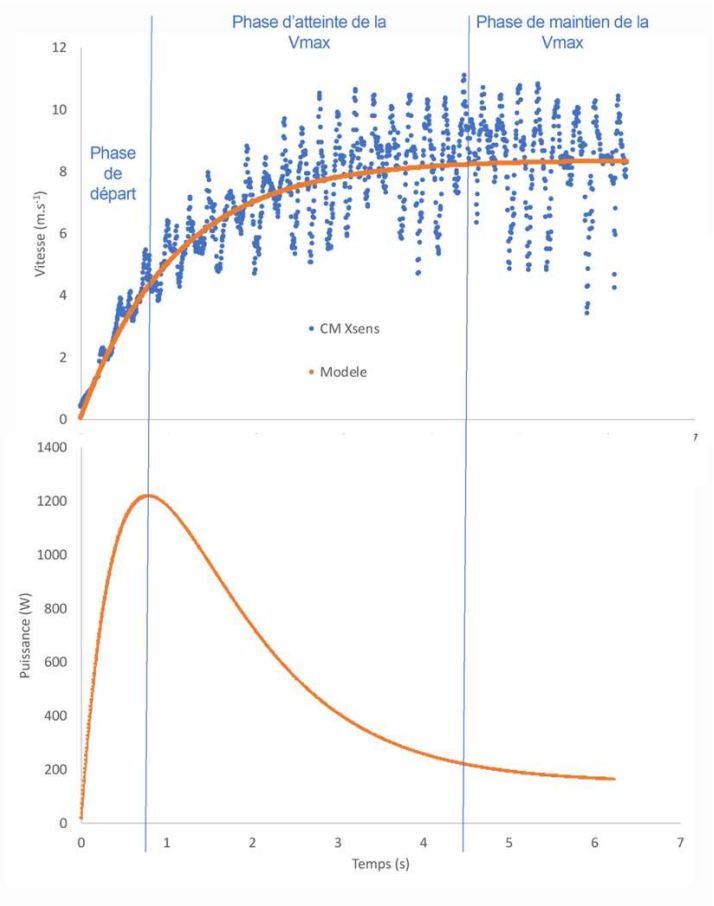


Figure 30: Exemple de modélisation de la courbe vitesse-temps à partir de la vitesse du CM mesurée avec le système Xsens.

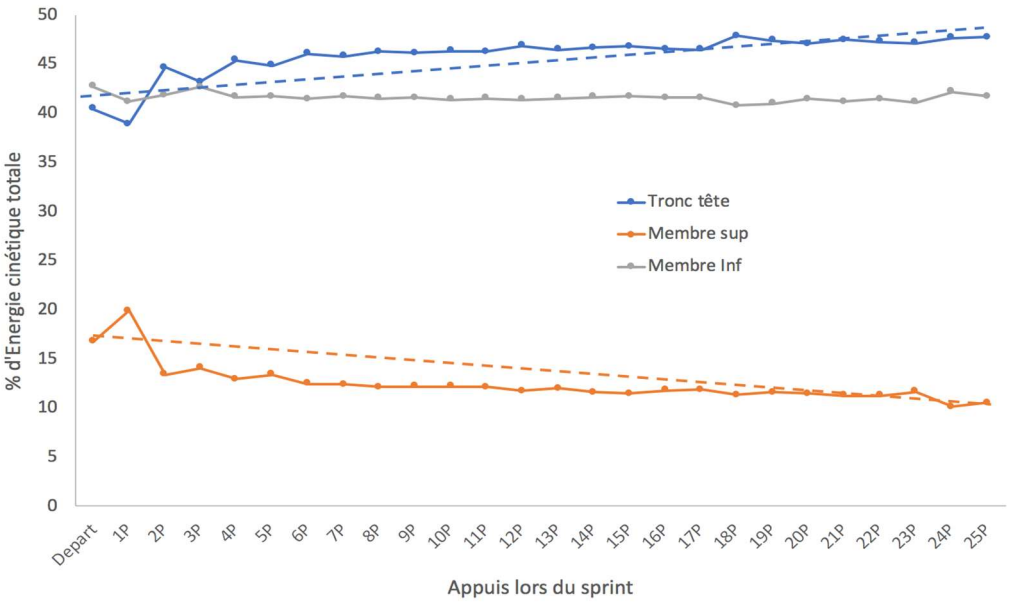


Figure 31: Contribution des segments du tronc-tête, du membre inférieur et du membre supérieur à la production d'énergie cinétique totale.

