INSTITUT NATIONAL DU SPORT,
DE L'EXPERTISE ET DE LA PERFORMANCE

UFR DES SCIENCES ET TECHNIQUES
DES ACTIVITÉS PHYSIQUES ET SPORTIVES

HABILITATION À DIRIGER DES RECHERCHES

# EXPLORATION DES PROPRIÉTÉS TENDINEUSES ET MUSCULAIRES : CONTRIBUTION À L'OPTIMISATION DE LA PERFORMANCE SPORTIVE

PRÉSENTÉE PAR GIUSEPPE RABITA

Laboratoire Sport, Expertise et Performance

Équipe d'Accueil 7370 - I.N.S.E.P

École Doctorale n°566
Science du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain
Section CNU n°74 - S.T.A.P.S

*Soutenue publiquement le 12 septembre 2017*

MINISTÈRE DES SPORTS

INSTITUT NATIONAL DU SPORT, DE L'EXPERTISE ET DE LA PERFORMANCE
11, AVENUE DU TREMBLAY - 75 012 PARIS / TÉL. +(0)33 1 41 74 41 00 - FAX. +(0)33 1 41 74 45 30
www.insep.fr

## AVANT-PROPOS

Avant de remercier chaleureusement les membres du jury d'avoir accepté d'évaluer ce travail, je tiens à remercier quatre personnes qui, outre leur compétence reconnue dans notre domaine, ont donné une dimension hautement humaine à mon parcours scientifique.

Tout d'abord, à **Antoine Couturier**, sans qui la synthèse des travaux présentés dans le cadre de cette HDR ne serait pas ce qu'elle est. Sois pleinement associé à ce travail. Au-delà, reçois ma profonde gratitude pour avoir, depuis mon premier jour à l'INSEP, rendu floue la frontière entre vie professionnelle et vie personnelle grâce à un talent que tu maîtrises mieux que certains domaines d'ingénierie de recherche dont tu es pourtant passé maître, l'amitié.

A **Gaël Guilhem**, outre le fait que tu diriges avec l'efficacité qui te caractérise le laboratoire SEP (EA7370) et aies mis à disposition les conditions optimales pour la rédaction de ce mémoire, je ne peux que t'associer à la plupart des propos tenus ci-dessus. Je mesure à quel point notre collaboration très étroite a impacté mon activité de recherche. Tes qualités humaines associées à ta faculté à abattre des montagnes avec une facilité déconcertante sont à la base, et de mon amitié, et de mon admiration.

A **Sylvain Dorel**, j'ai le même plaisir à mener des projets scientifiques enthousiasmants qu'à voir notre amitié perdurer malgré la distance. Tu fais partie des personnes qui rendent mon métier de chercheur en sciences du sport aussi passionnant que plaisant. Reçois par ces remerciements l'assurance de ma volonté de contribuer à rendre les échanges Paris-Nantes, de tous types, longtemps fructueux.

A **Christine Hanon**, membre du jury. Si à la différence d'Antoine, Gaël et Sylvain, nos champs scientifiques sont parfois plus distants, sache que ta façon d'appréhender ton métier de chercheur à l'INSEP a largement impacté la mienne. C'est un honneur pour moi que tu aies accepté de juger ce travail, d'abord en tant que chercheur-HDR de l'Université de Paris-Descartes, ensuite au titre d'ex-responsable du Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie, enfin, pour ta mission actuelle de Référente Recherche à la Fédération Française d'Athlétisme.

A nouveau, recevez tous les quatre mes sincères remerciements et mon amitié profonde.

Aux membres du jury, **Pierre Portero**, président, **Caroline Nicol** et **Pierre Moretto**, rapporteur(e)s, **Jean-Benoît Morin**, et **Antoine Nordez**, examinateurs, auxquels j'associe donc **Christine Hanon**, examinatrice, c'est avec un grand enthousiasme que je m'apprête à présenter oralement ce travail. A **Pierre Portero**, simplement, merci d'avoir accepté la présidence de ce jury. A **Caroline Nicol** et **Pierre Moretto**, à l'image des rapports d'expertise très enrichissants, je ne doute pas que vos retours lors de nos échanges participeront à orienter efficacement mes perspectives de recherche. A **Jean-Benoît Morin** et **Antoine Nordez**, c'est un honneur de vous compter à la fois parmi les membres de mon jury et mes collaborateurs ; chacun d'entre vous, dans un style différent, marquez durablement notre domaine de recherche. A tous, recevez mes remerciements, tant respectueux que chaleureux, pour avoir accepté cette expertise. Je remercie également le troisième rapporteur (dont l'Université de Paris-Descartes a tenu à garder l'anonymat) pour son rapport plus que pertinent.

A M. **Jean-Philippe Gatien**, Président du Conseil d'Administration de l'INSEP, M. **Ghani Yalouz**, Directeur de L'INSEP, Mme **Audrey Pérusin**, Directrice Générale Adjointe, responsable de la Direction des Politiques Sportives, M. **Thierry Soler**, responsable du Pôle Performance.

Merci d'optimiser les conditions d'accès des chercheurs à l'Habilitation à Diriger des Recherches et plus généralement, de continuer à faire évoluer la place de la recherche en sciences du sport au sein de cette structure unique qu'est notre institut. Avec l'attribution presque entérinée des Jeux Olympiques de 2024 à Paris, l'opportunité d'aller plus avant dans ce processus est également unique pour nous permettre d'accompagner le plus efficacement possible les athlètes élites et leur staff dans leur recherche de l'excellence sportive.

A **Jean-François Robin**, responsable de l'Unité Recherche, un grand merci à toi pour ton management ouvert et transparent de l'Unité qui, au-delà de m'avoir facilité cette étape de rédaction de l'HDR, contribue largement à rendre motivantes nos différentes missions. Sois assuré de mes sentiments réciproques de bienveillance.

Je remercie également l'ensemble de mes collègues des ex-*Département*, *Mission* ou actuelle *Unité* Recherche, en particulier, merci à l'ensemble des biomécaniciens. Un merci appuyé à **Jean Slawinski**, ex-collègue de l'INSEP et toujours ardent collaborateur, ainsi qu'à **Yann Le Meur**, pour leur contribution dans le résultat final de ce mémoire.

A **Caroline Giroux** et **Stevy Farcy,** ex-doctorant(e)s et **Enzo Hollville**, actuel doctorant à l'INSEP, il est évident qu'une part importante des travaux présentés en synthèse ou perspectives des travaux de recherche vous revient. Merci à **Hugo Hauraix** et **Robin Hager**, que j'associe pleinement à ces propos. Merci à **Simon Avrillon,** qui à l'image de **Caroline**, **Enzo** ou **Hugo,** outre son efficacité dans le domaine de l'accompagnement des athlètes, met un point d'honneur à garantir excellents les aspects relationnels. Je remercie également l'ensemble des étudiants de Master dont j'ai suivi le travail.

Parmi les collaborateurs scientifiques, je n'oublie pas **Pierre Samozino**, dont les compétences stratosphériques, au même titre qu'Antoine Nordez, n'ont d'égales que son humilité. Je remercie également **Didier Chollet** pour le co-encadrement de la thèse de Caroline.

Aux athlètes élites que j'ai testés, à vos entraîneurs experts, curieux, ouverts, en particulier ceux avec qui j'ai tissé davantage que de simples liens professionnels, **Guy Ontanon**, **Alain Quintallet**, **Bruno Gajer**, **Renaud Longuèvre**, **Myriam Baverel**, **Marc Delenbach**, **Dimitri Demonière**, **Stéphane Marcelin** (liste non exhaustive), je me dois de vous dédier ce travail.

Merci à **Virha** ainsi qu'aux assistantes, **Isabelle**, **Alexia**, **Cathy**, et l'ensemble des collègues sans lesquels je passerais les trois quarts de mon temps de travail a tenter de déchiffrer les voies impénétrables des procédures administratives et financières.

Avant de conclure, je voudrais remercier les personnes sans qui mon parcours aurait été tout autre. En premier lieu Mme la Professeure **Ghislaine Lensel** à laquelle j'associe les Professeur(e)s **André Thevenon**, **Chantal Pérot**, **Francis Goubel** et **Serge Berthoin** pour m'avoir indiqué le chemin à suivre. **Christian Miller** et **Chantal Mathieu** pour m'avoir recruté dans cet institut qui m'est cher et me permet de m'épanouir au quotidien.

---

Enfin, je remercie **Fanny** qui, de loin, au propre comme au figuré, a le plus contribué au travail qui mène à cette Habilitation à Diriger des Recherches, et qui avec **Emma**, **Lou** et **Adam**, en donne le véritable sens.

# Table des matières

Introduction, présentation du document ---- 7

CHAPITRE I - Titres et travaux ---- 8
I.1. Curriculum Vitae ---- 9
I.2. Activités professionnelles ---- 11
I.2.1 Activité scientifique ---- 11
I.2.2 Activité d'accompagnement scientifique de la performance ---- 24
I.2.3 Activité d'enseignement ---- 25
I.2.4 Activités administratives ---- 27
I.2.5 Autres activités ---- 27

CHAPITRE II - Synthèse des travaux de recherche ---- 28
II.1. Parcours scientifique universitaire ---- 29
II.2. Synthèse des travaux ---- 30
II.2.1 Propriétés élastiques, interactions muscle-tendon et caractéristiques du mouvement ---- 30
II.2.2 Comportement du modèle masse-ressort et fatigue en course à pied ---- 40
II.2.3 Profils Force- et Puissance-Vitesse des membres inférieurs ---- 48
II.2.4 Déterminants de la performance en compétition réelle ou simulée ---- 54
II.2.5 Autres travaux ---- 68

CHAPITRE III - Conception et direction d'activités de recherche ---- 69

CHAPITRE IV - Perspectives de recherche ---- 72
IV.1. Propriétés élastiques, interactions muscle-tendon et caractéristiques du mouvement ---- 73
IV.1.1 Rôle des interactions muscle-tendon in vivo dans la dissipation d'énergie ---- 73
IV.1.2 Impact de la surface sur le comportement mécanique de l'unité muscle-tendon et les coordinations neuromusculaires lors de sauts ---- 74
IV.2. Comportement masse-ressort et fatigue en course à pied ---- 76
Evaluation des modifications des interactions muscle-tendon et comportement masse-ressort avec la fatigue en course à pied ---- 76
IV.3. Profils Force- et Puissance-Vitesse des membres inférieurs ---- 77
IV.4. Déterminants de la performance en compétition réelle ou simulée ---- 78
IV.4.1 Mécanique du sprint ---- 78
IV.4.2 Déterminants mécaniques de la performance au saut à la perche ---- 84

CHAPITRE V - Bibliographie ---- 86

# Introduction, présentation du document

Le présent document est composé de 4 parties.

Le CHAPITRE I décrit mon curriculum vitae en détaillant notamment les activités de recherche au travers des publications scientifiques et la mission d'encadrement d'étudiants de 2ème et 3ème cycles universitaires. A la date d'aujourd'hui, cette activité a donné lieu à 35 publications dont 25 référencées ISI, parmi lesquelles 12 ont été rédigées en premier ou dernier auteur (facteur d'impact moyen = 2,69). J'ai co-encadré deux thèses soutenues respectivement en 2014 et 2015 et je co-encadre actuellement une thèse financée par une convention CIFRE (Université Paris Descartes - INSEP - Natural Grass).

Le CHAPITRE II est une synthèse de ces travaux. Il résume en quatre parties la plupart des travaux publiés dans les revues indexées ISI et orientés vers l'analyse des facteurs neuromusculaires et biomécaniques du mouvement humain. Mes thématiques de recherche concernent spécifiquement : i) les liens entre les propriétés mécaniques musculotendineuses et le mouvement dans un cadre d'évaluation de la performance ou de prévention des blessures ; ii) les effets de la fatigue sur les coordinations musculaires et la mécanique de la locomotion ; iii) les profils musculaires et leur optimisation chez les athlètes élites ; iv) les déterminants de la performance de haut niveau dans diverses activités sportives.

Le CHAPITRE III décrit mon activité de coordination et d'animation de la recherche. Il aborde mon expérience acquise en termes de conception de projets, d'obtention de financements et de valorisation des travaux avec les étudiants encadrés, notamment les doctorants.

Le CHAPITRE IV présente les projets et perspectives de recherche. Pour une cohérence d'ensemble, cette partie suit une logique voisine de celle présentée dans la synthèse des travaux de recherche. A cette fin, tous mes travaux ne sont pas décrits dans ce mémoire. Ils sont néanmoins mentionnés à la fin de la deuxième partie.

# CHAPITRE I - Titres et travaux

## I.1. Curriculum Vitae

### I.1.1 Etat civil

Giuseppe RABITA

Né le 13 février 1970 à Arras
Nationalité française.
Marié, 3 enfants

Coordonnées professionnelles :

✉ : Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance
11, Avenue du Tremblay
75012 Paris

@ : giuseppe.rabita@insep.fr
✆ : +33 1 41 74 44 71

### I.1.2 Situation professionnelle actuelle

Chercheur, Biomécanique et Physiologie Neuromusculaire
Laboratoire Sport Expertise et Performance (Equipe d'Accueil 7370)
Unité Recherche
Pôle Performance - Direction des Politiques Sportives
Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance (INSEP)

Responsable du thème scientifique 3 : "Analyse des facteurs neuromusculaires et biomécaniques du geste sportif" (Laboratoire SEP, EA 7370)
Responsable de l'Accompagnement Scientifique de la Performance (ASP, Unité Recherche)

### I.1.3 Expériences professionnelles en recherche

| | |
|---|---|
| Depuis 2002 | Chercheur INSEP<br>Depuis 2016, membre du Bureau Directeur du Laboratoire Sport Expertise et Performance, (EA7370)<br>Depuis 2014 : membre du Laboratoire Sport Expertise et Performance, (EA7370)<br>2002 - 2014 : Membre du Laboratoire de Biomécanique et Physiologie. |
| 2000 - 2002 | Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (ATER)<br>Faculté des Sciences du Sport et de L'Education Physique<br>Université de Lille 2 |
| 1998 - 2001 | Doctorant, allocataire de Recherche de la Région Nord-Pas de Calais<br>Laboratoire d'Etude de la Motricité Humaine (LEMH)<br>Faculté des Sciences du Sport et de L'Education Physique<br>Université de Lille 2 |

### I.1.4 Formation universitaire

1998 - 2001 Doctorat en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives - Université de Lille 2
Thèse soutenue le 11 décembre 2001
Mention Très Honorable
Titre de la thèse : "Quantification objective de l'hypertonie spastique des fléchisseurs plantaires: validation d'une méthode isocinétique et exploration des modifications des propriétés mécaniques."
Sous la direction du Pr. André Thévenon (PU-PH, CHRU de Lille, Université de Lille 2) et du Pr. Ghislaine Lensel (PU, Université de Lille 2)

1995 - 1997 D.E.A. de Physiologie et Biomécanique de la Performance Motrice - Université de Lille 2
Mention Assez Bien
Titre du mémoire: "Renforcement des extenseurs du genou par efforts bilatéraux en plateau et en rampe."
Sous la co-direction du Pr. Ghislaine Lensel (PU, Université de Lille 2) et du Pr. Chantal Pérot (PU, Université de. Compiègne)

1994 - 1995 Maîtrise S.T.A.P.S, Option Education et Motricité - Université de Lille 2
Titre du mémoire : "Etude de la validité du test piste pour mesurer la vitesse maximale aérobie chez des adolescents de 13 à 16 ans."
Sous la direction du Pr. Serge Berthoin (PU, Université de Lille 2)

1993 - 1994 Licence S.T.A.P.S., Option Education et Motricité - Faculté de Sciences du Sport et de l'EP
Université de Lille 2

1990 - 1993 D.E.U.G. S.T.A.P.S., Unité de Formation et de Recherche en S.T.A.P.S.
Université de Paris Descartes.
Faculté de Sciences du Sport et de l'EP - Université de Lille 2

# I.2. Activités professionnelles

## I.2.1 Activité scientifique

### I.2.1.1 Publications

#### a) Revues internationales à comité de lecture (ISI)

*(en gras : étudiant(e)s encadré(e)s sur la thématique spécifique de la publication)*

P25. Hauraix H, Dorel S, Rabita G, Guilhem G, Nordez A. Muscle fascicle shortening behaviour of vastus lateralis during a maximal force-velocity test. Eur J Appl Physiol. 2017; 117:289-299.

P24. 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;27:45-54.

P23. Hauraix H, Nordez A, Guilhem G, Rabita G, Dorel S. In vivo maximal fascicle-shortening velocity during plantar flexion in humans. J Appl Physiol. 2015;119:1262-71.

P22. **Giroux C**, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. Optimal balance between force and velocity differs among world-class athletes. J Appl Biomech. 2016;32:59-68.

P21. Morin JB, Slawinski J, Dorel S, de Villareal ES, Couturier A, Samozino P, Brughelli M, Rabita G. Acceleration capability in elite sprinters and ground impulse: Push more, brake less? J Biomech. 2015;48:3149-54.

P20. 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. 2016;26:648-58.

P19. 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;25:583-94.

P18. **Giroux C**, Guilhem G, Couturier A, Chollet D, Rabita G. Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements? J Electromyogr Kinesiol. 2015;25:69-76.

P17. **Giroux C**, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? Int J Sports Med. 2015;36:143-9.

P16. Guilhem G, **Giroux C**, Couturier A, Chollet D, Rabita G. Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault. Med Sci Sports Exerc. 2014;46:341-50.

P15. **Farcy S**, Nordez A, Dorel S, Hauraix H, Portero P, Rabita G. Interaction between gastrocnemius medialis fascicle and Achilles tendon compliance: a new insight on the quick release method. J Appl Physiol . 2014;116:259-66.

P14. 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. 2014;38:248-52.

P13. Rabita G, Couturier A, Dorel S, Hausswirth C, Le Meur Y. Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at V̇O2max. J Biomech. 2013;46:2011-7.

P12. Morin JB, Girard O, Slawinski J, Rabita G, Dalleau G, Brughelli M. Lower limb mechanical properties: significant references omitted. Sports Med. 2013;43:151-3.

P11. Le Meur Y, Thierry B, Rabita G, Dorel S, Honnorat G, Brisswalter J, Hausswirth C. Spring-mass behaviour during the run of an international triathlon competition. Int J Sports Med. 2013;34:748-55.

P10. **Le Meur Y**, Dorel S, Rabita G, Bernard T, Brisswalter J, Hausswirth C. Spring-mass behavior and electromyographic activity evolution during a cycle-run test to exhaustion in triathletes. J Electromyogr Kinesiol. 2012;22:835-44.

P9. Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Intrinsic ankle and hopping leg-spring stiffness in distance runners and aerobic gymnasts. Int J Sports Med. 2011;32:552-8.

P8. Rabita G, Slawinski J, Girard O, Bignet F, Hausswirth C. Spring-mass behavior during exhaustive run at constant velocity in elite triathletes. Med Sci Sports Exerc. 2011;43:685-92.

P7. Gauche E, Couturier A, Lepers R, Michaut A, Rabita G, Hausswirth C. Neuromuscular fatigue following high versus low-intensity eccentric exercise of biceps brachii muscle. J Electromyogr Kinesiol. 2009;19:481-6.

P6. Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. Eur J Appl Physiol. 2008;103:163-71.

P5. Gauche E, Lepers R, Rabita G, Leveque JM, Bishop D, Brisswalter J, Hausswirth C. Vitamin and mineral supplementation and neuromuscular recovery after a running race. Med Sci Sports Exerc. 2006;38:2110-7.

P4. Rabita G, Dupont L, Thevenon A, Lensel-Corbeil G, Pérot C, Vanvelcenaher J. Quantitative assessment of the velocity-dependent increase in resistance to passive stretch in spastic plantarflexors. Clin Biomech. 2005;20:745-53.

P3. Rabita G, Dupont L, Thevenon A, Lensel-Corbeil G, Pérot C, Vanvelcenaher J. Differences in kinematic parameters and plantarflexor reflex responses between manual (Ashworth) and isokinetic mobilisations in spasticity assessment. Clin Neurophysiol. 2005;116:93-100.

P2. Rabita G, Pérot C, Lensel-Corbeil G. Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. Eur J Appl Physiol. 2000;83:531-8.

P1. Berthoin S, Baquet G, Rabita G, Blondel N, Lensel-Corbeil G, Gerbeaux M. Validity of the Université de Montréal Track Test to assess the velocity associated with peak oxygen uptake for adolescents. J Sports Med Phys Fitness. 1999;39:107-12.

b) Impact des publications

| *Au 1er mars 2017 :* | **- h-index= 10** *(scopus)*<br>**- IF moyen=2, 69** | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Position** | **Réf.** | **Année** | **Revue** | **Nombre de citations** | **Facteur d'impact 2015** | **Catégorie STAPS** |
| 1er auteur | | | | | | |
| 1er/7 | P19 | 2015 | Scand J Med Sci Sports | 36 | 3.025 | 2 |
| 1er/5 | P13 | 2013 | J Biomech. | 11 | 2.431 | 1 |
| 1er/3 | P9 | 2011 | Int J Sports Med. | 7 | 2.528 | 3 |
| 1er/5 | P8 | 2011 | Med Sci Sports Exerc. | 31 | 4.041 | 1 |
| 1er/3 | P6 | 2008 | Eur J Appl Physiol. | 38 | 2.328 | 2 |
| 1er/6 | P4 | 2005 | Clin Biomech. | 20 | 1.636 | 1 |
| 1er/6 | P3 | 2005 | Clin Neurophysiol. | 21 | 3.426 | 2 |
| 1er/6 | P2 | 2000 | Eur J Appl Physiol. | 32 | 2. 328 | 2 |
| 2ème auteur | | | | | | |
| 2ème/5 | P22 | 2016 | J Appl Biomech. | 9 | 1.031 | 2 |
| 2ème/7 | P20 | 2016 | Scand J Med Sci Sports. | 20 | 3.025 | 2 |
| 2ème/4 | P17 | 2015 | Int J Sports Med. | 8 | 2.528 | 3 |
| Dernier auteur | | | | | | |
| 8ème/8 | P21 | 2015 | J Biomech. | 2 | 2.431 | 1 |
| 5ème/5 | P18 | 2015 | J Electromyogr Kinesiol. | 2 | 1.530 | 1 |
| 5ème/5 | P16 | 2014 | Med Sci Sports Exerc. | 7 | 4.041 | 1 |
| 6ème/6. | P15 | 2014 | J Appl Physiol. | 5 | 3.004 | 1 |
| Autres positions | | | | | | |
| 3ème/5 | P25 | 2017 | Eur J Appl Physiol. | 0 | 2. 328 | 2 |
| 3ème/7 | P24 | 2017 | Scand J Med Sci Sports. | 5 | 3.025 | 2 |
| 4ème/5 | P23 | 2015 | J Appl Physiol. | 1 | 3.004 | 1 |
| 3ème/6 | P14 | 2014 | Prosthet Orthot Int. | 0 | 0.930 | -- |
| 3ème/6 | P12 | 2013 | Sports Med. | 1 | 5.579 | 1 |
| 3ème/7 | P11 | 2013 | Int J Sports Med. | 5 | 2.528 | 3 |
| 3ème/6 | P10 | 2012 | J Electromyogr Kinesiol. | 6 | 1.530 | 1 |
| 5ème/6 | P7 | 2009 | J Electromyogr Kinesiol. | 11 | 1.530 | 1 |
| 3ème/7 | P5 | 2006 | Med Sci Sports Exerc. | 22 | 4.041 | 1 |
| 3ème/6 | P1 | 1999 | J Sports Med Phys Fitness. | 9 | 1,111 | -- |

**Tableau 1. Impact des publications.**

c) Revues nationales à comité de lectures

PN3 Portero P, **Farcy S**, Rabita G. Utilisation des dynamomètres isocinétiques pour la caractérisation des propriétés mécaniques passives du système musculo-articulaire. Mov Sport Sci/Sci Mot. 2014;85:103-108.

PN2 Portero P, **Farcy S**, Rabita G. Évaluation de l'extensibilité du système musculo-articulaire humain in vivo. Kinésithérapie, la Revue. 2015;15;25-31.

PN1 Gauche E, Hausswirth C, Bieuzen F, Rabita G, Lepers R, Brisswalter J. Effets d'une complémentation nutritionnelle en vitamines et minéraux sur la chute de force et les marqueurs biologiques consécutifs à un exercice excentrique chez des personnes âgées. Sciences & Sports. 2007;22:201-209.

d) Chapitres d'ouvrages

CO7 Portero P, **Farcy S**, Rabita G (2014) Caractérisation des propriétés mécaniques passives du système musculo-articulaire. In: Mesure Instrumentation Métrologie, métrologie en biomécanique, n° 3/4; 63-75, Arfaoui A, Bertucci W, Eds Lavoisier, Cachan.

CO6 **Farcy S**, Portero R, Rabita G, Portero P (2014) Caractérisation des propriétés mécaniques de la composante élastique série du muscle humain in vivo. In: Mesure, Instrumentation, Métrologie, métrologie en biomécanique, n° 3/4; 77-92, Arfaoui A, Bertucci W, Eds Lavoisier, Cachan.

CO5 Rabita G, Delextrat A, Lucas C, Daufrene A, **Hoche V**, **Métais F**, Cozzolino C (2011) Stretching and recovery. In : Recovery and Performance In Sport : Coordonateur C. Hausswirth, Eds Human Kinetics.

CO4 Rabita G (2010) Méthodes d'évaluation de la compliance tendino-musculaire. In : Tendon et jonction tendino-musculaire : de la biomécanique aux applications thérapeutiques. Ed. M. Julia, D. Hirt, J-L. Croisier, P. Codine, C. Hérisson. Eds Masson.

CO3 Rabita G, Lucas C, Daufrène A, **Hoche V**, **Métais F**, Cozzolino C (2010) Etirements et libération des contraintes articulaires. In Recupération et performance en sport, S'améliorer à Haut niveau par la récupération. Hausswirth C. Eds. INSEP.

CO2 Rabita G, Dupont L, Thevenon A, Lensel-Corbeil G, Pérot C, Vanvelcenaher J (2002). Passive resistance at low velocity influences the resistance to stretch at high velocity in healthy but also in spastic subjects. In: Neurological Rehabilitation. Battistin L, Dam M and Tonin P ed., Monduzzi, Bologna, pp 147-150.

CO1 Rabita G, Lensel-Corbeil G, Thevenon A. (1999) Méthodes d'évaluation du comportement musculaire à l'étirement. In : Progrès en Médecine Physique et de Réadaptation. Simon L, Pélissier J et Hérisson C. Eds., Masson, Paris, pp 164-169.

### I.2.1.2 Congrès et conférences

#### a) Conférences invitées

CINV3 Rabita G, Ontanon G. Analyse mécanique du sprint élite. Un exemple d'accompagnement scientifique de la performance. *6ème Colloque Recherche et Sport en Pays de la Loire (RSPDL) : Sport Santé Société, de l'éducation à la performance. Le Mans, France, 2016.*

CINV2 Rabita G. L'accompagnement Scientifique de la Performance : fonctionnement général et exemples d'actions vers les potentiels médaillables aux J.O. de Rio. *Colloque du Centre d'Aide à la Performance Sportive (CAPS). Liège, Belgique, 2015.*

CINV1 Rabita G, Ontanon G. Relations force-puissance-vitesse lors du sprint : applications et perspectives chez les athlètes élites. *Entretiens de l'INSEP. Entraîner les qualités musculaires : force, puissance, vitesse, Paris, France, 2014.*

#### b) Communications

C31 Slawinski J, Termoz N, Rabita G, Dorel S, Guilhem G, Morin JB, Samozino P. How 100-m event analyses improve our understanding of world-class men's and women's sprint performance. *Symposium, 16ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Nantes, France, 2015*.

C30 Morin JB, Slawinski J, Dorel S, de Villareal ES, Couturier A, Samozino P, Brughelli M, Rabita G. Acceleration capability in elite sprinters and ground impulse: Push more, brake less? *Symposium, 16ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Nantes, France, 26-28 2015.*

C29 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. *Symposium, 16ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Nantes, France, 2015.*

C28 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. *Symposium, 16ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Nantes, France, 2015.*

C27 **Hollville E**, Couturier A, Guilhem G, Rabita G. Minimaxx player load as an index of the center of mass displacement? A validation study. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France, 2015.*

C26 **Giroux C,** Guilhem G, Chollet D, Rabita G. Muscle coordination in loaded squat jump. *39ème Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, France.* In: Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2014;17:158-9.

C25 **Giroux C**, Guilhem G, Chollet D, Rabita G. Optimal force-velocity profiles in elite athletes. *XVI Congress of the European College of Sport Science, Amsterdam, Netherlands, 2014.*

C24 **Farcy S**, Nordez A, Dorel S, Hauraix H, Portero P, Rabita G. Gastrocnemius medialis fascicle and Achilles' tendon behaviour during a quick release movement. *38ème Congrès de la Société de Biomécanique, Marseille, France,* In: Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2013;16:158-60.

C23 **Giroux C**, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. Accuracy of current methods used in the characterization of the force-velocity relationship during squat jumps. *15ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Grenoble, France, 2013.*

C22 **Giroux C**, Rabita G, Couturier A, Chollet D, Guilhem G. Muscle coordination and ground reaction forces during a specific assault in world class female sabers. *24th congress of the International Society of Biomechanics, Natal, Brazil, 2013.*

C21 Rabita G, Hausswirth C, Dorel S, Guilhem G, Couturier C. Leg-spring behavior and muscular activity during running fatigue. *23rd Congress of the International Society of Biomechanics. Brussels, Belgium, 2011.*

C20 **Farcy S**, Portero P, Rabita G Compliance de la composante élastique série: structures physiologiques impliquées et méthodes d'évaluation. *39ème Entretiens de Médecine Physique et de Réadaptation, Tendon et jonction tendino-musculaire, Montpellier, France, 2011.*

C19 **Hoche V**, Portero P, Couturier A, Rabita G. Influence of leg muscle activity and mechanical Achilles tendon properties in hopping musculoskeletal stiffness: *35ème Congrès de la Société de Biomécanique, Le Mans, France.* In: Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2010;13:142-3.

C18 Chevutchi A, Rabita G, Couturier A, Alberty M, Lensel G, Thevenon A. Comparison of the activity of the muscles of the trunk during walking exercises at spontaneous and maximal velocities on land and in the water. *33ème Congrès de la Société de Biomécanique, Compiègne, France.* In: Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2008;11:59-60.

C17 Rabita G, Slawinski J, Girard O, Hausswirth C. Changes in leg-spring behavior during a constant velocity run to exhaustion in elite triathletes. *13th Congress of the European College of Sport Science, Estoril, Portugal, 2008.*

C16 Rabita G, **Métais F**, Lambertz D, Couturier A. Does musculoskeletal stiffness in frequency imposed hopping conditions related to ankle intrinsic stiffness? *33ème Congrès de la Société de Biomécanique, Compiègne, France.* In: Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2008; 11:185-187.

C15 **Métais F**, Rabita G, Lambertz D, Vandewalle H. Comparison in ankle stiffness between French international tennis table players and sedentary subjects. *30ème Congrès de la Société de Biomécanique, Bruxelles, Belgique.* In: Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2005;8:195-6.

C14 Gauche E, Hausswirth C, Bieuzen F, Rabita G, Lepers R, Brisswalter J. Effets d'une complémentation nutritionnelle en antioxydants sur les marqueurs de stress oxydant et la force maximale isométrique suite à un exercice excentrique chez des personnes âgées. *12ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Louvain, Belgique, 2007.*

C13 Rabita G, Gauche E, Leveque JM, Brisswalter J, Hausswirth C. Effets d'une course à pied de longue durée en montagne sur la cinétique d'évolution de la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires. *12ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportive*s, Paris, France, 2005.

C12 Gauche E, Rabita G, Leveque JM, Brisswalter J, Hausswirth C. Effets positifs d'une complémentation nutritionnelle en antioxydants sur la récupération neuromusculaire après une course à pied de 55-km en montagne. *11ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et* Sportives, Paris, France, 2005.

C11 Rabita G, **Roussel I**, Lambertz D, Goubel F. Evaluation des propriétés mécaniques de la cheville chez des sauteurs en longueur et triples-sauteurs élites. *10ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Toulouse, France, 2003.*

C10 Rabita G, Dupont L, Thévenon A, Lensel-Corbeil G, Pérot C, Vanvelcenaher J. Quantification of the elastic stiffness in spastic plantar flexors in static conditions. *27ème Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, France.* In: Arch. Physiol. Bioch. 2002;110:108.

C9 Dupont L, Rabita G, Pérot C, Thévenon A, Lensel-Corbeil G, Vanvelcenaher J. Isokinetics as a tool to assess instantaneous passive stiffness of spastic ankle joint. *2nd Congress of the European Isokinetic* Society. Montana, Suisse. In: Isokinetics and Exercice Science. 2002;10: 47-48.

C8 Rabita G, Dupont L, Thévenon A, Lensel-Corbeil G, Pérot C, Vanvelcenaher J. Evaluation of the velocity-dependent increase of passive resistance in spastic plantar flexors. *1st Congress of the European Isokinetic Society, Bruges, Belgique.* Isokinetics and Exercice Science. 2000;8: 55.

C7 Rabita G, Dupont L, Lensel-Corbeil G, Thévenon A, Pérot C, Vanvelcenaher J. Relation entre la résistance isocinétique passive de la cheville et le degré de spasticité. *Journée thématique de la Société de Biomécanique et de la SOFMER : Biomécanique appliquée au handicap, Lille, France, 2001.*

C6 Dupont L, Rabita G, Pérot C, Thévenon A, Lensel-Corbeil G, Vanvelcenaher J. Evaluation de la raideur viscoélastique passive de la cheville spastique. *Journée thématique de la Société de Biomécanique et de la SOFMER : Biomécanique appliquée au handicap, Lille, France 2001.*

C5 Rabita G, Dupont L, Thévenon A, Lensel-Corbeil G, Pérot C, Vanvelcenaher J. Comparaison des paramètres cinématiques mesurés lors des évaluations clinique et isocinétique de la spasticité. *Journée Scientifique de l'Institut Régional de la Recherche sur le Handicap, Lille, France 2000.*

C4 Rabita G, Pérot C, Lensel-Corbeil G. Changes in quadriceps EMG-torque relationships as a result of a short period of knee extension isometric training. *4th Congress of the European College of Sport Science, Rome, Italy, 1999.*

C3 Rabita G, Pérot C, Lensel-Corbeil G. Effets d'un entraînement isométrique d'extension du genou sur l'activité myoélectrique des trois chefs superficiels du quadriceps. *8ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportive*s, *Macolin, Suisse 1999.*

C2 Rabita G, Pérot C, Lensel-Corbeil G. Entraînement en rampe et relation EMG-couple. *65ème réunion annuelle de la Société de Physiologie, Prague, République Tchèque.* In: Arch. Int. Physiol. Bioch. 1997:105:285.

C1 Rabita G, Pérot C, Lensel-Corbeil G. Entraînement de type progressif et gain en force d'extension du genou. *7ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportive*s, *Marseille, France 1997*.