2) Projet 2: Effets de deux soutiens sur l'augmentation de la pratique de l'activité physique chez des patients atteints de sclérose en plaque (SEP)

✓ Introduction

Ce projet concerne la thèse d'Emilie Dematte que je co-dirige avec le professeur de Marco. Il s'inscrit dans les travaux que j'ai menés à l'UFR STAPS de Nanterre en collaboration avec l'hôpital de Garches. Mon investissement dans la filière APAS, le suivi des mémoires d'étudiants et ma responsabilité pédagogique du Master 1 Conception et Evaluation de Programmes en Activités Physiques Adaptées, m'ont progressivement amené à tenter de concilier l'approche du sport de haut niveau avec celle de l'activité physique adaptée. La démarche mise en œuvre dans le cadre du suivi de l'athlète de haut niveau est assez similaire à celle de la prise en charge d'un patient en activité physique adaptée. Ainsi, avec l'aide de mes collègues de psychologie, Laurence Kern et Jean Fournier, nous avons tenté de mettre en place une double approche « psycho-physiologique » de la prise en charge par l'activité physique adaptée du patient. La thèse d'Emilie Dematte est ainsi née de cette double approche. En effet, de nombreuses études montrent les bénéfices de la pratique de l'Activité Physique (AP) chez les patients atteints de SEP. Mais l'adhésion des patients à l'AP est difficile à obtenir, et surtout, à maintenir. L'objectif de cette étude est d'évaluer deux types de soutien dont la finalité est l'accompagnement du patient dans l'initiation et la pérennisation de sa pratique.

Matériels et méthodes

Quarante-cinq patients sont répartis aléatoirement dans 3 groupes : i) une intervention basée sur l'implémentation d'intention, ii) une intervention basée sur la pleine conscience iii) et un groupe contrôle. Les deux premiers groupes bénéficient d'un soutien internet et d'un soutien téléphonique hebdomadaire. Les participants bénéficient du même programme d'AP, de 2 heures par semaine sur 2 mois. Des mesures d'actimétries sont effectuées avant et après le programme sur une durée de 7 jours, puis, à 3 et à 6 mois après le programme. Des questionnaires mesurant les changements de comportement au regard de la motivation à l'AP et des questionnaires mesurant l'impact des interventions complémentaires, permettront de déterminer l'efficacité des soutiens proposés. Enfin, des scores d'évaluations moteurs et psychologiques sont effectués.

✓ Résultats préliminaires

Trente et un patients ont été à ce jour recrutés. Douze ont terminé le programme à 3 mois. Les résultats ne permettent actuellement pas de constater de différences significatives entre les groupes pour l'actimétrie, mais montrent une amélioration significative ($p<0,05$) des tests moteurs après le programme d'AP pour les 3 groupes.

- ✓ Conclusion

Ces résultats préliminaires confirment l'efficacité de la pratique de l'AP sur les tests moteurs. Ils devront être complétés par un nombre de patients plus important pour observer des résultats sur l'actimétrie et l'impact des interventions sur la pratique de l'AP chez les patients. Ces résultats préliminaires ont fait l'objet d'une présentation aux 19ème journées d'études francophones en activités physique adaptés (AFAPA - http://sites.univ-tln.fr/afapa2018/wp-content/uploads/sites/20/2018/05/Programme-définitif-22_05_2018.pdf).

3) Conclusion.

En poste à l'Université Paris Nanterre depuis septembre 2011, j'ai pris en charge diverses responsabilités pédagogiques, scientifiques et administratives au sein de l'UFR STAPS (i.e responsable pédagogique de la Licence 1 et du Master 1ère année APAS, coordination d'enseignements, membre du Conseil Consultatif par Discipline - CCD, membre du comité de direction du Laboratoire CeRSM, membre de jury d'une thèse et de plusieurs comités de sélection). Membre du Laboratoire CeRSM (EA. 2931), j'essaie également de participer au rayonnement de ce dernier en tant que chercheur publiant et en tant qu'expert scientifique auprès de plus d'une dizaine de revues indexées ISI. J'ai également coordonné, avec Nicolas Termoz, un ouvrage aux éditions Dunod à destination des étudiants STAPS. Il est le premier en la matière, puisqu'il regroupe tous les enseignements dispensés en STAPS, des pratiques physiques aux sciences fondamentales.

Sur le plan des enseignements, j'assure plus de 230 heures de cours par an, tant en physiologie, biomécanique, méthodologie de l'entraînement et analyse et pratique de l'athlétisme de la licence 1 au Master 2. J'ai également encadré plus de 30 Masters 2 et 20 Masters 1.

Sur le plan scientifique, depuis mon recrutement à l'Université Paris Nanterre, j'ai continué à développer mes thématiques de recherche, au sein du CeRSM, mais également en collaboration directe avec Daniel Dinu et Giuseppe Rabita de l'Institut National du Sport et de l'Expertise (INSEP). En lien avec nos travaux sur le sprint, des collaborations avec le Pr Jean-Benoit Morin de l'Université de Nice et Pierre Samozino de l'Université de Saint-étienne sont nées. Mon implication dans la filière APAS de l'UFR STAPS de Nanterre m'a amené à renforcer mes liens avec Didier Pradon de l'hôpital Raymond Poincaré à Garches. Une partie de mes travaux (que je n'ai pas présentés dans cette HDR, car ils ne rentrent pas directement dans la thématique du sport de haut niveau) se sont orientés vers l'activité physique adaptée et santé. Au travers des différents travaux des étudiants, nous avons réfléchi sur l'évaluation et le développement de la condition physique des patients. Cette réflexion a conduit à l'accompagnement d'une thèse, en collaboration avec l'hôpital de Poissy et de Garches. Cette thèse, menée par Emilie Dematte, concerne les effets du type de motivation sur l'adhérence à la pratique de l'activité physique adaptée.

L'ensemble de mon activité scientifique s'est concrétisé, jusqu'à présent, par la publication de 40 articles parus dans des revues internationales ISI (dont 12 en premier auteur). Aujourd'hui, ma carrière d'enseignant chercheur entame un nouveau virage, puisque je suis recruté comme chercheur au laboratoire Sport Expertise et Performance à l'INSEP à partir du 1er Octobre

2018. J'oriente donc clairement mes thématiques de recherche vers l'amélioration de la performance sportive essentiellement de haut niveau. Cette démarche s'inscrit dans la perspective de la préparation des Jeux Olympiques et Paralympiques de 2024. En effet, avec ce nouveau poste, je serai au cœur de la préparation de ces derniers et de l'aide scientifique à la performance. En partant des travaux de recherche présentés dans ce document d'HDR, l'une des perspectives est d'utiliser l'énergie cinétique pour mesurer la contribution des différents segments au mouvement et ainsi mieux caractériser le mouvement. Ces indicateurs pourront aider les entraineurs dans leurs choix techniques. Ce travail est déjà initié, avec Daniel Dinu, depuis deux ans, auprès des pôles de basket, de boxe et d'escrime de l'INSEP.

Bibliographie

Ae, M., Ito, A., & Suzuki, M. (1992). The men's 100 metres. *New Studies in Athletics*, *7*(1), 47–52.

Arsac, L. M., & Locatelli, E. (2002). Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *J Appl Physiol*, *92*(5), 1781–1788. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11960924

Ashby, B. M., & Delp, S. L. (2006). Optimal control simulations reveal mechanisms by which arm movement improves standing long jump performance. *Journal of Biomechanics*, *39*(9), 1726–1734. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.017

Baumann, W. (1976). Kinematic and dynamic characteristics of the sprint start. In PV Komi (ed) (Ed.), *Biomechanics V-B* (pp. 194–199).

Belli, a., Kyröläinen, H., & Komi, P. V. (2002). Moment and power of lower limb joints in running. *International Journal of Sports Medicine*, *23*(2), 136–141. https://doi.org/10.1055/s-2002-20136

Beneke, R., & Taylor, M. J. D. (2010). What gives Bolt the edge-A.V. Hill knew it already! *Journal of Biomechanics*, *43*(11), 2241–2243. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.011

Best, C. H., & Partridge, R. C. (1928). The Equation of Motion of a Runner, Exerting a Maximal Effort. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, *103*(724), 218–225. https://doi.org/10.1098/rspb.1928.0036

Bezodis, I., Irwin, G., Kuntze, G., & Kerwin, D. (2011). Changes in Step Characteristics Between the Maximum Velocity and Deceleration Phases of the 100 Metre Sprint Run. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, *11*(Suppl 2), 455–458.

Bezodis, I. N., Kerwin, D. G., & Salo, A. I. T. (2008). Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *40*(4), 707–715. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318162d162

Bezodis, N. E., Salo, A. I. T., & Trewartha, G. (2010). Choice of sprint start performance measure affects the performance-based ranking within a group of sprinters: which is the most appropriate measure? *Sports Biomechanics*, *9*(4), 258–269. https://doi.org/10.1080/14763141.2010.538713

Bezodis, N. E., Salo, A. I. T., & Trewartha, G. (2010). Kinematic aspects of block phase technique in sprinting. In *International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 1–4).