### I.2.1.3 Encadrement de travaux de recherche

#### a) Co-encadrement de Doctorat

**Enzo Hollville**

Titre : Impact du type de surface sur la réponse à l'exercice: du muscle au mouvement
Direction : C. Hanon, INSEP - Université Paris Descartes ; Co-encadrant : A. Nordez, Université de Nantes
Laboratoire de rattachement : Laboratoire SEP (EA 7370, INSEP)
Taux d'encadrement : 1/3
Ecole Doctorale : 566, Sciences du sport, de la motricité et du mouvement humain (SSMMH)
Université : Paris Descartes
Financement : CIFRE (Société Natural Grass).
Thèse en cours : 2ème Année

**Stevy Farcy**

Thèse soutenue le : 17 Décembre 2015
Titre : Compliance de la composante élastique série in vivo, contribution musculaire, tendineuse et aponévrotique et plasticité à la variation de la demande fonctionnelle.
Direction : Pr. P. Portero, Université Paris-Est
Taux d'encadrement : 1/2
Laboratoires de rattachement : Laboratoire SEP (EA 7370, INSEP), Laboratoire BTN (EA 7377, Univ. Paris-ECMLV),
Ecole Doctorale : 402, Sciences de la Vie et de la Santé
Université : Paris-Est
Financement : Etudiant Salarié (Société Technoconcept).
*Publications associées : P15, PN2, PN3, CO6, CO7*

**Caroline Giroux**

Thèse soutenue le : 13 Novembre 2014
Titre : Analyse des déterminants biomécaniques et neuromusculaires de la performance dans les activités sportives explosives
Direction : Pr. D. Chollet (Université de Rouen), co-encadrement : G. Guilhem, INSEP
Taux d'encadrement : 1/3
Laboratoires de rattachement : Laboratoire SEP (EA 7370, INSEP), Laboratoire CETAPS (EA 3832, Université de Rouen).
Financement : Contrat Doctoral Université de Rouen
Ecole Doctorale : 556, Homme, Sociétés, Risques, Territoire
Université : Rouen
*Publications associées : P16, P17, P18, P22, C22, C23, C25, C26*

b) Encadrement de Post-Doctorats

**Sasa Vùk,** Ph.D., Chercheur en Sciences du Sport, Université de Zagreb, Croatie.

Titre du projet : Effet de la modalité de résistance lors de la puissance produite lors de mouvements balistiques.
Durée : 3 mois (Janvier à Mars 2015)
Co-encadrant : G. Guilhem, INSEP
Collaborateur Scientifique : Pr. Goran Markovic, Université de Zagreb
Taux d'encadrement : 1/2
Financement : INSEP / Université de Zagreb

**Edouardo Saez de Villarreal** Ph. D., Chercheur à l'Université de Séville, Espagne.

Titre du Projet : Caractérisation de la relation Force-Vitesse et Puissance vitesse in situ lors de la phase d'accélération d'un 100m en course à pied chez des Sprinteurs élites.
Durée : 3 mois (Janvier à Mars 2013)
Taux d'encadrement : 100%
Financement : INSEP/Université de Séville

c) Encadrement d'étudiants de Master 2

**Charly Lecomte** : *Analyse mécanique du sprint en résistance*. Master Bioingénierie pour la santé (MBIOS). Université Paris Est. 2017. Travail en cours.

**Mohamed Mokrani** : *Quantification de la charge mécanique chez les jeunes handballeurs*. Master Entraînement et Optimisation de la Performance Sportive. Université Paris Est. 2017.

**Enzo Hollville** : *Quantification de la charge de compétition chez les joueurs de l'équipe de France de Handball*. Master Sport, Expertise, Performance de haut niveau. INSEP- Université Paris Descartes. 2015.
*Publication associée : C27*

**Sarra Besbes** : *Propriétés mécaniques des fléchisseurs plantaires d'Escrimeurs élites*. Master Sciences du Sport; Entrainement : Biologie, Nutrition, Santé, Université Paris Descartes, 2015.

**Giroux Caroline** : *Déterminants biomécaniques de la performance chez les Sabreuses Elites*. Master Ingénierie et Ergonomie du Mouvement Humain. Université Aix-Marseille II; 2011.
*Publication associée : P16*

**Emmanuelle Frederic** : *Modèle masse ressort et fatigue en course à pied*. Master Sciences du Sport; Entrainement : Biologie, Nutrition, Santé. Université Paris Descartes, 2010.

**Fréderic Morin** : *Paramètres spatiotemporels de la foulée lors d'un temps limite*. Master Réponse Biologique à l'Exercice. Université d'Evry Val d'Essonne, 2010.

**Le Meur Yann** : (Co-encadrant, C Hausswirth) *Fatigue métabolique et musculaire chez les triathlètes élites.* Master Physiologie et Biomécanique de l'Homme en mouvement, INSEP Paris 12. 2007.
*Publication associée : P10*

F**rank Métais** : *Evaluation de la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires chez des pongistes élites.* D.E.A. Physiologie et Biomécanique de l'Homme en mouvement. Paris 12, 2004
*Publications associées : CO3, CO5, C15,C16.*

d) Encadrement d'étudiants de Master 1

**Pietro Rigon** : *Reproductibilité des paramètres spatiotemporels du sprint en résistance*. Master Sport, Expertise et Performance de Haut Niveau. INSEP - Université Paris Descartes, 2016.

**Nicolas Cardona** : *Reproductibilité des patterns de course lors de sprint en survitesse*. Master Sciences du Sport; Entrainement : Biologie, Nutrition, Santé, Université Paris Descartes, 2015

**Enzo Hollville** : *Validation de la mesure de la charge mécanique en handball*. Master Entraînement et Optimisation de la Performance Sportive; Sport, Expertise, Performance de haut niveau. INSEP- Université Paris Descartes, 2014.

**Audrey Labeau** : *Comportement masse ressort et renforcement des plongeurs élites*. Master Entrainement Sportif, INSEP -Université Paris 12, 2008.

**Pierre Kapfer** : *Raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires suite à ultratrail (6000D)*. Master STAPS "Entraînement Sportif", Université Paris 12, 2005.

**Julien Jacquier** : *Raideur musculotendineuse des fléchisseurs plantaires et raideur de la cheville lors de rebonds à différentes fréquences*. Maîtrise STAPS, Entraînement Sportif, INSEP - Université Paris 12, 2006.

**Isabelle Roussel** : *Propriétés mécaniques de la cheville chez des sauteurs en longueur et triple-sauteurs élites.* Maîtrise STAPS, Education et Motricité, INSEP - Université Paris 12, 2004.

e) Encadrement d'étudiants d'autres cursus

*Elèves ingénieur(e)s*

**Fanny Monéger** : *Analyse mécanique du sprint en survitesse*. Polytech Clermont-Ferrand, Spécialité Génie Physique. Travail en cours. (Co-encadrement : Antoine Couturier, INSEP)

**Philippe Tran** : *Reconstruction automatisée d'images échographiques*. Institut Supérieur de BioSciences de Paris (ISBS), 2016.

**Emilie Van Zele:** *Reconstruction automatisée d'images échographiques* Institut Supérieur de BioSciences de Paris (ISBS), 2015.

**Yann Bihan-Poudec**: *Reconstruction automatisée d'images échographiques* Institut Supérieur de BioSciences de Paris (ISBS), 2014.

**Clara Jaquet**: *Reconstruction automatisée d'images échographiques*. Institut Supérieur de BioSciences de Paris (ISBS), 2013.

*Diplômes Universitaires*

**Mohamed Mokrani** : *Quantification de la charge chez les jeunes handballeurs*. Diplôme Universitaire de Préparateur Physique, INSEP - Université Paris Descartes. 2016.

### I.2.1.4 Missions de relations internationales

2016 Norwegian School of Sport Sciences, Oslo, Norvège : Echanges scientifiques (Olivier Seynnes, Matt Spencer, Jens Bosjen-Møller)

Olympiattopen, (Norvegian Insitute of Sport) : Echanges sur le fonctionnement institutionnel et sur la politique d'accompagnement scientifique de la performance (Gøran Paulsen)

2015 UK Sport, Londres, Angleterre : Membre de la délégation de l'INSEP (DGA INSEP, Directeurs et DA Mission Olympique et Paralympique, Directeur des sports du CNOSF, référente soutien-recherche du Ministère des Sports) : Echanges sur les politiques sportives (Simon Timson, Graham Taylor, Paul Buxton).

English Institute of Sport (EIS), Loughborough, Angleterre : Echanges scientifiques sur la politique d'accompagnement scientifique de la performance, (Nigel Walker, Steve Ingham, Emma Ross).

2014 Université d'Olavide, Séville, Espagne : Echanges scientifiques (Edouardo Saez de Villarreal).

2005 Finnish Research Institute for Olympic Sport, KIHU, Jyväskylä, Finlande : Echanges scientifiques et sur l'accompagnement scientifique de la performance (Ari Nummela, Jukka Viitassalo)

#### I.2.1.5 Collaborations scientifiques

##### a) Internationales

*En cours*

Université de Zagreb, Croatie
*Sasa Vùk, Lecturer*
*Goran Markovic, Professor*

*Terminées ayant donné lieu à publication(s)*

| | |
|---|---|
| Université Pablo de Olavide, Séville, Espagne<br>Edouardo Saez de Villarreal, Senior Lecturer | P21;P23 |
| Université d'Aukland, Nouvelle-Zélande<br>Matt Brughelli, | P23 |
| Université de Recife, Brésil<br>Daniel Lambertz, Senior Lecturer<br>(Actuellement à l'Université de Cologne, Allemagne) | P9 |
| Université de Brookes, Oxford, Angleterre<br>Anne Delextrat, Senior Lecturer | CO5 |
| ASPETAR, Doha, Qatar<br>Olivier Girard, Ph.D | P8 |
| University of Western Australia, Crawley<br>David Bishop<br>(Actuellement à l'Université Melbourne) | P5 |

##### b) Nationales

*En cours*

| | |
|---|---|
| Université de Nantes<br>Sylvain Dorel, Ph.D., MCU<br>Antoine Nordez, HDR, MCU | P10; P11; P13-P16; P21-P23; P25-27 |
| Université d'Aix-Marseille<br>Hugo Hauraix, Ph.D, Post-Doc. | P25;P27 |

| | |
|---|---|
| Université de Nanterre<br>Jean Slawinski, Ph.D., MCU | P12; P21-P23; P26 |
| Université de Nice<br>Pr. Jean-Benoît Morin, PU | P21-P23; P26 |
| Université de Savoie<br>Pierre Samozino, Ph.D., MCU | P21-P23; P26 |
| Université de Paris Est<br>Pierre Portero, PU<br>Ingrid Masson, Ph.D., MCU<br>Caroline Giroux, Ph.D., MCU | <br>P15, PN2, PN3, CO6, CO7<br><br>P16, P17, P18, P22 |
| Université de Nancy<br>Julien Frère, Ph.D., MCU | |

#### I.2.1.6 Expertises scientifiques

a) Revue à comité de lecture

- Annales de Médecine Physique et de Réadaptation (3)
- European Journal of Applied Physiology (10)
- International Journal of Sports Medicine (1)
- Journal of Biomechanics (3)
- Journal of Science and Medicine in Sport (2)
- Journal of Sport Science (1)
- Medicine and Science in Sports and Exercise (2)
- Sports Medicine (2)
- Science et sport (1)

b) Comités scientifiques de congrès

- Membre du comité scientifique du 16ème Congrès de l'ACAPS, Nantes, France, 2015.
- Membre du comité scientifique de la 33ème Conférence de l'ISBS, Poitiers, France, 2015.
- Membre du comité scientifique du prochain Congrès de l'ACAPS, Dijon, France, 2017

### I.2.2 Activité d'accompagnement scientifique de la performance

Une des missions principales des chercheurs de l'INSEP est d'accompagner les sportifs et/ou leurs entraineurs afin d'optimiser les performances en vue des échéances internationales majeures et notamment des Jeux Olympiques.

Comme indiqué précédemment, je suis en charge de cette mission spécifique au sein de l'Unité Recherche. En relation avec cette mission, j'ai également coordonné entre 2012 et 2016 l'unité "Préparation Physique" du processus d'accompagnement spécifique des sportifs médaillables aux Jeux Olympiques de Rio, processus mis en place par la Mission Olympique et Paralympique de l'INSEP.

Je participe aux actions d'accompagnement scientifique qui représentent environ 30 % de mon temps de travail. Mes missions d'accompagnement récentes ont été principalement menées en collaboration avec les fédérations française d'athlétisme (FFA, 100m, 800m, 110m haies, saut à la perche), de handball (FFHB, équipe de France masculine), d'escrime (FFE, Sabre et Fleuret), de cyclisme (FFC, piste et BMX) et de Natation (FFN, plongeon).

### I.2.3 Activité d'enseignement

#### a) Coordination d'enseignements.

Entre 2004 et 2012, j'ai coordonné les enseignements STAPS mention "Entraînement Sportif" INSEP-Paris 12 suivants:

| | |
|---|---|
| Licence 3 : | U.E. 7: Evaluation des capacités physiques |
| | U.E. 3: Développement des capacités physiques |
| Master 1 : | U.E. 3: Optimisation des facteurs Biomécaniques et Bioénergétiques |

#### b) Enseignements

Les enseignements que j'ai dispensés en tant qu'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (ATER) et vacataire à l'Université de Lille 2 ont représenté environ 500 h au total. Mon activité d'enseignement est dispensée à l'INSEP soit dans le cadre de formations cohabilitées par l'INSEP et les Universités de Paris 12 ou plus récemment de Paris 5 (STAPS ou Diplômes Universitaire), soit dans le cadre de formation du Ministère des Sports (Professorat de Sport). Cette activité représente environs 15 % de mon temps de travail. Depuis 2002, j'interviens ponctuellement en tant que vacataire dans d'autres formations à raison de 5 à 20h/an.

Le tableau ci-dessous résume les thèmes de mes interventions.

| Niveau<br>Formation ou spécialité | Thème/Intitulé | Université ou établissement |
|---|---|---|
| | **Biomécanique et physiologie neuromusculaire** | |
| *Ens. Universitaires* | | |
| M2 STAPS | *Accompagnement scientifique de la performance* | INSEP - Paris 5 |
| M2 STAPS | *Propriétés mécaniques et performance* | INSEP - Paris 12 |
| M2 Ergon. | *Facteurs d'influence des propriétés mécaniques musculaires* | St Etienne (Vac.) |
| M2 STAPS | *Accompagnement scientifique de la performance* | Nantes (Vac.) |
| M2 Génie Biol. | *Méthodologie de l'évaluation de l'effort sportif* | Compiègne (Vac.) |
| M1 STAPS | *Méthodologie de la recherche en biomécanique* | Lille2 (ATER) |
| M1 STAPS | *La démarche de recherche en biomécanique* | INSEP - Paris 5 |
| M1 STAPS | *Adaptation des propriétés mécaniques à l'entrainement* | INSEP - Paris 12 |
| M1 STAPS | *Méthode d'exploration de l'efficience motrice* | Lille2 (ATER) |
| L3 STAPS | *Les Etirements passifs et actifs* | INSEP - Paris 5 |
| L3 STAPS | *Développement des capacités physiques* | INSEP - Paris 12 |
| L3 STAPS | *Evaluation des propriétés élastiques muscle-tendon* | INSEP - Paris 12 |
| L1 STAPS | *Contraintes mécaniques et cinématiques du mouvement* | Lille2 (ATER) |
| DU Biol. de l'entr | *Spécificité de l'adaptation au renforcement musculaire* | Paris 6 (Vac.) |
| DU Isocin. | *Méthodes isocinétiques et troubles du tonus musculaires* | Amiens (Vac.) |
| *Autres Ens.* | | |
| Prof. de Sport HN | *Qualités physiques et préparation physique* | INSEP |
| 1ere Année de kiné. | *Physiologie neuromusculaire* | IFMKNF (Vac.) |
| | **Physiologie de l'exercice** | |
| *Ens. Universitaires* | | |
| M2 Génie Biol. | *Planification de l'entraînement* | Compiègne (Vac.) |
| L2 STAPS | *Adaptation cardio-respiratoire à l'exercice* | Lille2 (ATER) |
| *Autres ens.* | | |
| BEES 1 | *Adaptations physiologiques à l'exercice* | CREPS Wattignies (Vac.) |
| | **Anatomie** | |
| *Ens. Universitaire* | | |
| L1 STAPS | *Anatomie descriptive* | INSEP - Paris 12 |
| | **Activité physique et sportive** | |
| *Ens. Universitaires* | | |
| L3 STAPS | *Théorie et pratique de performance Handball* | Lille2 (ATER) |
| L1 STAPS | *Situation d'apprentissage de l'APS Handball* | Lille2 (ATER) |
| | **Informatique** | |
| *Ens. Universitaire* | | |
| L3 STAPS | *Programmation (Visual Basic)* | Lille2 (ATER) |

**Tableau 2. Récapitulatif des thèmes d'enseignement. ATER : Attaché temporaire d'enseignement et de recherche. Vac. : Vacataire.**

### I.2.4 Activités administratives

#### a) Conseils et comité

| | |
|---|---|
| Depuis 2012 | Membre élu au Conseil d'Administration de l'INSEP, représentant des enseignants contractuels. |
| 1999 à 2001 | Membre élu au Comité Scientifique de la Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique de l'Université de Lille 2 (Représentant des Doctorants) |
| 1998 à 2000 | Membre élu au Conseil d'Administration de la Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique de l'Université de Lille2 (Représentant des étudiants) |

#### b) Commissions de recrutement professionnel

Membre de 9 commissions impliquées dans le recrutement à l'INSEP des chercheurs suivants : Francois Hug (2005), Sylvain Dorel (2005), Jean Slawinski (2005), Pierre-Marie Leprêtre (2007), François Bieuzen (2008), Gaël Guilhem (2010), Yann Le Meur (2011), Lilian Lacourpaille (2016) et Franck Brocherie (2017).

### I.2.5 Autres activités

#### I.2.5.1 Partenariats

A l'initiative et rédacteur de la partie scientifique du contrat de partenariat entre l'INSEP et Natural Grass, Societé de conception de terrain de football hybrides. Ce contrat de partenariat a été signé à hauteur de 376,3 k€. C'est notamment dans ce cadre qu'un contrat CIFRE permet de financer la thèse en cours d'Enzo Hollville.

#### I.2.5.2 Médias

| | | |
|---|---|---|
| L'équipe 21 : | INSEPtion | *Dans la foulée de Jimmy Vicaut* |
| M6 : | E=M6 | *Les plongeurs de l'extrême* |
| France 3 | Tout le sport | *Jimmy Vicaut : Road To Rio* |
| France 3 | C'est pas sorcier | *Plus vite; plus haut; plus fort* |
| France 3 | Grand Paris Reportage | *La préparation des Jeux Olympiques* |
| INSEP TV | Le Lounge | *La recherche à l'INSEP* |
| INSEP | TESS | *Vidéo clip pour le projet Européen TESS* |

# CHAPITRE II - Synthèse des travaux de recherche

## II.1. Parcours scientifique universitaire

Mon initiation à la recherche a débuté en Maîtrise sous la direction du Pr. Serge Berthoin (PU, Université de Lille 2). La problématique de l'étude était issue du domaine de la physiologie de l'exercice. Elle s'est concrétisée par un mémoire intitulé *Validité du test piste pour mesurer la vitesse maximale aérobie chez les adolescents* et a fait l'objet d'une publication (P1). C'est ensuite sous la direction du Pr. Ghislaine Lensel (PU, Université de Lille 2), lors du stage de D.E.A de Biomécanique et Physiologie du Mouvement (Universités de Lille 2, Paris 5, 6 et 11) que j'ai pu davantage appréhender l'ensemble des étapes inhérentes à la réalisation d'un projet de recherche. Ce stage, dont le thème était lié aux *mécanismes d'adaptation neuromusculaire au renforcement*, a surtout permis d'affirmer mes centres d'intérêts scientifiques puisqu'elle concernait une thématique qui restera une constante jusqu'à aujourd'hui et que l'on peut regrouper sous les termes de "*Biomécanique et Physiologie Neuromusculaire Humaine*". L'étude réalisée en étroite collaboration avec le Pr. Chantal Pérot (PU, Université de Technologie de Compiègne) s'intéressait aux effets du type de gradation de la force lors d'un renforcement et a fait l'objet d'une publication (P2). Outre les compétences spécifiques au domaine (e.g.: acquisition, traitement et analyses de signaux mécaniques et électromyographiques) ce stage m'a permis d'acquérir des compétences scientifiques plus générales que j'ai pu réinvestir pour mon travail de thèse co-encadré par le Pr. André Thevenon (PU-PH, Université de Lille 2) et le Pr. Ghislaine Lensel (PU, Université de Lille 2). Ce travail était issu du domaine de la *Médecine Physique et de Réadaptation* : il portait sur la *Quantification objective de l'hypertonie spastique des fléchisseurs plantaires suite à une lésion du système nerveux central.* Bien que la spasticité soit définie par des mécanismes essentiellement nerveux (pour détails, voir P3 et P4), un des objectifs de la thèse était lié à l'*exploration des modifications des propriétés mécaniques musculotendineuses,* en l'occurrence des fléchisseurs plantaires. Cette thématique est devenue un de mes axes de recherche privilégié et toujours actuel (cf. chapitre IV). En particulier, à l'instar du modèle présenté sur la figure 1, certaines de mes études récentes ou en cours tentent d'expliquer comment les modifications des propriétés mécaniques musculotendineuses, provoquées en partie par une modification de la demande fonctionnelle, vont influencer le mouvement.

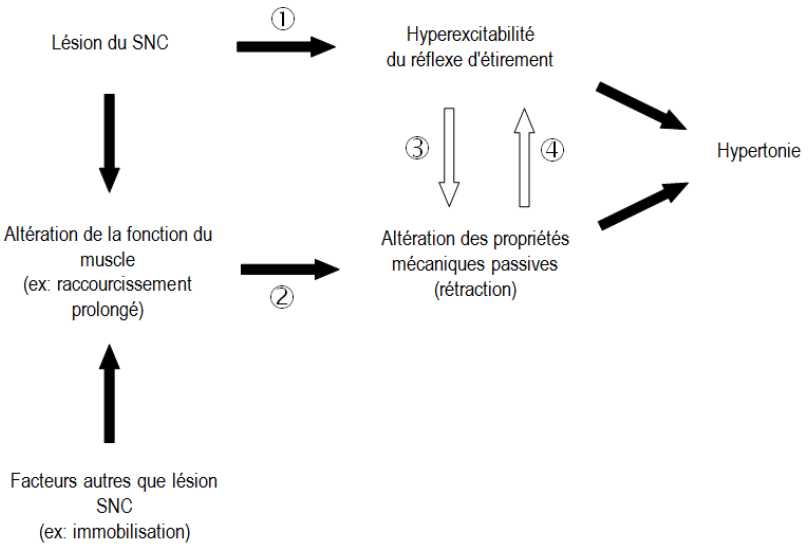



***Fig. 1.*** *Mécanismes nerveux et mécaniques de l'hypertonie spastique suite à une lésion du système nerveux central (SNC; d'après O'Dwyer et Ada, 1996)*

## II.2. Synthèse des travaux

### II.2.1 Propriétés élastiques, interactions muscle-tendon et caractéristiques du mouvement

Rabita et al., 2008

Rabita et al., 2011

Farcy et al., 2014

Hauraix et al., 2015

Hauraix et al., 2017

#### II.2.1.1 Composante élastique série in vivo et raideur du système masse-ressort

***Publications associées :***

P9 : Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Intrinsic ankle and hopping leg-spring stiffness in distance runners and aerobic gymnasts. Int J Sports Med. 2011;32:552-8.

P6 : Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. Eur J Appl Physiol. 2008;103:163-71.

***Collaboration : Univ. Compiègne (Daniel Lambertz)***

a) Etat de l'art et problématique

L'utilisation associée du modèle à trois composantes du muscle (Hill, 1938) et du modèle masse ressort (Blickhan, 1989; McMahon et Cheng, 1990) est particulièrement adaptée pour évaluer les effets des propriétés élastiques musculotendineuses sur les caractéristiques de mouvements pluri-articulaires des membres inférieurs. En effet, lors de certaines activités locomotrices humaines (courses, sauts), les muscles sont soumis à des cycles étirement-raccourcissement (ou SSC pour stretch shortening cycles, Komi et la., 2000; Nicol et al., 2006). Il est reconnu que durant ces cycles, l'énergie potentielle élastique est stockée dans les structures musculotendineuses durant la phase d'étirement et restituée lors de la phase de raccourcissement. Cela entraîne une augmentation du rendement musculaire qui est en partie due aux propriétés intrinsèques de ces structures musculotendineuses, et particulièrement de la raideur de la composante élastique série des muscles concernés (CES, cf. ci-dessous, modèle du muscle). La problématique issue du domaine de la *Médecine Physique et de Réadaptation*, décrite au sous-chapitre précédent (cf. II.1.), relative aux liens entre les modifications des propriétés mécaniques musculotendineuses et les caractéristiques du mouvement a été transférée à celle de la *performance sportive* lors de mon arrivée à l'INSEP. De manière générale, les sursollicitations fonctionnelles qu'engendrent les entrainements intensifs et répétés chez les sportifs élites mènent, avec d'autre facteurs d'influence (ex : facteurs génétiques; Tucker et al. 2013), à des modifications des propriétés mécaniques musculotendineuses. D'un point de vue fondamental, ces populations constituent des modèles uniques pour explorer l'influence de ces modifications d'ordre mécanique sur le mouvement humain. D'un point de vue plus appliqué, une meilleure connaissance de ces relations permet d'optimiser les recommandations dans un cadre d'optimisation de la performance et/ou de prévention des blessures.

*Modèle masse-ressort et ajustement par la raideur angulaire de la cheville*

Lors de rebonds verticaux, les caractéristiques des multiples éléments du système musculo-squelettique (os, muscles, tendons, ligaments, etc.) et leurs interactions, aussi complexes soient-elles, sont intégrées par le système nerveux central de manière à ce que le système global se comporte mécaniquement comme un simple système masse-ressort (Blickhan, 1989; McMahon et Cheng, 1990). La raideur kleg de ce système est définie par le rapport entre la variation de force de réaction au sol et la compression maximale du ressort (Fig. 2).

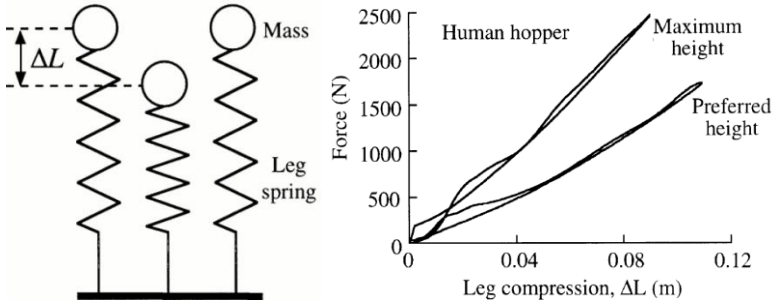



***Fig. 2.*** ***Gauche****, représentation typique du modèle masse-ressort utilisé pour décrire le comportement musculo-squelettique lors de sauts verticaux (Leg spring : ressort du système).* ***Droite****, relation entre la force (en N) et la compression du ressort (ΔL, en m). La raideur, objectivée par la pente de chaque relation F-L, est supérieure lors d'un saut à hauteur librement choisie (preferred height) que lors d'un saut à hauteur maximale (maximum height; d'après Farley et Morgenroth, 1999).*

Comme l'ont montré Farley et Morgenroth (1999), la modification de raideur angulaire de l'articulation de la cheville est le mécanisme prépondérant pour ajuster la raideur du système musculo-squelettique global (Fig. 3).

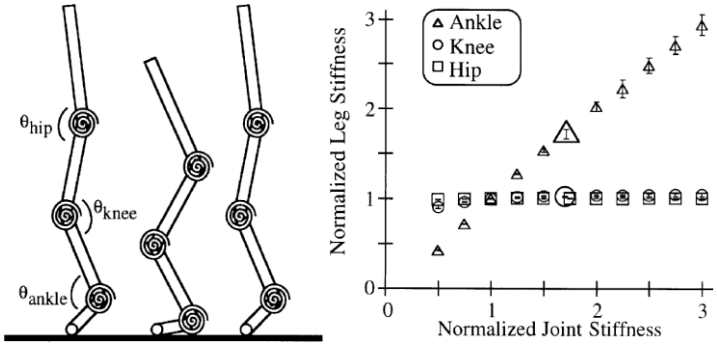



***Fig. 3.*** ***Gauche****, modèle multi-articulaire ou la raideur angulaire de l'articulation de la cheville (ankle), du genou (knee) ou de la hanche (hip) peut être simulée.* ***Droite****, sensibilité du modèle masse-ressort (Leg stiffness) aux changements de raideur de chaque articulation (Joint stiffness). Données représentant les simulations pour lesquelles la raideur de la cheville (△), du genou (○) ou de la hanche (□) varient systématiquement alors que les autres paramètres restent constants. Le paramètre kleg est très sensible aux variations de raideur de la cheville et très peu à celles du genou et de la hanche.*

La raideur angulaire de la cheville dont il est question ci-dessus ne fait pas référence à une qualité mécanique intrinsèque des structures impliquées (principalement les fléchisseurs plantaires dans le cas des rebonds verticaux) puisqu'elle peut être régulée par la commande motrice suivant les contraintes dues au contexte du mouvement (e.g., durée du contact au sol, hauteur de saut) ou de l'environnement (e.g., caractéristiques de la surface).

*Modèle du muscle et raideur de la composante élastique série*

Parmi les 3 composantes du modèle classique du muscle proposé par Hill (1938) et modifié par Zajac, (1989), c'est la composante élastique série (CES) localisée au niveau des structures

tendineuses (fraction passive) et des ponts actine-myosine (fraction active) qui rend principalement compte du processus de stockage restitution d'énergie élastique. Parmi les méthodes qui permettent de caractériser les propriétés de la CES in vivo chez l'homme, nous avions choisi d'utiliser la méthode du *quick release.* Cette méthode est inspirée des études réalisées sur fibre isolée. Le test consiste à demander au sujet d'exercer une contraction isométrique (en l'occurrence de flexion plantaire) sur un bras de levier immobile. L'expérimentateur provoque alors la variation rapide de tension en débloquant le bras de levier du dispositif mobile. Les premières millisecondes du déplacement de l'ensemble "membre-bras de levier" dépendent principalement de la restitution d'énergie potentielle emmagasinée par la CES lors de son étirement pendant la contraction isométrique initiale (pour détails, voir Goubel et Lensel, 2003).

### b) Objectifs

Le premier but de ces études était de comparer la raideur musculotendineuse des fléchisseurs plantaires de différentes populations de sportifs élites à celle de populations contrôles pratiquant le sport de manière occasionnelle. Le second objectif était de quantifier, l'influence, de ces modifications sur la raideur du modèle masse-ressort et sur la performance lors de SSC.

### c) Contribution

*Méthode*

Dans une première étude (Rabita et al. 2008, P6), un groupe de sauteurs en longueur ou triple-sauteurs faisant partie de l'élite française a été comparé à un groupe contrôle. Dans une deuxième étude (Rabita et al. 2011, P9), un groupe de gymnastes aérobic de l'équipe de France et un groupe de coureurs de fond de haut niveau ont également été comparés à des sujets contrôles. Le même protocole a été réalisé lors de ces deux études : un test de quick release pour la mesure de la raideur musculotendineuse intrinsèque des fléchisseurs plantaires suivi d'un test de rebonds maximaux sur plateforme de force pour la mesure de kleg.

La figure 4 présente les signaux mécaniques acquis lors d'un test de quick release. La raideur angulaire est calculée par le rapport entre la variation d'accélération angulaire ($\Delta\theta''$) et la variation de position angulaire ($\Delta\theta$) dans une période de 25 millisecondes après la libération du dispositif (Goubel et Pertuzon, 1973 ; Tognella et al., 1997). Ce rapport est identique, à la constante inertielle près, au rapport entre la variation de couple ($\Delta C$) et la variation de position angulaire ($\Delta\theta$).

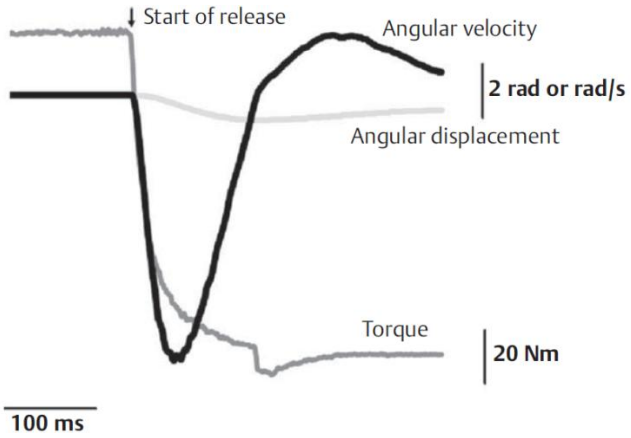



***Fig. 4.*** *Evolution temporelle des signaux mécaniques bruts acquis lors du quick release : couple (gris foncé), déplacement angulaire (gris clair) et vitesse angulaire (noir). L'accélération angulaire (non affichée pour des raisons de lisibilité) est calculée par dérivation de la vitesse angulaire. Le début du mouvement est indiqué par la flèche (d'après Rabita et al. 2011).*

La figure 5 présente les signaux mécaniques acquis lors du test de rebonds maximaux.

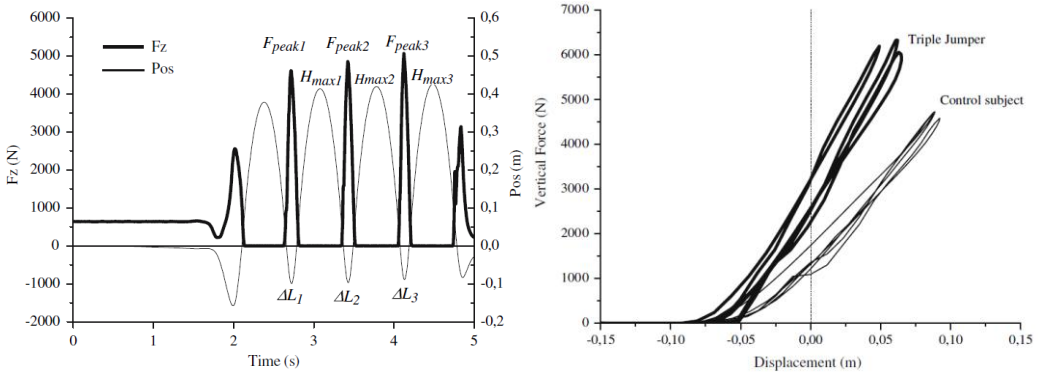



***Fig. 5.*** ***Gauche****, exemple typique de signaux de force verticale (Fz) mesurée sur plateforme de force et de position du centre de gravité associée (Pos) lors du test de rebonds maximaux ;* ***Droite****, exemple de relations force verticale - déplacement du centre de gravité pour un sujet contrôle et un triple-sauteur élite permettant de mesurer la raideur kleg.*

*<u>Résultats principaux et conclusion</u>*

Les résultats principaux de la première étude montrent que la raideur musculotendineuse intrinsèque des fléchisseurs plantaires et la raideur du système masse-ressort (kleg) sont environ 50% supérieures chez les athlètes élites. La performance en saut était d'environ 25% supérieure chez les athlètes élites. Aucune relation significative n'a été observée entre la raideur musculotendineuse et la raideur musculo-squelettique (kleg). De manière intéressante, une relation négative significative était trouvée chez le groupe élite entre kleg et la performance.