Bezodis, N. E., Salo, A. I. T., & Trewartha, G. (2014). Lower limb joint kinetics during the first stance phase in athletics sprinting: three elite athlete case studies. *Journal of Sports Sciences*, *32*(March 2015), 738–746. https://doi.org/10.1080/02640414.2013.849000

Bezodis, N. E., Salo, A. I. T., & Trewartha, G. (2015). Relationships between lower-limb kinematics and block phase performance in a cross section of sprinters. *European Journal of Sport Science*, *15*(2), 118–124. https://doi.org/10.1080/17461391.2014.928915

Billat, L. V. (2001). Interval training for performance: a scientific and empirical practice. Special recommendations for middle- and long-distance running. Part I: aerobic interval training. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *31*(1), 13–31. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11219499

Billaut, F., Giacomoni, M., & Falgairette, G. (2003). Maximal intermittent cycling exercise: effects of recovery duration and gender. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *95*(June 2003), 1632–1637. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00983.2002

Billaut, F., & Smith, K. (2009). Sex alters impact of repeated bouts of sprint exercise on neuromuscular activity in trained athletes. *Appl Physiol Nutr Metab*, *34*, 689–699. https://doi.org/h09-058 [pii]\r10.1139/h09-058

Blache, Y., & Monteil, K. (2013). Effect of arm swing on effective energy during vertical jumping: Experimental and simulation study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *23*(2). https://doi.org/10.1111/sms.12042

Blair, S., Duthie, G., Robertson, S., Hopkins, W., & Ball, K. (2018). Concurrent validation of an inertial measurement system to quantify kicking biomechanics in four football codes. *Journal of Biomechanics*, *73*, 24–32. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.03.031

Boisnoir, a, Decker, L., Reine, B., & Natta, F. (2007). Validation of an integrated experimental set-up for kinetic and kinematic three-dimensional analyses in a training environment. *Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports*, *6*(2), 215–223. https://doi.org/10.1080/14763140701324818

Bonnechere, B., Beyer, B., Rooze, M., & Sint, J. S. Van. (2014). What is the Safest Sprint Starting Position for American Football Players? *Journal of Sports Science & Medicine*, *13*(2), 423–429. Retrieved from http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3990900&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Brazil, A., Exell, T., Wilson, C., Willwacher, S., Bezodis, I., & Irwin, G. (2016). Lower limb joint kinetics in the starting-blocks and first stance in athletic sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 1–7. https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1227465

Brown, T., & Vescovi, J. (2004). Is Stepping Back Really Counterproductive? *Strength & Conditioning Journal*, *26*(1), 42–44.

Cavagna, G. A., Komarek, L., & Mazzoleni, S. (1971). The mechanics of sprint running. *J Physiol*, *217*(3), 709–721. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=5098087

Cavagna, G. A., Margaria, R., & Arcelli, E. (1965). A hight motion picture analysis of the work performed in sprint running. *Research Film*, *5*(4), 309–319.

Cavagna, G. A., Saibene, F., & Margaria, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, *19*, 249–256. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14155290

Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*, *262*(3), 639–657. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=1011078

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. https://doi.org/10.1080/02640414.2011.616948

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.

Chen, H., & Cheng, K. (2008). How Does Arm Motion Enhance Vertical Jump Performance-a Simulation Study. *ISBS-Conference …*, 131–134. Retrieved from https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/1850

Chow, J. W. (1987). Maximum Speed of Female High School Runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, *3*, 110–127.

Clark, K. P., & Weyand, P. G. (2015). Sprint running research speeds up: A first look at the mechanics of elite acceleration. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(5), 581–582. https://doi.org/10.1111/sms.12520

Cloete, T., & Scheffer, C. (2008). Benchmarking of a full-body inertial motion capture system for clinical gait analysis. In *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* (pp. 4579–4582). https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650232

Coh, B. M., & Tomazin, K. (2006). Kinematic analysis of the sprint start, 23–33.

Coh, M., Jost, B., Skof, B., Tomazin, K., & Dolenec, A. (1998). Kinematic and kinetic parameters of the sprint start and start acceleration model of top sprinters. *Gymnica*, *28*, 33–42.

Čoh, M., Tomažin, K., & Štuhec, S. (2006). The biomechanical model of the sprint start and block acceleration. *PFacta Universitatis: Physical Education and Sport*, *4*(2), 103–114.

Cormie, P., Mcguigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing Maximal Neuromuscular Power. Part 1: Biological Basis of Maximal Power Production. *Sport Medecine*, *41*(1), 17–38.

Cornett, Z., & Lyle, B. (1977). Maximum speed of women sprinters. *Track Technique*, *68*, 2160–2161.

Cronin, J., Green, J., Levin, G., Brughelli, M., & Frost, D. (2007). Effect of starting stance on initial sprint performance. *J Strength Cond Res*, *21*(3), 990–992.