Dans une deuxième étude (Rabita et al. 2011), nous avons également montré que d'autres populations de sportifs de haut niveau (gymnastes aérobic et coureurs longue distance) possédaient une raideur musculotendineuse intrinsèque supérieure à une population contrôle. En revanche, pour ces populations, aucune différence n'était observée pour la raideur musculo-squelettique kleg. Par ailleurs, aucune relation n'était observée entre la raideur musculotendineuse intrinsèque et kleg. L'ensemble de ces résultats tendent à confirmer les adaptations en termes de propriétés élastiques de la CES des athlètes élites. Elles montrent également qu'il faut distinguer la raideur globale musculo-squelettique des propriétés élastiques intrinsèques et notamment de la raideur de la CES des muscles concernés (Arampatzis et al.2001; Laffaye et al. 2005). A la différence d'autres techniques de mesure in vivo (méthode alpha ; Morgan 1977; Fouré et al., 2010) le quick release ne permet pas de distinguer les contributions respectives des fractions passive (structures tendineuses) et active (ponts actine-

myosine). Ainsi il était impossible de déterminer la nature des augmentations de raideur intrinsèque chez les populations d'athlètes de haut-niveau. Cette problématique a été abordée récemment avec l'arrivée d'outils innovants décrits ci-après.

### II.2.1.2 Propriétés élastiques de la CES : contribution de compliance des structures musculaires et tendineuses.

***Publication associée :***

P15 : **Farcy S**, Nordez A, Dorel S, Hauraix H, Portero P, Rabita G. Interaction between gastrocnemius medialis fascicle and Achilles tendon compliance: a new insight on the quick release method. J Appl Physiol . 2014;116:259-66.

***Collaboration :*** ***Univ. Nantes (A. Nordez, S. Dorel, H. Hauraix) ; Univ. Paris-Est (Pierre Portero)***
***Encadrement :*** ***S. Farcy (Thèse)***

#### a) Problématique

Comme nous l'avons décrit dans le sous-chapitre précédent, la méthode du quick release est censée caractériser in vivo les propriétés de la composante élastique série des structures musculotendineuses concernées. Cette méthode se base sur plusieurs hypothèses : i) le mouvement très rapide induit une vitesse de raccourcissement musculaire théoriquement supérieure à la vitesse maximale de raccourcissement des éléments contractiles (Goubel et Pertuzon, 1973 ; Tognella et al., 1997); ii) l'utilisation d'une fenêtre d'analyse sur les toutes premières millisecondes après le relâchement (classiquement 20-25 ms) évite la contribution de toute activité musculaire réflexe (Goubel et Pertuzon., 1973). Du fait de limites technologiques, aucune étude n'avait pendant ce test directement mesuré la vitesse de raccourcissement des fascicules musculaires. L'arrivée de techniques d'imagerie ultrasonore haute fréquence (Fig. 6) permet désormais l'étude de déplacements des tissus lors de mouvements humains très rapides (Deffieux et al., 2008 ; Nordez et al., 2009).

***Fig. 6.*** *Photographie de l'échographe ultrarapide Explorer Supersonic Imagine permettant d'acquérir 2000 images par seconde sur une durée de 0,5 s.*

La présente étude a été conçue pour caractériser les interactions entre les fascicules musculaires du gastrocnemius medialis, l'aponévrose et le tendon d'Achille pendant un mouvement de quick release. Elle est basée sur l'hypothèse que ces trois structures sont placées en série (Zajac 1989) ce qui implique que les variations de force au niveau de ces structures sont équivalentes. Ainsi, les seules variations de longueur de chaque structure permettent de quantifier leur contribution respective de compliance à la compliance globale du complexe muscle-tendon. Un exemple de représentation du modèle utilisé est présenté sur la figure 7.

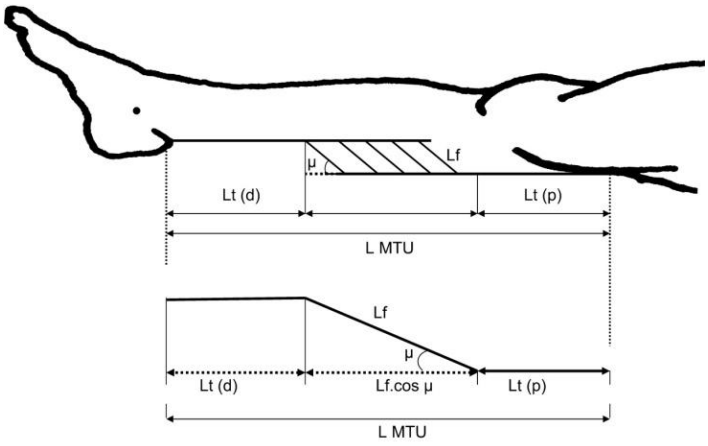



***Fig. 7.*** *Modèle du muscle-tendon utilisé pour estimer les changements de longueur du tendon. LMTU est la longueur du complexe muscle-tendon ; LF est la longueur du fascicule, μ est l'angle de pennation ; Lt(p) est la longueur du tendon proximal ; Lt(d) est la longueur du tendon distal (d'après Abellaneda et al., 2009).*

b) Objectif

A l'instar de ce qui a été réalisé lors de mobilisations passives (Herbert et al., 2002, 2011), cette étude se proposait de quantifier à l'aide d'un échographe haute fréquence les contributions relatives des structures tendineuses et des faisceaux musculaires du gastrocnemius medialis à la compliance du complexe muscle-tendon lors de tests de quick release.

c) Contribution

*Méthode*

A la méthode classique du quick release décrite précédemment ont été ajoutées des mesures échographiques haute fréquence (2000 Hz). Le suivi de la jonction myotendineuse distale a été réalisé en suivant manuellement la position de la jonction sur chaque image (Fig. 8).

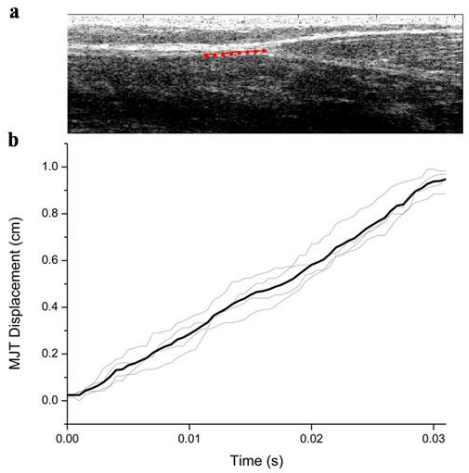



***Fig. 8.*** *Exemples a) d'analyse d'images échographiques et b) de déplacement moyen (courbe noire) de la jonction musculo-tendineuse (en cm) au cours du temps (en s) lors d'un Quick release. Les courbes grises représentent les 4 mesures répétées. MJT displacement = déplacement de la jonction musculo-tendineuse (d'après Farcy et al. 2014).*

La vitesse de raccourcissement des faisceaux musculaires a été réalisée de manière automatique à l'aide du logiciel développé par Cronin et al. (2011, Fig.9)

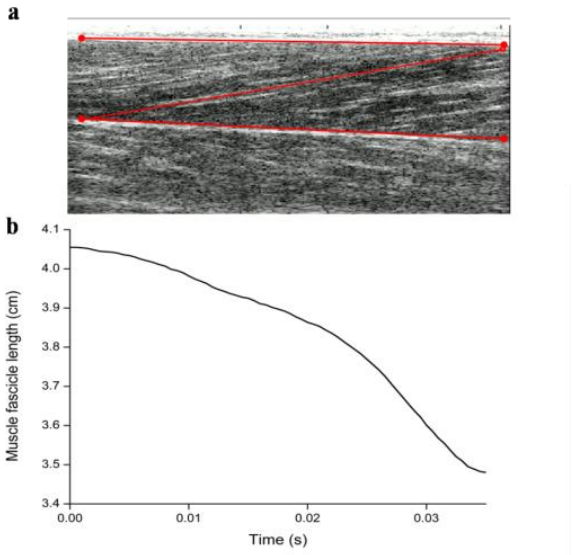


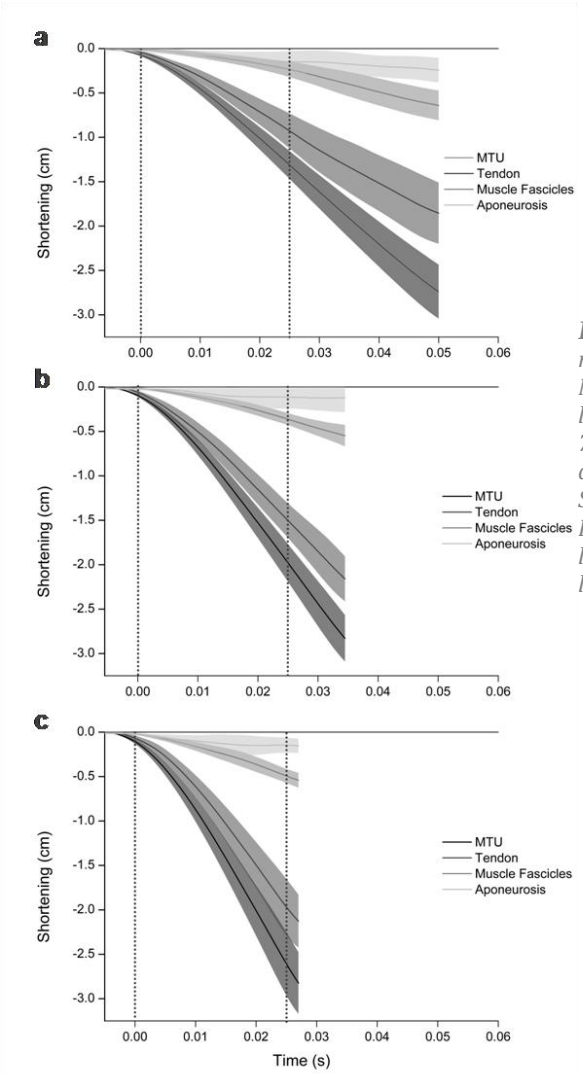

***Fig. 9.*** *a) Exemple d'analyse de la longueur des fascicules musculaires à partir des images échographiques des fascicules musculaires du gastrocnemius medialis en utilisant le logiciel de Cronin et al. (2011) ; b) Exemple typique de tracé de la variation de longueur (en cm) des fascicules musculaires au cours du temps (en s) lors d'un Quick release. Muscle fascicle length = longueur des fascicules musculaires*

La longueur de l'unité muscle tendon est calculée à partir du modèle de Grieve (1978).

*Résultats principaux et conclusion*

Cette étude a montré pour la première fois in vivo que les structures tendineuses (tendon et aponévrose) du gastrocnemius medialis contribuent en moyenne à 82% de la compliance du complexe muscle-tendon. Les fascicules musculaires y contribuent à 18 % (Fig 10). Ceci est en cohérence avec les expérimentations in vitro qui montrent que les tissus tendineux sont principalement impliqués durant un mouvement de "type catapulte" (Roberts et al., 1997; Astley et Roberts, 2012).

L'un des principaux résultats de cette étude est que les contributions des structures ne dépendent pas du niveau de contraction (Fig. 10). Ce résultat révèle un mécanisme permettant de simplifier le contrôle de la régulation de la compliance musculo-tendineuse. Enfin, les contributions respectives de chaque structure sont constantes au cours du temps dans la fenêtre d'analyse.



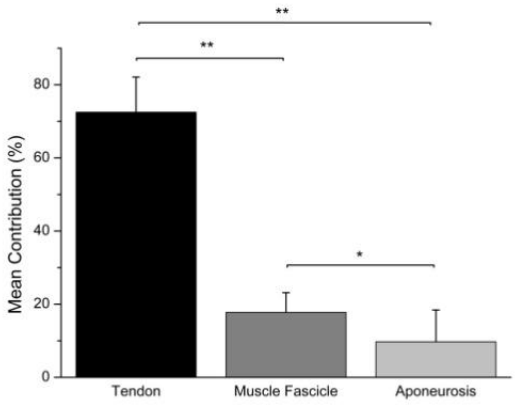




***Fig. 10. Gauche :*** *Valeurs moyennes (± ET) des patterns de raccourcissement des différentes (complexe muscle-tendon, MTU ; fascicules musculaires, tendon et aponévrose) pendant les tests de quick release effectués à (a) 30 %, (b) 50 % and (c) 70 %. Les lignes verticales en pointillé représentent la fenêtre d'analyse de 25 ms à partir de l'accélération maximale (t0). Shortening = raccourcissement;* ***Bas :*** *Contribution moyenne (± ET) du tendon, des fascicules musculaires et de l'aponévrose à la compliance globale du complexe muscle-tendon pour tous les niveaux de couple. * P<0,05; ** P<0,01, respectivement.*

L'ensemble de ces éléments (contributions constantes avec le niveau de contraction et au cours temps dans la fenêtre d'analyse) ajouté aux données de la littérature concernant les vitesses maximales fasciculaires et angulaires (pour détails, voir Farcy et al. 2014, P15) tendent à montrer que les conditions de vitesses requises pour tester la composante élastique série sont acceptables. La série d'études mises en place à l'Université de Nantes (Antoine Nordez, Sylvain Dorel, Hugo Hauraix) dans le cadre de cette collaboration vont apporter des précisions sur les interactions muscle-tendon et vitesses maximales de raccourcissement musculaire in vivo.

### II.2.1.3 Interaction muscle-tendon, vitesse maximale de raccourcissement des faisceaux musculaires et vitesse articulaire maximale.

***Publications associées :***

P25 : Hauraix H, Dorel S, Rabita G, Guilhem G, Nordez A. Muscle fascicle shortening behaviour of vastus lateralis during a maximal force-velocity test. Eur J Appl Physiol. 2017; Sous presse.

P23 : Hauraix H, Nordez A, Guilhem G, Rabita G, Dorel S. In vivo maximal fascicle-shortening velocity during plantar flexion in humans. J Appl Physiol. 2015;119:1262-71.

***Collaboration : Univ. Nantes (A. Nordez, S. Dorel, H. Hauraix)***

Parmi ces deux études publiées en collaboration avec le laboratoire "Motricité Interactions Performance" de l'Université de Nantes (Hauraix et al., 2015 ; 2017) nous ne développerons que

la première se rapportant aux muscles fléchisseurs plantaires. Premièrement, elle apporte des compléments d'information concernant l'étude précédemment décrite (Farcy et al. 2014, P15) ; deuxièmement, un projet actuellement en cours à l'INSEP chez des sprinters élites utilise une méthodologie semblable.

a) Problématique

Comme nous venons de le décrire précédemment, l'utilisation de l'échographie ultrarapide permet d'explorer les interactions muscle-tendon et les vitesses de raccourcissement des faisceaux musculaires lors de mouvements extrêmement rapides (Farcy et al., 2014). Si l'étude précédente s'est intéressée à des mesures de type quick release, qui requièrent des contractions préalables afin d'étirer les structures de la composante élastique, quelles sont les interactions muscle-tendon et les vitesses maximales lors de mouvements de type concentriques ? Cette problématique a été traitée dans le cadre de la thèse d'Hugo Hauraix de l'Université de Nantes. Brièvement, si des études ont mesuré des vitesses maximales articulaires de la cheville afin de caractériser les vitesses de raccourcissement associées des faisceaux des fléchisseurs plantaires (Chino et al. 2008 ; Hauraix et al. 2013), aucune n'avait dépassé une vitesse angulaire de 330°/s.

b) Objectifs

L'étude d'Hauraix et al. (2015) devait répondre à trois objectifs : i) mesurer pour la première fois in vivo la vitesse maximale de raccourcissement des faisceaux musculaires à partir de l'utilisation de l'échographie ultrarapide; ii) explorer les liens entre ces vitesses et les vitesses articulaires associées ; iii) caractériser l'effet de certains paramètres musculo-squelettiques et architecturaux (i.e., bras de levier, architecture musculaire) sur cette relation.

c) Contribution

*Méthode*

Associé à l'échographie ultrarapide, un dynamomètre isocinétique a été employé pour les mesures musculaires, tendineuses et articulaires imposées jusqu'à 330°/s. En ce qui concerne les vitesses supérieures, elles ont été réalisées sur un ergomètre spécifique composé d'un banc et d'un système de plateforme rotationnelle à inertie faible (Voir étude précédente, Farcy et al. 2014).

*Résultats principaux et conclusion*

Les résultats montrent que le raccourcissement du complexe muscle-tendon était principalement dû au raccourcissement des faisceaux musculaires, avec une contribution relativement élevée comprise entre 47% et 66% pour les fléchisseurs plantaires (Fig. 11).

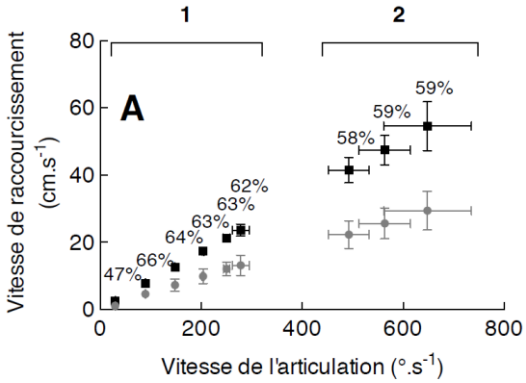
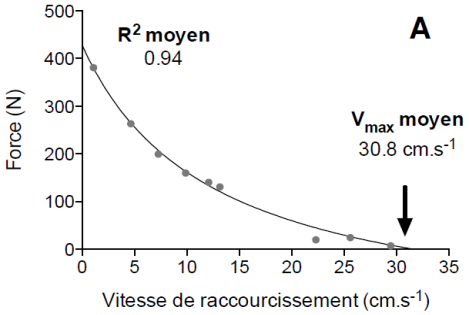



*Fig. 11. Les vitesses moyennes (± ET) de raccourcissement des faisceaux musculaires et du système muscle tendon sont présentées en fonction de la vitesse articulaire lors de flexions plantaires (100°-70°) lors des mesures isocinétiques (1) et hautes vitesses (2). La contribution relative des faisceaux musculaires au raccourcissement du système muscle-tendon est exprimée en pourcentage ; (d'après Hauraix, Thèse, 2015).*

Les relations force-vitesse individuelles des faisceaux musculaires étaient bien modélisées par un modèle hyperbolique proposé par Hill ($R^2$ moyen = 0,94 ± 0,05 ; Fig. 12). La vitesse maximale théorique de raccourcissement des faisceaux musculaires du gastrocnemius medialis atteignait 30,8 ± 5,8 cm/s. Ces valeurs étaient très proches et corrélées aux valeurs de vitesse maximale mesurée sans charge (29,4 cm/s ; r=0,84).