Cusik, J. L., Lund, R. J., & Ficklin, T. K. (2014). A comparison of three different start techniques on sprint speed in collegiate linebakers. *J Strength Cond Res*, *28*(9), 2669–2672.

Dapena, J., & Chung, C. S. (1988). Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *20*(3), 290–302. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3386510

de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*, *29*(9), 1223–1230.

Debaere, S. (2012). *Biomechanical determinants of sprint acceleration in adult and young athletes Biomechanical determinants of sprint acceleration in adult and young athletes*.

Debaere, S., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F., & Jonkers, I. (2012). From block clearance to sprint running: Characteristics underlying an effective transition. *Journal of Sports Sciences*, (September 2012), 37–41. https://doi.org/10.1080/02640414.2012.722225

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.

https://doi.org/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 athlete. *J Strength Cond Res*, *27*(1), 116–124.

Delecluse, C., Coppenolle, H. Van, Diels, R., & Goris, M. (1992). A model for the scientific preparation of high level sprinters, 57–64.

di Prampero, P. E., Botter, A., & Osgnach, C. (2015). The energy cost of sprint running and the role of metabolic power in setting top performances. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(3), 451–469. https://doi.org/10.1007/s00421-014-3086-4

di Prampero, P. E., Fusi, S., Sepulcri, L., Morin, J. B., Belli, a, & Antonutto, G. (2005). Sprint running: a new energetic approach. *The Journal of Experimental Biology*, *208*(Pt 14), 2809–2816. https://doi.org/10.1242/jeb.01700

Dinu, D., Fayolas, M., Jacquet, M., Leguy, E., Slavinski, J., & Houel, N. (2016). Accuracy of Postural Human-motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. In *Procedia Engineering*. https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.266

Domire, Z. J., & Challis, J. H. (2010). An induced energy analysis to determine the mechanism for performance enhancement as a result of arm swing during jumping. *Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports*, *9*(1), 38–46. https://doi.org/10.1080/14763141003692639

Dumas, R., Chèze, L., & Verriest, J. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J Biomech*, *40*(543–553), 1651.

Dunnett, C. W. (1980). Pairwise multiple comparisons in the unequal variance case. *Journal of the American Statistical Association*, *75*(372), 796–800.

Duthie, G. M., Pyne, D. B., Ross, A. a, Livingstone, S. G., & Hooper, S. L. (2006). The reliability of ten-meter sprint time using different starting techniques. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, *20*(2), 246–251. https://doi.org/10.1519/R-17084.1

Dysterheft, J. L., Lewinski, W. J., Seefeldt, D. A., & Pettitt, R. W. (2013). The Influence of Start Position , Initial Step Type , and Usage of a Focal Point on Sprinting Performance. *International Journal of Exercise Science*, *6*(4), 320–327.

Feltner, M. E., Fraschetti, D. J., & Crisp, R. J. (1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sports Sciences*, *17*(6), 449–466. https://doi.org/10.1080/026404199365768

Frost, D., & Cronin, J. (2011). Stepping back to improve sprint performance: a kinetic analysis of the first step forwards. *J Strength Cond Res*, *25*(10), 2721–2728.

Frost, D., Cronin, J. B., & Levin, G. (2008). Stepping backward can improve sprint performance over short distances. *J Strength Cond Res*, *22*(3), 918–922. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a84f5

Funato, K., Yanagiya, T., & Fukunaga, T. (2001). Ergometry for estimation of mechanical power output in sprinting in humans using a newly developed self-driven treadmill. *European Journal of Applied Physiology*, *84*(3), 169–173. https://doi.org/10.1007/PL00007955

Gagnon, M. (1978). A kinetic analysis of the kneeling and the standing starts in female sprinters of different ability. In *Biomechanics VI-B* (Baltimore, pp. 46–50).

Gajer, B., Thépaut-Mathieu, C., & Lehenaff, D. (1999). Evolution of stride and amplitude during course o f the 100 m event in athletics. *NSA*, *14*(1), 43–50.

Guissard, N., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1992, November). EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1435177

Gutiérrez-Dávilla, M., Dapena, J., & Campos, J. (2006). The effect of muscular pre-tensing on the sprint start. *Journal of Applied Biomechanics*, *22*(3), 194–201. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17215551

Hara, M., Shibayama, A., Arakawa, H., & Fukashiro, S. (2008). Effect of arm swing direction on forward and backward jump performance. *Journal of Biomechanics*,

41(13), 2806–2815. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.002

Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., & Fukashiro, S. (2006). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, *39*(13), 2503–2511. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.030

Harland, M., & Steele, J. R. (1997). Biomechanics of the sprint start. *Sport Medecine*, *23*, 11–20.

Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N., & Rosenstein, R. M. (1990a). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *22*(6), 825–833. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2287261

Haugen, T., Tonnessen, E., & Seiler, S. (2012). The difference is in the start: impact of timing and start procedure on sprint running performance. *J Strength Cond Res*, *26*(2), 473–479.

Henry, F. M., & Trafton, I. R. (1951). The Velocity Curve of Sprint Running. *Res Quart*, *22*, 409–422.

Henry, M. (1952). Force time characteristics of the sprint start. *Res Quart*, *23*, 301–318.

Hill, A. V. (1927). *Muscular mouvement in Man : The factors governing speed and recovery from fatigue*. Mc Graw Hill.

Hoffman, K. (1971). Stature, leg length, and stride frequency. *Track Technique*, *46*, 1463–1469.

Hoffman, K. (1972). Stride length and frequency of female sprinters. *Track Technique*, *48*, 1522–1524.

Houel, N. (2004). *Intérêts et limites de l'analyse cinématique par imagerie : contribution à la réalisation de modèles cinématiques et dynamiques du mouvement : application au ski de fond et au saut à ski*. Université de Poitiers.

Hubley, C. L., & Wells, R. P. (1983). A work-energy approach to determine individual

joint contributions to vertical jump performance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *50*(2), 247–254. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6681756

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. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16131703

Ikai, M. (1968). Biomechanics of sprint running with respect to the speed curve. In & M. H. J. Wartenweiler, E. Jokl (Ed.), *Biomechanics-I* (Baltimore:, pp. 282–290).

Jacobs, R., Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: The role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, *29*(4), 513–523. https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00067-4

Jacobs, R., & van Ingen Schenau, G. J. (1992). Intermuscular coordination in a sprint push-off. *J Biomech*, *25*(9), 953–965.

Jaskólska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskólski, 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.

Johnson, M. D., & Buckley, J. G. (2001). Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting. *Journal of Sports Sciences*, *19*(4), 263–272. https://doi.org/10.1080/026404101750158330

Johnson, T., Brown, L., Coburn, J., Judelson, D., Khamoui, A., Tran, T., & Uribe, B. (2010). Effect of four different starting stances on sprint time in collegiate volleyball players. *J Strength Cond Res*, *24*(10), 2641–2646.

Kawamori, N., Nosaka, K., & Newton, R. U. (2013). Relationships between ground reaction impulse and sprint acceleration performance in team sport athlete. *J Strength Cond Res*, 568–573.

Kisler, J. (1934). A study of the distribution of the force exerted upon the blocks in starting the sprint from various starting position. *Ergonomics*, *5*(1 Suppl), 27–32.

Korchemny, R. (1992). A new concept for sprint start and acceleration training, 65–72.

Kraan, G. a, van Veen, J., Snijders, C. J., & Storm, J. (2001). Starting from standing; why step backwards? *Journal of Biomechanics*, *34*(2), 211–215. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11165285

Krzysztof, M., & Mero, A. (2013). A kinematics analysis of three best 100 m performances ever. *Journal of Human Kinetics*, *36*(March), 149–160. https://doi.org/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. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.041

Lakomy, H. (1987). The use of a non-motorized treadmill for analysing sprint performance. *Ergonomics*, *30*, 627–637.

LeDune, J. A., Nesser, T. W., Finch, A., & Zakrajsek, R. A. (2012). Biomechanical analysis of two standing sprint start techniques. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, *26*(12), 3449–3453. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318248d8f5

Lees, A., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D. (2004). Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, *37*(12), 1929–1940. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.021

Louis, J., Dinu, D., Leguy, E., Jacquet, M., Slawinski, J., & Tiollier, E. (2018). Effect of dehydration on performance and technique of three-point shooting in Elite Basketball. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. https://doi.org/10.23736/S0022-4707.18.07985-9

Luhtanen, P., & Komi, R. V. (1978). Segmental contribution to forces in vertical jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *38*(3),

181–188. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/648508

Mackala, K. (2007). Optimisation of performance through kinematic analysis of the different phases of the 100 metres. *New Studies in Athletics*, *22*(2), 7–16.

Mann, R. (2013). *The mechanics of sprinting*. Charlestown.

Mansour, K. B. E. N. (2008). *Contribution à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m*.

Marey, E. (2002). *Le mouvement*. (J. Chambon, Ed.). Nîmes.

Mendoza, L., & Schöllhorn, W. (1993). Training of the sprint start technique with biomechanical feedback Training of the sprint start technique with biomechanical feedback. *Journal of Sports Sciences*, *11*, 25–29.

Mero, A. (1988). Mero 1988 Force time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting. *Res Q*, *59*(2), 94–98.