*Fig. 12. Relation entre la vitesse de raccourcissement des faisceaux du gastrocnemius medialis et la force analysées lors des flexions plantaires. Le coefficient de détermination moyen et la vitesse maximale extrapolée (VMAX) correspondent à la moyenne des valeurs (n=31) après modélisation grâce à l'équation proposée de Hill (1938) ; (d'après Hauraix, Thèse, 2015)*




La vitesse des faisceaux musculaires du GM était significativement corrélée à la vitesse de l'articulation de la cheville atteinte lors de la condition haute vitesse sans charge (valeur moyenne obtenue sur la plage articulaire 100°-70°, p>0,001, r=0,57, Fig. 13).

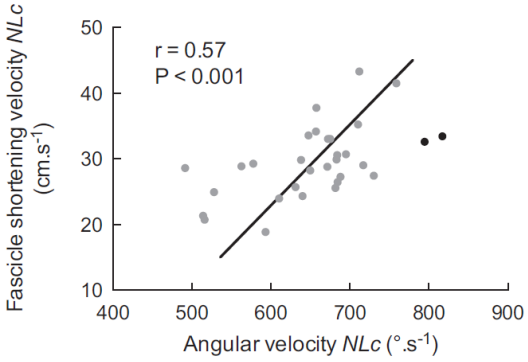



*Fig. 13. Corrélation entre la vitesse de raccourcissement des faisceaux musculaires et de la vitesse de l'articulation atteinte lors de la condition haute vitesse sans charge (les points noirs représentent les deux sujets ayant produit les vitesses articulaires les plus hautes) ; (d'après Hauraix, Thèse, 2015).*

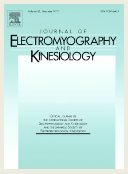
En revanche, aucune des variables biomécaniques (longueur de faisceaux musculaires, angle de pennation, bras de levier, raideur ou longueur du tendon) n'était significativement corrélée à la vitesse moyenne de l'articulation mesurée lors de la condition haute vitesse sans charge.

Cette étude montre que les tissus tendineux participent à la vitesse de raccourcissement articulaire lors de contractions concentriques. La méthodologie permet à partir de conditions concentriques sans charge une estimation in vivo des propriétés contractiles "intrinsèques" (vitesse maximale de raccourcissement des faisceaux musculaires). Ces résultats comparés à ceux de Farcy et al. (2014) suggèrent que la vitesse maximale de raccourcissement des

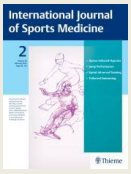
fléchisseurs plantaires dépend des conditions de pré-activation. Un travail en cours est entrepris pour le confirmer (Beaumartin-Hauraix et al., article en rédaction).

### II.2.2 Comportement du modèle masse-ressort et fatigue en course à pied

Rabita et al., 2011




Le Meur et al. 2012




Le Meur et al., 2013

Rabita et al., 2013

#### II.2.2.1 Comportement masse-ressort et coût énergétique avec la fatigue

***Publication associée :***

P8 : Rabita G, Slawinski J, Girard O, Bignet F, Hausswirth C. Spring-mass behavior during exhaustive run at constant velocity in elite triathletes. Med Sci Sports Exerc. 2011;43:685-92.

***Collaboration : Univ. Montpellier (O.Girard) ; FF Triathlon (F. Bignet)***

a) Etat de l'art et problématique

Le modèle masse-ressort décrit au sous-chapitre II.2.1 est utilisé également pour caractériser les paramètres de la course à pied. Comme pour les sauts, lors de la course à pied le système nerveux central intègre l'ensemble des éléments de l'organisme de manière à ce que le déplacement du centre de masse du sujet et les forces que ce dernier exerce au sol répondent à un très simple modèle mécanique (Blickhan, 1989 ; McMahon et Cheng, 1990; Farley et Gonzales, 1996). Ce modèle permet d'estimer la raideur kleg (rapport entre la variation de la force verticale et la variation de longueur du membre inférieur, ΔL) et la raideur verticale kvert (rapport entre la variation de la force verticale et le déplacement vertical du centre de gravité, Δy) pendant la phase de contact au sol (Fig. 14).

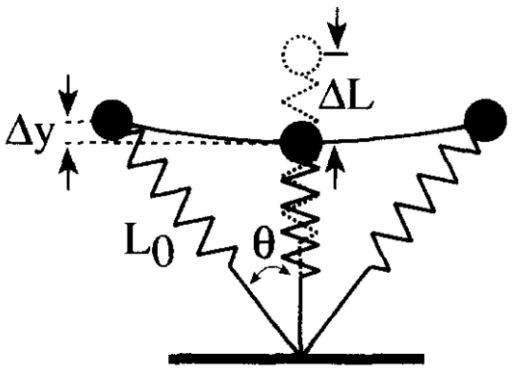



***Fig. 14.*** *Représentation du modèle masse-ressort utilisé pour décrire le comportement du système musculo-squelettique lors de la course à pied, m : masse ; $L_0$ : longueur du ressort au moment du contact ; θ : angle du ressort au moment du contact ; ΔL : compression maximale du ressort ; Δy : variation verticale maximale du centre de masse (d'après Farley et Gonzales, 1996).*

Ces deux variables de raideur sont des paramètres clefs de la dynamique de course puisqu'ils influencent de manière prépondérante les caractéristiques de la foulée tels que la fréquence, le temps de contact ou le temps aérien (Farley et Gonzalez, 1996 ; Morin et al., 2007). A ce titre, ils sont utilisés afin d'évaluer l'effet de la fatigue pendant la course à pied. L'ensemble des

investigations répertoriées couvrent une large plage de vitesse/durée de course, qui va du sprint (Morin et al., 2006 ; Hobara et al., 2010 ; Taylor et Beneke, 2012) à des épreuves d'ultramarathon (Morin et al., 2011). Or, très peu d'études au moment des expérimentations s'étaient intéressées à des courses d'intensité voisine de la vitesse associée à la consommation maximale d'oxygène (vVO2max). Slawinski et al. (2008), lors de tests sous maximaux réalisés avant ou après une course maximale de 2000 m n'avaient montré aucune variation de kleg ou de kvert. En revanche, Girard et al. (2010) ont montré que lors d'une course de 5000 m, kvert diminuait tandis que kleg restait constant. Néanmoins, pour cette dernière étude comme pour les études de sprint (Morin et al., 2006, Hobara et al., 2010) la stratégie d'allure était laissée libre. Or, il est bien établi que les variables de raideur du système masse-ressort dépendent de la vitesse de déplacement (Arampatzis et al. 1999; Brughelli et al., 2008). C'est dans ce cadre que nous avons mis en place un protocole de fatigue à vitesse constante proche de vVO2max.

La deuxième problématique était liée à l'exploration des liens, à ces intensités élevées, entre les modifications des propriétés mécaniques du système masse-ressort et celles du coût énergétique comme cela avait été montré à des vitesses plus faibles (80% vVO2max; Dutto et Smith, 2002). Une meilleure compréhension de la détérioration mécanique de la foulée et de son lien sur les facteurs énergétiques continue d'être un défi en vue de l'amélioration des programmes d'entraînement en course à pied. L'étude a été mise en place en collaboration avec la Fédération Française de Triathlon. D'un point de vue appliqué, le lien avec la performance chez les triathlètes élites était évident, ceux-ci modifiant leur allure de course en fin de compétition pour atteindre des vitesses se rapprochant de vVO2max.

b) Objectifs

L'objet de cette étude était de caractériser les modifications du comportement du système masse-ressort et d'évaluer l'effet de ces modifications sur le coût énergétique chez des triathlètes élites lors d'une course de haute intensité menée à vitesse constante (95% de vVO2max) jusqu'à épuisement.

c) Contribution

*Méthode*

La population était composée de 9 triathlètes élites, 3 femmes et 6 hommes, toutes et tous membres de l'équipe de France. Deux tests de course à pied étaient imposés jusqu'à épuisement. Le premier afin de déterminer la consommation maximale d'oxygène ($VO_{2max}$) et sa vitesse associée ($vVO_{2max}$). Le deuxième était une course à vitesse constante imposée à 95% de $vVO_{2max}$. Durant ce second test, une fois par tour de 200m, les composantes verticale et horizontale de la force de réaction étaient mesurées sur une distance de 5m à l'aide d'un système de 5 plateformes individuelles (Fig.15).

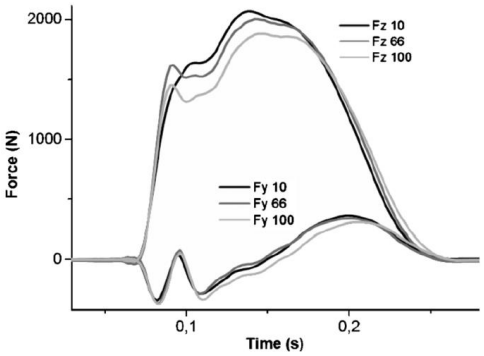



***Fig. 15.*** *Exemple représentatif des changements de la force de réaction verticale (Fz) et horizontale (Fy) mesurée au début (10%), à la fin du second tiers (66%) et à la fin (100%) du temps limite.*

Pendant le second test, le temps moyen jusqu'à épuisement était de 10,7 (±2,6) min ce qui correspond à une distance de 3258 (±819) m. Pour chaque paramètre, l'effet de la fatigue était mesuré à 33%, 66% et 100% du temps et comparé à la situation de départ mesuré à 10% du temps limite.

*Résultats principaux et conclusions*

*Modifications des propriétés mécaniques*

L'un des principaux résultats de cette étude est que la raideur du membre inférieur (kleg) diminue avec la fatigue (Fig. 16). Ce changement de comportement mécanique est en accord avec les études antérieures relatives à des exercices de sprint (Hobara et al., 2010) ou de longue distance (Dutto et Smith, 2002). En revanche, contrairement à ces études, nos résultats révèlent que c'est la force verticale qui est davantage associée aux adaptations de la raideur musculo-squelettique, la compression du membre inférieur restant constante au cours du test de course exhaustive.

En ce qui concerne la raideur verticale, aucun changement significatif n'est observé. Ce résultat diffère des études précédemment citées qui montrent une diminution de ce paramètre avec l'installation de la fatigue (Dutto et Smith, 2002, Girard et al., 2010; Hobara et al., 2010; Morin et al., 2006). Ce changement de kvert est cependant expliqué ici par la diminution similaire entre $\Delta y$ and Fzmax ($\sim$ 10%). Ce résultat est en cohérence avec l'étude de Millet et al. (2000) qui suggèrent que les triathlètes élites compensent partiellement les effets de la fatigue en diminuant le déplacement vertical maximal du centre de masse pendant des phases d'appui.

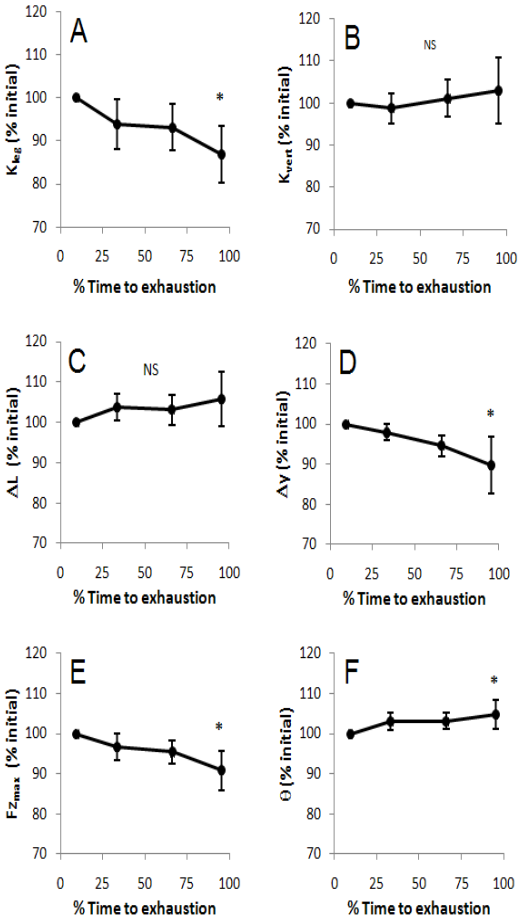



***Fig. 16.*** *Evolution des valeurs moyennes (±ET) de A) la raideur de la jambe (kleg), B) la raideur verticale (kvert), C) la compression du membre inférieur (ΔL), D) le déplacement vertical du centre de masse (Δy), E) la force verticale maximale (Fzmax) et F) l'angle de la jambe à l'impact (θ). Les données sont normalisées par rapport à celles obtenues à 10% du temps limite (% time to exhaustion). * différence significative à P<0.05.*

L'ensemble des données nous a permis de représenter l'évolution pré-post fatigue du modèle masse-ressort (Fig. 17).

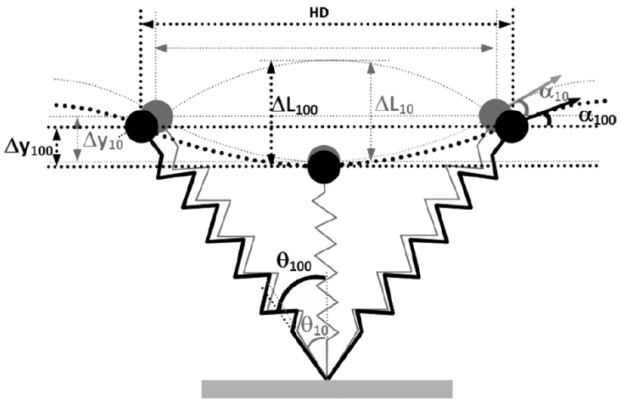



***Fig. 17.*** *Représentation schématique de l'évolution du système masse-ressort entre le début (10% du temps limite, en gris) et la fin (100% du temps limite, en noir). α: angle du vecteur vitesse au décollage ; ΔL : compression de la jambe ; Δy : déplacement vertical du CM ; θ : angle de la jambe-ressort au moment du contact ; HD : Distance horizontale pendant la phase de contact.*

*Relation avec le coût énergétique*

Le deuxième objet de l'étude était de caractériser les relations entre les changements de la raideur SMM et le coût énergétique de la course à pied. Les résultats ont montré que les triathlètes qui modifient le plus leur raideur sont ceux qui présentent les plus fortes augmentations de CE. Ce résultat est en accord avec les résultats obtenus par de nombreuses études (Dalleau et al. 1998; Slawinski et Billat, 2008) qui montrent que plus la compliance est importante chez le coureur, plus le coût énergétique est élevé. De plus, des corrélations négatives sont également observées entre les changements normalisés de $F_{zmax}$ et la

consommation d'oxygène. L'ensemble de ces résultats suggère que l'adaptation du comportement SMM mène à des caractéristiques de la foulée moins économiques d'un point de vue énergétique. Cependant, les relations n'influencent pas le temps limite des triathlètes.

Le fait que la force verticale soit le paramètre le plus affecté par l'exercice fatiguant nous a conduit, en accord avec des études antérieures (Nummela et al. 2006, Kuitunen et al. 2007), à émettre l'hypothèse d'une altération du système neuromusculaire des membres inférieurs. Cette supposition était renforcée par la relation entre les changements de la force verticale ($F_{zmax}$) et ceux de l'angle du vecteur vitesse au décollage ($\alpha$). Cependant, les phénomènes physiologiques explicatifs restaient peu clairs. Peu d'études avaient tenté de lier ces modifications des propriétés mécaniques kleg et kvert aux modifications d'activation musculaire pendant un test de fatigue en course à pied. C'est ce que nous avons voulu réaliser par les études supplémentaires décrites ci-après.

### II.2.2.2 Comportement masse-ressort et neuromusculaire avec la fatigue

***Publication associée :***

P13 Rabita G, Couturier A, Dorel S, Hausswirth C, Le Meur Y. Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at V̇O2max. J Biomech. 2013;46:2011-7.

***Collaboration :*** ***Univ. Nantes (S. Dorel)***

#### a) Problématique

Afin d'éclairer certains aspects des mécanismes conduisant aux modifications du comportement masse-ressort avec la fatigue, l'activité musculaire des membres inférieurs a été mesurée durant l'effort. Nous ne développerons ici que l'étude de Rabita et al. (2013, P13 ; pour le détails de l'autre expérimentation, voir Le Meur et al. (2012), P10).

#### b) Objectif

L'objectif de l'étude était d'évaluer les modifications du comportement masse-ressort et les modifications concomitantes de l'activité musculaire des membres inférieurs lors d'une course à pied menée à vVO2max jusqu'à épuisement.

#### c) Contribution

*Méthode*

Le protocole était proche de l'étude décrite précédemment. Nous avons modifié la vitesse et imposé 100% de vVO2max afin d'obtenir une durée de course environ deux fois plus faible. Par ailleurs l'activité électromyographique du soleus (SOL), gastrocnemius medialis(GM), gastrocnemius lateralis (GL), tibialis anterior (TA), vastusmedialis (VM), vastuslateralis (VL), rectusfemoris (RF) et biceps femoris (BF) a été enregistrée pendant toute la durée du temps limite.

*Résultats principaux et conclusions*

En dépit des intensités différentes imposées entre cette étude et la précédente, (vVO2max (tlim = 11min) vs 95%vVo2max (tlim= 6 min)), des modifications semblables des paramètres

spatiotemporels et mécaniques (masse-ressort) ont été observées. Les patterns d'activité musculaire nous ont permis de mieux caractériser le rôle du système neuromusculaire dans ces changements mécaniques (Fig. 18).

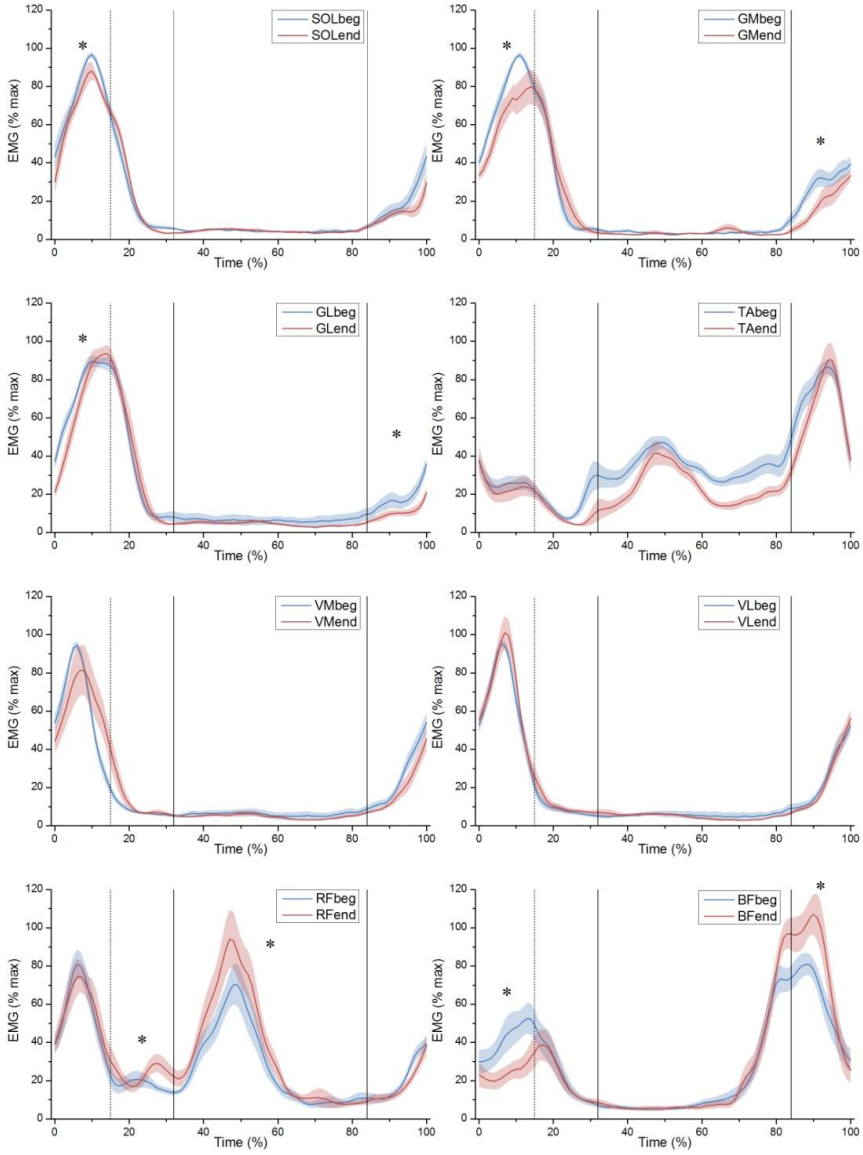



***Fig. 18.*** *Enveloppe RMS EMG des 8 muscles des membres inférieurs testés au début (BEG; bleu) et à la fin (END; rouge) de la course menée jusqu'à épuisement. Les traits verticaux séparent les différentes phases d'analyse, de 0 à 100 % du pas : i) le freinage ; ii) la propulsion ; iii) la phase aérienne et iv) la phase de pré-contact, 100 ms avant le contact au sol (d'après Rabita et al., 2013, P13).*

Les résultats montrent que les fléchisseurs plantaires sont davantage affectés par la fatigue. Ceci est en cohérence avec Girard et al. (2012), qui montrent après un 5000 m une modification notamment de facteurs périphériques de ce groupe musculaire. En revanche, nos résultats montrent que pour cette intensité élevée, l'activité des extenseurs du genou n'est pas modifiée. Enfin, l'étude souligne l'importance des muscles bi-articulaires (BF et RF) dans la capacité à maintenir une vitesse prédéterminée dans la dernière phase de la course menée jusqu'à épuisement.

Loin de montrer une homogénéité des modifications des propriétés mécaniques de la locomotion humaine en condition de fatigue, notre étude, parmi l'ensemble des études publiées sur cette thématique (liste non-exhaustive allant du plus intense/plus court au moins intense/plus long : Morin et al. 2006 ; Rabita et al. 2011 ; Girard 2010 ; Girard 2013 ; Dutto et Smith 2002 ; Morin et al., 2011a, Morin et la. 2011b), participe à montrer le caractère tâche-dépendant (spécificité de l'intensité/durée) des modifications mécaniques avec la fatigue.

Toutefois, si cette présente étude descriptive permet de mieux appréhender les liens entre les modifications de l'activité musculaire des membres inférieurs et celles des propriétés mécaniques, elle ne quantifie pas les mécanismes physiologiques de la fatigue, et ne dit rien du lien de cause à effet entre la diminution de l'activité des fléchisseurs plantaires en phase de pré-activation et au début du contact et la diminution de la force verticale. A cet égard, Morin et al. (2012) ont clairement montré qu'une fatigue musculaire avérée (≈20% de diminution de la force maximale des extenseurs du genou entrainée par une répétition de sprints) n'altérait pas systématiquement des changements de comportement masse-ressort lors de courses à vitesse constante (10 ou 20 km/h). Or, le test de fatigue (sprint) était différent de celui du test à vitesse constante. Afin de vérifier ce résultat, contradictoire à l'hypothèse que nous exprimions précédemment (Rabita et al., 2011), une opportunité unique nous était offerte. L'étude suivante montre comment cette hypothèse a pu être testée indirectement lors d'une seule et unique course.

### II.2.2.3 Comportement masse-ressort en compétition de triathlon.

***Publication associée :***

P11 : Le Meur Y, Thierry B, Rabita G, Dorel S, Honnorat G, Brisswalter J, Hausswirth C. Spring-mass behaviour during the run of an international triathlon competition. Int J Sports Med. 2013;34:748-55.

***Collaboration : Univ. de Toulon (T. Bernard, J. Brisswalter) ; FF triathlon (G. Honnorat)***

#### a) Problématique

Comme décrit précédemment pour des distances de course intermédiaires (5 km ; Girard et al., 2012), plusieurs auteurs ont montré que la fatigue au cours d'exercices allant de plus de 30 minutes à plusieurs heures, comme lors d'un triathlon (≈2h comprenant 1 h-1h15 de cyclisme et 30-35 min de course), provoquait des altérations centrales et périphériques de la fonction neuromusculaire (Millet et Lepers, 2004). Par exemple, une perte systématique de force isométrique des extenseurs du genou est observée après des exercices de cyclisme et de course de longue durée (Lepers et al. 2001 ; Ross et al., 2010). Lepers et al. (2001) ont montré une diminution de 13% du couple isométrique maximal des extenseurs du genou chez des triathlètes bien entraînés après 30 min de cyclisme à vitesse constante correspondant à 80% de la puissance maximale aérobie. Bien que ces résultats donnent un aperçu des facteurs potentiellement responsables de la fatigue lors de la course d'un triathlon, ils ne semblent pas prédire nécessairement la façon dont ils influencent la fonction musculaire lors d'une course à pied sous-maximale ou la régulation de la vitesse lorsque les stratégies d'allure sont permises comme c'est le cas au cours d'une compétition (Millet, 2011).

Par ailleurs, nous avons également mentionné qu'il est difficile de distinguer les effets de la fatigue neuromusculaire des mécanismes d'auto-régulation associés à une stratégie d'allure sur la biomécanique de la course à pied car les éléments qui caractérisent cette dernière

(notamment le comportement masse-ressort et les variables spatiotemporelles associées) sont influencés par les variations de vitesse de course (Aramptazis et al. 1999 ; Girard et al. 2010 ; Hobara et al, 2010 ; Girard et al. 2017). Dans la présente étude, 73 triathlètes ont été suivi lors de la finale des championnats du monde de triathlon 2011 à Pékin. La grande taille de cet échantillon a permis de surmonter cette limite en restreignant l'analyse à des sujets qui ont présenté une vitesse de course similaire entre le premier tour et le tour final. La présente méthode nous a ainsi permis d'étudier l'effet de la fatigue sur le comportement masse-ressort sans modifier la stratégie spontanément adoptée par les triathlètes.

b) Objectif

L'objet de cette étude était d'analyser les changements des paramètres spatiotemporels et du comportement masse-ressort pendant une compétition internationale majeure de triathlon.

c) Contribution

*Méthode*

Soixante treize triathlètes ont été suivis lors de la finale des championnats du monde 2011 à Pékin, les paramètres spatiotemporels et du système masse-ressort ont été analysés chez 15 d'entre-eux (6 femmes et 9 hommes) qui présentaient des vitesses identiques entre le premier et le dernier tour. La vitesse de course et les temps de contact et aériens ont été évalués à l'aide d'une caméra haute fréquence sur une section plate du parcours, de 30 m de longueur, lors du premier et du dernier tour du 10 km. Les raideurs kleg et kvert étaient mesurées d'après les caractéristiques spatiotemporelles des pas des athlètes (Morin et al. 2005).

*Résultats principaux et conclusions*

Les résultats ont montré une diminution concomitante de la vitesse, de kleg et de kvert excepté aux alentours de la ligne d'arrivée ou ces variables réaugmentaient. Pour les 15 athlètes sélectionnés pour présenter des allures semblables lors du premier tour et lors du dernier, les paramètres mécaniques de la course n'ont pas été affectés entre le début et la fin de l'épreuve.

Cette étude montre que la fatigue neuromusculaire induite par une course de 10 km n'altère pas le comportement masse-ressort chez les triathlètes élites. Ces résultats complètent les études qui suggèrent les mêmes conclusions après une fatigue induite par des sprints (Morin et al., 2012) ou d'autres types d'exercices (Nicol et Komi, 2011). Ces deniers auteurs montrent que la fatigue induit des diminutions limitées des performances de type cycles étirement raccourcissement (ex : drop jumps) en comparaison des diminutions associées de force maximale mesurée au niveau articulaire.

### II.2.3 Profils Force- et Puissance-Vitesse des membres inférieurs

Giroux et al. 2015

Giroux et al. 2015

Giroux et al., 2016

#### II.2.3.1 Profil musculaire des membres inférieurs : quelle méthode utiliser ?

***Publication associée :***

P17 : **Giroux C**, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? Int J Sports Med. 2015;36:143-9.

***Collaboration :*** ***Université de Rouen (D. Chollet)***
***Encadrement :*** ***C. Giroux (Thèse)***

##### a) Etat de l'art et problématique

A la différence du modèle hyperbolique permettant de caractériser la relation Force-Vitesse au niveau du muscle (Hill, 1938 ; cf. II.2.1.3), un modèle linéaire est utilisé pour les mouvements pluri-articulaires (Samozino et al. 2010 ; Bobbert et al., 2012). Lors de ce type de mouvement, ce simple modèle, associé au modèle parabolique permettant de caractériser la relation entre la puissance développée et la vitesse du mouvement, est très utilisé dans le milieu sportif afin de déterminer les profils mécaniques des athlètes (Vandewalle et al. 1987 ; Rahamni et al., 2001 ; Dorel et al., 2010).

S'il est bien établi que les plateformes de force peuvent être utilisées comme ergomètre afin de caractériser les caractéristiques de mouvements pluri-articulaires comme les sauts (Cavagna 1975), cet outil de référence est difficilement accessible dans des conditions hors laboratoire. Or, de nombreux outils embarqués ou méthodes simples permettent des mesures sur le terrain (Samozino et al., 2008). Cependant, il faut noter que ces méthodes n'ont généralement été validées que dans une seule condition de charge ou vitesse. De plus, leurs paramètres sont déterminés sur la base de critères évalués manuellement ou fixés par un logiciel de traitement associé à l'outil de mesure. Or, ces critères influencent directement la force, la vitesse et la puissance moyennes mesurées au cours du saut et, par voie de conséquence, la relation force-vitesse. Ainsi, l'évaluation de la validité et de la reproductibilité des méthodes les plus communément utilisées, permettrait de déterminer la méthode la plus adaptée pour évaluer précisément la puissance produite en conditions de terrain.

Le mouvement choisi dans cette étude afin de caractériser les profils musculaires des membres inférieurs était le squat jump isoinertiel effectué à différents niveaux de charge.

##### b) Objectifs

Les objectifs de cette étude étaient de déterminer la validité et la reproductibilité des patterns de force, de vitesse et de puissance, ainsi que les paramètres clefs des relations Force- et Puissance-Vitesse recueillies à l'aide des méthodes les plus communément utilisées.

c) Contribution

*Méthode*

Les relations force-vitesse étaient déterminées par quatre méthodes basées sur les outils suivants : (i) une plate-forme de force, (ii) un accéléromètre, (iii) un transducteur de position linéaire et (iii) un système optique méthode Samozino (2008). La figure 19 présente le dispositif expérimental.

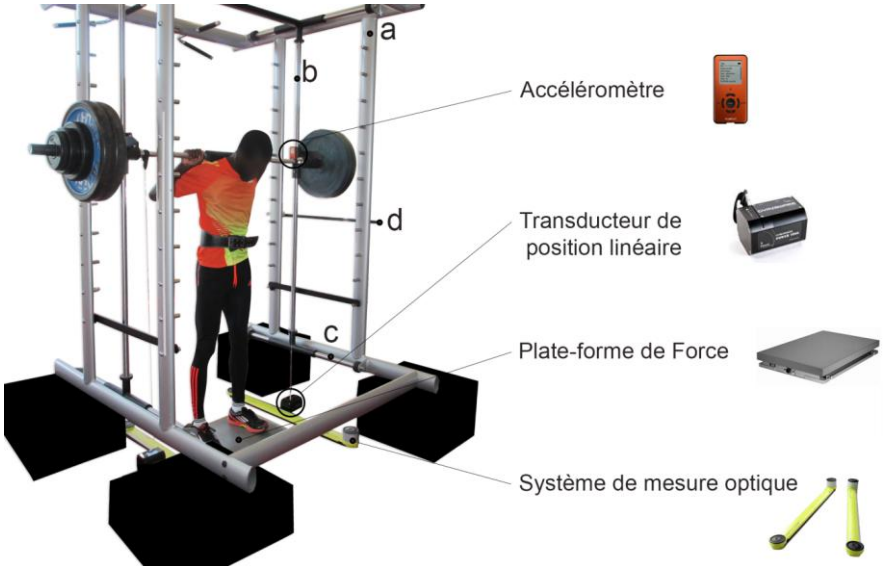



***Fig. 19.*** *Vue d'ensemble du dispositif expérimental. Les participants exécutaient des sauts verticaux sans contre mouvement (squat jumps) à l'intérieur d'un système de barre guidée (a) comprenant des guides verticaux (b) et horizontaux (c). La plate-forme de force (PFF), le transducteur de position linéaire (TLn), l'accéléromètre (Acc) et le système de mesure optique (OptoJump) permettant la mesure de la hauteur du saut dans la méthode Samozino (Sam) étaient utilisés pour mesurer la force, la vitesse et la puissance durant l'impulsion d'un squat- jump. La position de départ était définie par un marqueur horizontal (d).*

Pendant les sessions de tests et re-tests, les 7 conditions de charges testées étaient 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la 1RM (charge maximale que le participant était capable de soulever une fois, déterminée lors d'une séance de familiarisation).

*Résultats principaux et conclusions*

Les résultats observés ont montré que comparées à la méthode de référence, les trois méthodes de terrain sont identiquement valides pour déterminer les paramètres mécaniques moyens lors de la propulsion des sauts progressivement chargés. Cependant, bien qu'elles soient reproductibles, les meilleurs paramètres de reproductibilité sont observés pour la méthode simple proposée par Samozino et al. (2008). Alors que les patterns mécaniques semblent différer d'une méthode à une autre, spécifiquement en condition de charge légère et donc de vitesses élevées, les trois méthodes peuvent être utilisées avec confiance pour caractériser les profils musculaires des membres inférieurs sur la base des relations Force- et Puissance-Vitesse.

D'un point de vue pratique, nos résultats, associés à sa facilité d'utilisation, suggèrent que la méthode simple de Samozino et al. (2008) est conseillée afin de quantifier les sessions d'entrainement dans des conditions de terrain.

Il est à noter que cette étude était publiée avant les résultats récents issus d'applications pour tablettes et smartphones (ex : "My Jump" ; Stanton et al. 2015 ; Gallardo-Fuentes et al. 2016).

Par ailleurs, certaines de nos données ont montré une reproductibilité supérieure chez les athlètes élites comparée à celle de sportifs occasionnels. Ces méthodes permettent donc de caractériser indirectement l'effet de l'entrainement/niveaux d'expertise. Le squat jump étant un mouvement pluri-articulaire, une part de la reproductibilité peut être liée aux différentes coordinations musculaires utilisées pour une même charge testée. Des études antérieures ont investigué les différentes stratégies de coordination dans la phase d'initiation de squat jumps non chargés et ont montré que les performances en saut n'étaient pas influencées par ces stratégies (Dugan et al., 2004). Cependant, comme l'allure des patterns mécaniques (taux de développement de la force ou de la puissance) est influencée par la charge totale imposée, il serait intéressant d'explorer de manière plus approfondie quelles sont les coordinations musculaires favorisées selon la charge externe imposée aux membres inférieurs. C'est l'objet de l'étude décrite ci-après.