Mero, A., Komi, P. V, & Gregor, R. J. (1992). Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *13*(6), 376–392. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1615256

Mero, A., Kuitunen, S., Harland, M., Kyröläinen, 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. https://doi.org/10.1080/02640410500131753

Millet, G. P., Faiss, R., Brocherie, F., & Girard, O. (2013). Hypoxic training and team sports: a challenge to traditional methods? *British Journal of Sports Medicine*, *47 Suppl 1*(December), i6–i7. https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092793

Millet, G. P., Jaouen, B., Borrani, F., & Candau, R. (2002). Effects of concurrent endurance and strength training on running economy and .VO(2) kinetics. *Med Sci Sports Exerc*, *34*(8), 1351–1359. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12165692

Monte, A., Muollo, V., Nardello, F., Zamparo, P., Monte, A., Muollo, V., … Zamparo,

P. (2016). Sprint running : how changes in step frequency affect running mechanics and leg spring behaviour at maximal speed spring behaviour at maximal speed. *Journal of Sports Sciences*, *0414*(March). https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1164336

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. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318216ea37

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*, *48*(12), 3149–3154. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.07.009

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. https://doi.org/10.1007/s00421-012-2379-8

Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B., & Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, *27*(2), 158–165. https://doi.org/10.1055/s-2005-837569

Morin, J. B., Samozino, P., Bonnefoy, R., Edouard, P., & Belli, A. (2010). Direct measurement of power during one single sprint on treadmill. *Journal of Biomechanics*, *43*(10), 1970–1975. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.012

Murase, Y., Hoshikawa, T., Yasuda, N., Ikegami, Y., & Matsui, H. (1976). Analysis of the changes in progressive speed during 100-meter dash. In Baltimore: University Park Press (Ed.), *Biomechanics-V B* (pp. 200–207).

Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., & Zushi, K. (2014). Kinematics of transition during human accelerated sprinting. *Biology Open*, *3*(8), 1–11. https://doi.org/10.1242/bio.20148284

Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., & Zushi, K. (2017). Alteration of swing leg work and power during human accelerated sprinting. *Biology Open*. https://doi.org/10.1242/bio.024281

Nagahara, R., Naito, H., Morin, J. B., & Zushi, K. (2014). Association of acceleration with spatiotemporal variables in maximal sprinting. *International Journal of Sports Medicine*, *35*, 755–761. https://doi.org/10.1055/s-0033-1363252

Nagano, A., Komura, T., & Fukashiro, S. (2007). Optimal coordination of maximal-effort horizontal and vertical jump motions--a computer simulation study. *Biomedical Engineering Online*, *6*, 20. https://doi.org/10.1186/1475-925X-6-20

Natta, F., Boisnoir, A., & Cholet, D. (2012). The Complex Motor Sprint Start Performance as a Double Constraint Management. *Sport Science Review*, *XXI*(3–4), 5–24. https://doi.org/10.2478/v10237-012-0008-4

Natta, F., & Brenière, Y. (1997). Effets de la posture initiale dans le départ du sprint chez les athlètes féminines de haut niveau. *Sciences et Sports*, *12*(1), 27s.

Natta, F., & Brenière, Y. (1998). Influence de la posture initiale sur la dynamique du départ de sprint en starting-blocks. *Science & Motricité*, *34*, 44–51.

Ostarello, A. G. (2001). Effectiveness of three sprint starts: a longitudinal case study. In J. R. Blackwell & R. H. Sanders (Eds.), *19th International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 83–86). San Franscisco.

Otsuka, M., Kurihara, T., & Isaka, T. (2015). Effect of a Wide Stance on Block Start Performance in Sprint Running. *Plos One*, *10*(11), e0142230. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0142230

Otsuka, M., Shim, J. K., Kurihara, T., Yoshioka, S., Nokata, M., & Isaka, T. (2014). Effect of Expertise on 3D Force Application During the Starting-Block Phase and Subsequent Steps in Sprint Running. *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(3), 390–400. https://doi.org/10.1123/jab.2013-0017

Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Sàez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., & Morin, J. B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight

into the limits of human locomotion. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(5), 583–594. https://doi.org/10.1111/sms.12389

Roberts, T. J., Chen, M. S., & Taylor, C. R. (1998). Energetics of bipedal running, *2762*, 2753–2762.

Saito, M., Kobayashi, K., Miyashita, M., & Hosikawa. (1974). Temporal pattems in running. In Baltimore: University Park Press (Ed.), *Biomechanics-IV* (pp. 106–111).

Salo, A., & Bezodis, I. (2004). Which starting style is faster in sprint running--standing or crouch start? *Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports*, *3*(1), 43–53. https://doi.org/10.1080/14763140408522829

Salo, A. I. T., 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. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318201f6f8

Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Villarreal, E. S. De, & Morin, J. (2015). A simple method for measuring power , force , velocity properties , and mechanical effectiveness in sprint running. *Scand J Med Sci Sports*, 1–11. https://doi.org/10.1111/sms.12490

Schache, A. G., Blanch, P. D., Dorn, T. W., Brown, N. A. T., Rosemond, D., & Pandy, M. G. (2011). Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182084929

Schache, A. G., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2015). Modulation of work and power by the human lower-limb joints with increasing steady-state locomotion speed. *Journal of Experimental Biology*, *218*, 2472–2481. https://doi.org/10.1242/jeb.119156

Shetty, A. B., & Etnyre, B. R. (1989). Contribution of arm movement to the force components of a maximum vertical jump. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *11*(5), 198–201. Retrieved from

http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18796913

Sigerseth, P., & Grinaker, V. (1962). Effect of foot spacing on velocity in sprints. *Res Quart*, *33*, 599 – 606.

Slawinski, J., Bonnefoy, A., Lévêque, J., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., & Chèze, L. (2010). Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *J Strength Cond Res*, *24*(4), 896–905.

Slawinski, J., Bonnefoy, A., Ontanon, G., Leveque, J. M., Miller, C., Riquet, A., … Dumas, R. (2010). Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *Journal of Biomechanics*, *43*(8). https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.044

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). https://doi.org/10.1055/s-0032-1304587

Slawinski, J., Houel, N., Bonnefoy-Mazure, A., Lissajoux, K., Bocquet, V., & Termoz, N. (2017). Mechanics of standing and crouching sprint starts. *Journal of Sports Sciences*, *35*(9), 858–865. https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1194525

Slawinski, J., Louis, J., Poli, J., Tiollier, E., Khazoom, C., & Dinu, D. (2018). The Effects of Repeated Sprints on the Kinematics of 3-Point Shooting in Basketball. *Journal of Human Kinetics*, *62*(1), 5–14. https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0156

Slawinski, J., Morin, J. B., Samozino, P., & Rabita, G. (2015). Sprint mechanics or how force- and power-velocity relationships highlight some aspects of human locomotion. In *16ème Congrès de l'ACAPS* (pp. 40–49). Nantes.

Slawinski, J., Termoz, N., Rabita, G., Guilhem, G., Dorel, S., Morin, J.-B., & Samozino, P. (2017). How 100-m event analyses improve our understanding of world-class men's and women's sprint performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *27*(1), 45–54. https://doi.org/10.1111/sms.12627

Taylor, M. J. D., & Beneke, R. (2012). Spring mass characteristics of the fastest men

on Earth. *International Journal of Sports Medicine*, *33*(8), 667–670. https://doi.org/10.1055/s-0032-1306283

Van Ingen Schenau, G. J., Jacobs, R., & Koning, J. (1991). Can cycle power predict sprint running performance? *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *63*(3–4), 255–260. https://doi.org/10.1007/BF00233857

Vardaxis, V., & Hoshizaki, T. (1989). Power patterns of the leg during the recovery phase of the sprinting stride for advanced and intermediate sprinters. *Journal of Applied Biomechanics*, *5*, 332 – 349.

Volkov, N. I., & Lapin, V. I. (1979). Analysis of the velocity curve in Sprint running. *Medicine and Science in Sports*, *11*(4), 332–337.

Weyand, P. G., Sandell, R. F., Prime, D. N. L., & Bundle, M. W. (2010). The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *J Appl Physiol*, *108*, 950–961. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00947.2009.

Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., Wright, S., Peter, G., & Matthew, J. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol*, *89*(5), 1991–1999.

Willwacher, S., Feldker, M., Zohren, S., Herrmann, V., & Brüggemann, G. (2013). A novel method for the evaluation and certification of false start apparatus in sprint running. *Procedia Engineering*, *60*, 124–129.

Winter, D. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th Edition*. (Wiley, Ed.).

Winter, D. A. (1983). Moment of force and mechanical power in jogging. *J Biomech*, *16*(1), 91–97.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., … Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine.

International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, *35*(4), 543–548. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11934426

Wu, G., van der Helm, F. C. T., (DirkJan) Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., … Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, *38*(5), 981–992. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042

Yanagiya, T., Kanehisa, H., Kouzaki, M., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2003). Effect of gender on mechanical power output during repeated bouts of maximal running in trained teenagers. *International Journal of Sports Medicine*, *24*(4), 304–310. https://doi.org/10.1055/s-2003-39508

Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1983). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. In H. Kinetics (Ed.), *Biomechanics IV-B* (pp. 233–239).