### II.2.3.2 Les coordinations musculaires des mouvements balistiques sont-elles affectées par la condition de charge ?

***Publication associée :***

P18 : **Giroux C**, Guilhem G, Couturier A, Chollet D, Rabita G. Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements? J Electromyogr Kinesiol. 2015;25:69-76.

***Collaboration :*** ***Université de Rouen (D. Chollet)***
***Encadrement :*** ***C. Giroux (Thèse)***

#### a) Etat de l'art et problématique

La performance balistique est étroitement liée à la capacité du système neuromusculaire à produire la plus grande impulsion possible sur la période la plus courte (Newton et al., 1999). Cependant, bien que les relations Force- et Puissance-Vitesse lors d'exercices pluri-articulaires aient été très étudiées (Cormie et al. 2011), assez peu d'informations sont disponibles concernant les effets de la charge additionnelle sur les coordinations musculaires qui sous-tendent la production de force, de vitesse et de puissance. Lors de sauts verticaux réalisés sans charge additionnelle, la puissance générée au niveau de la hanche et du genou par les muscles mono-articulaires est transférée de façon distale vers la cheville par les muscles bi-articulaires pendant toute la phase de poussée (Gregoire et al., 1984). Cette séquence d'activation musculaire a été confirmée par Bobbert et al. (1988). Or, l'activité électromyographique moyenne des extenseurs du genou reste relativement stable durant la phase de poussée de squat jumps balistiques, à mesure que la charge augmente (Eloranta, 1996 ; Nuzzo et Mc Bride, 2013). Par ailleurs, il est intéressant de noter que la charge externe peut influencer la contribution relative de chaque muscle dans la production de force, comme cela a été démontré récemment durant des contractions isométriques (Bouillard et al., 2012).

#### b) Objectif

Le but de cette étude était d'analyser l'effet de la charge sur les coordinations musculaires des membres inférieurs impliqués au cours de squat jumps balistiques.

c) Contribution

*Méthode*

La force verticale, la vitesse, la puissance et l'activité électromyographique (EMG) des membres inférieurs ont été enregistrées au cours de la phase de poussée et comparées entre sept conditions (0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la charge maximale soulevée lors d'une répétition concentrique).

*Résultats principaux et conclusions*

Les patterns d'activité musculaire sont présentés sur la figure 20. Ils montrent que le tibialis anterior atteint son pic d'activité dès 5% de la phase de poussée, suivi par le gluteus maximus (35%), le vastus lateralis et le soleus (45%), le rectus femoris (55%), le gastrocnemius lateralis (65%) et le semitendinosus (75%).

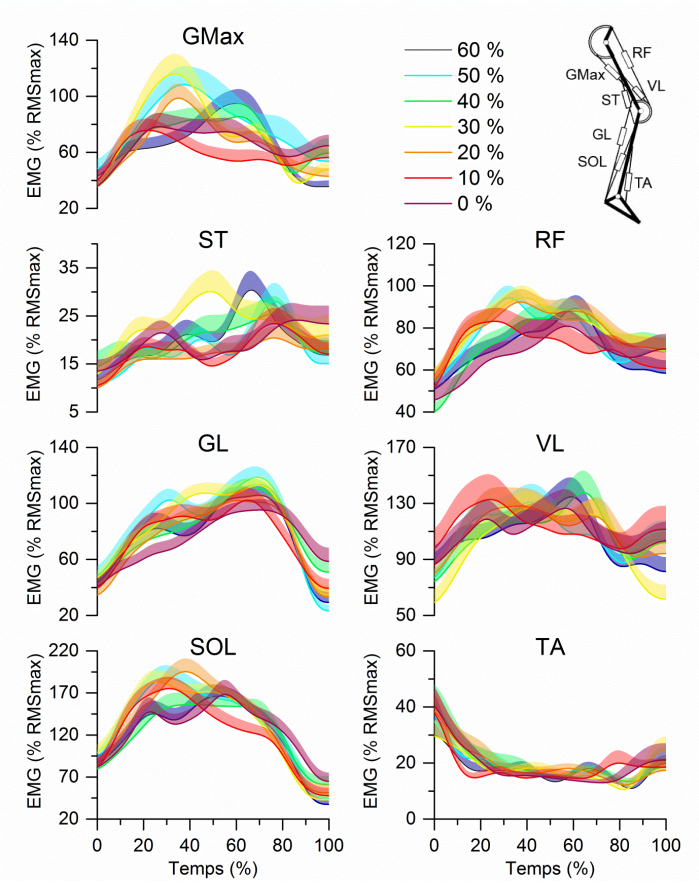



***Fig. 20.*** *Patterns d'activité EMG au cours de la phase de poussée d'un squat jump réalisé à 0% (rouge), 10% (orange), 20% (jaune), 30% (vert), 40% (bleu clair), 50% (bleu foncé) et 60% (noir) de 1RM. Les données sont moyennées pour les deux jambes et normalisées par la RMSmax pour le gluteus maximus (GMax), le vastus lateralis (VL), le rectus femoris (RF), le semitendinous (ST), le gastrocnemius lateralis (GL), le soleus (SOL) et le tibialis anterior (TA).*

Les résultats principaux de cette étude résident dans le fait que le niveau de charge n'a pas modifié la séquence d'activation ni n'a influencé le niveau d'activité EMG des muscle étudiés.

L'ensemble de ces éléments suggère que les coordinations musculaires ne sont pas influencées par le niveau de charge additionnelle au cours d'un squat jump balistique. Les exercices balistiques maximaux pourraient induire des adaptations nerveuses similaires avec des charges externes lourdes ou légères lorsqu'ils sont réalisés avec une intention d'explosivité maximale. Une des explications possibles pourrait provenir de la contribution supérieure avec la charge des structures tendineuses vues aussi bien lors de contractions concentriques (Hauraix et al. 2015, 2017) que lors de mouvements de type catapulte (Farcy et al. 2014) impliqués lors d'un saut explosif. Ces suppositions seront abordées dans le chapitre IV.

### II.2.3.3 Impact de la pratique sportive élite sur les profils Force- et Puissance-Vitesse : utilisation de la méthode des profils optimaux

***Publications associées :***

P22 : **Giroux C**, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. Optimal balance between force and velocity differs among world-class athletes. J Appl Biomech. 2016;32:59-68.

***Collaboration :*** ***Université de Rouen (D. Chollet)***
***Encadrement :*** ***C. Giroux (Thèse)***

#### a) Problématique

Il est bien connu que dans de nombreux sports, la performance est étroitement liée à la capacité de l'athlète à produire un haut niveau de puissance (ex : escrime (Guilhem et al. 2014) ; taekwondo (Markovic et al.; 2005), cyclisme (Dorel et al. 2010), sprint (Rabita et al. 2015) ). D'après la relation Force-Vitesse, la production de puissance peut être augmentée soit en améliorant les capacités de l'athlète à développer de hauts niveaux de force sur une même période de temps ou en développant un même niveau de force sur une période plus courte (i.e. vitesse plus importante) (Newton et Kraemer, 1994). Récemment, une approche théorique a proposé d'évaluer, pour une même capacité de puissance, l'équilibre optimal entre les qualités de force et de vitesse pour maximiser les performances (pour détails, voir Samozino et al. 2012). La comparaison entre les relations F-V mesurées et ces relations optimales théoriques pourrait aider à déterminer quelle composante (i.e. force ou vitesse) doit être développée pour améliorer la performance pour une puissance donnée.

#### b) Objectifs

Les buts de cette étude étaient i) de déterminer l'effet d'une pratique sportive de haut niveau sur les profils Force- et Puissance-Vitesse en squat jumps balistique; ii) d'évaluer le niveau d'optimisation de ces profils dans différents sports explosifs.

#### c) Contribution

*Méthode*

Les profils force-vitesse des membres inférieurs ont été évalués chez une cohorte de 95 (38 femmes et 57 hommes) sportifs élites : cyclistes, escrimeurs, taekwondoïstes, sprinters et 15 participants contrôles. Les squats jumps ont été réalisés à 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la charge maximale que chaque participant était capable de soulever une fois (1RM). La puissance maximale théorique ($P_m$), la force maximale théorique ($F_m$) et la vitesse maximale théorique ($v_m$) ont été déterminées à partir des relations force-vitesse individuelles et comparées aux valeurs de force maximale optimale théorique ($F_{op}$) et de vitesse maximale optimale théorique ($v_{op}$) à partir de la procédure mathématique développée par Samozino et al. (2012).

*Résultats principaux et conclusion*

Les sprinters et cyclistes développaient des niveaux de force plus importants que les escrimeurs, les taekwondoïstes, les rameurs et les contrôles. $F_m$ était significativement inférieure

à $F_{op}$ et $v_m$ significativement supérieure à $v_{op}$ pour les escrimeuses, les participantes contrôles, les sprinters masculins, les escrimeurs et les taekwondoïstes hommes (Fig. 21).

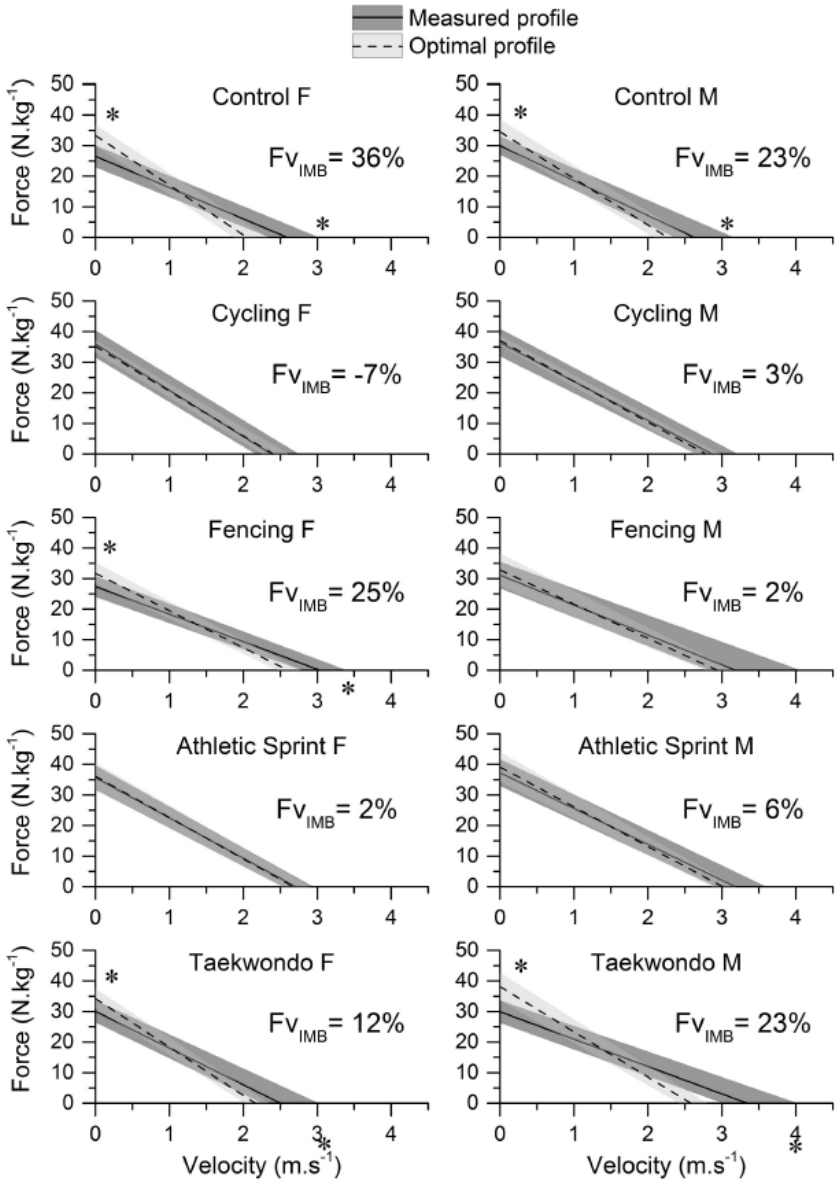



***Fig. 21.*** *Relations force-vitesse mesurées et optimales des athlètes femmes (à gauche) et hommes (à droite) en sprint, cyclisme, escrime, taekwondo, aviron et pour le groupe contrôle. *, différence significative entre les paramètres théoriques maximaux (force et vitesse) des profils mesurés et optimaux (P < 0,05).*

Cette étude a montré que les athlètes élites présentaient des équilibres différents de leur profil force-vitesse entre les sports, reflétant des adaptations spécifiques inhérentes à la pratique chronique de leur activité.

Par ailleurs, les profils n'étaient pas optimisés pour l'ensemble des groupes, ce qui soulève, d'un point de vue pratique, de potentielles sources d'amélioration des performances chez des athlètes très entraînés.

### II.2.4 Déterminants de la performance en compétition réelle ou simulée.

Rabita et al 2015

Samozino et al. 2015

Morin et al., 2016

Slawinski et al., 2016

Guilhem et al. 2014

#### II.2.4.1 Mécanique du sprint

##### II.2.4.1.1 Caractérisation chez les athlètes élites

***Publication associée :***

P19 : 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;25:583-94.

***Collaboration :*** ***Univ. Nantes (S. Dorel) ; Univ. Nanterre (J. Slawinski) ; Univ. Séville (E. Saez de Villarreal, Post-doctorat) ; Univ. Savoie (P. Samozino) ; Univ. Nice (JB Morin).***

a) Problématique

*Limites des mesures en compétition*

Les athlètes élites spécialistes du sprint court (60 et 100m) constituent un modèle unique qui permet l'étude de certains aspects des limites de la locomotion humaine (Denny, 2008). En effet, considérés comme les humains les plus rapides sur terre, leurs caractéristiques musculaires, physiologiques et biomécaniques ont fréquemment été étudiées (Ben Sira et al., 2010; Slawinski et al., 2010). Si l'on considère les sprinters de classe mondiale, les caractéristiques de leurs courses ont été systématiquement décrites lors de compétitions officielles comme lors de championnats du monde d'athlétismes ou de Jeux Olympiques d'été (Taylor et Beneke, 2012; Krzysztof et Mero, 2013). De telles approches permettent la caractérisation des meilleurs 100 m réalisés par les athlètes de classe mondiale qui présentent, à un instant donné, une extrême motivation et en théorie une forme physique et une technique optimale. En revanche, les contraintes liées à l'environnement de ces compétitions internationales ne permettent la mesure que de variables basiques [vitesse, temps de contact, temps de vol (Taylor et Beneke, 2012) ou amplitude et fréquence de la foulée (Krzysztof et Mero, 2013)]. Ces mesures sont issues de séquences vidéo généralement fournies par les chaines de télévision. Le manque de données expérimentales concernant ce type de population limite la compréhension globale des déterminants de la performance en sprint chez les élites. Les données récentes existent mais les analyses se sont généralement focalisées sur une portion unique de la phase d'accélération (Slawinski et al., 2010; Debaere et al., 2013) ou sur la phase d'atteinte de vitesse maximale (Bezodis et al., 2008; Weyand et al., 2000; 2010).

*Phase d'accélération et relations Force- et Puissance-Vitesse*

Il est d'un grand intérêt de pouvoir mesurer les paramètres mécaniques de l'ensemble de la phase d'accélération d'un sprint. En particulier, cela permet de décrire les relations Force- et Puissance-Vitesse, (F-V et P-V, respectivement) pour l'activité spécifique du sprint. De

nombreuses études ont exploré ces relations lors de tâches multi-articulaires (Rahmani et al., 2001; Samozino et al., 2010). Classiquement, les paramètres théoriques suivants sont déduits de cette relation linéaire : la vitesse maximale théorique (V0) calculée par extrapolation à un niveau de force nulle, la force maximale théorique (F0), calculée par extrapolation à un niveau de vitesse nulle, et la puissance maximale (Pmax), valeur maximale du produit de F par V. Caractériser ces variables permet d'évaluer la capacité du système neuromusculaire à générer une puissance maximale et de déterminer le profil mécanique individuel des athlètes. Ces variables sont corrélées à des facteurs de performance du sprint (Morin et al. 2010).

Des tapis-roulant instrumentés permettent de mesurer la phase d'accélération complète du sprint. La vitesse du sujet est donnée par la vitesse du tapis et la force antéropostérieure est mesurée à l'aide de capteurs de forces positionnés sous le tapis-roulant (Morin et al., 2010). Par ailleurs, la mesure de la force de réaction au sol permet également de mesurer la contribution de la force antéropostérieure (qui fait avancer l'athlète) à la force résultante (Fig. 22). En effet, en transposant le concept d'efficacité utilisé en mécanique du sprint, Morin et al. (2011) ont calculé le ratio de force (RF) sur tapis-roulant. RF reflète l'orientation de la force résultante à chaque pas et donc la capacité de l'athlète à orienter efficacement la force sur le sol (vers l'avant). Ce paramètre d'efficacité mécanique est hautement corrélé à la performance sur 100 m.

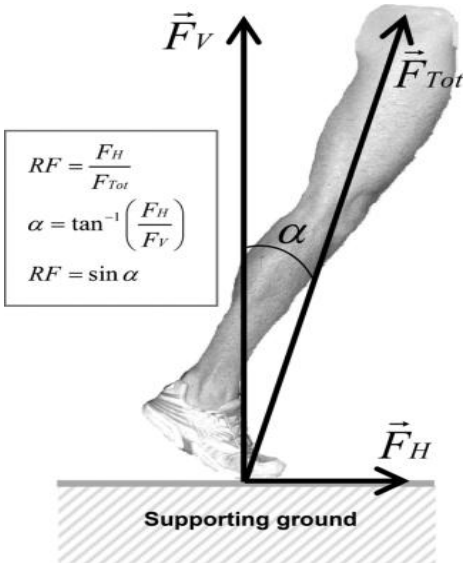



***Fig. 22.*** *Représentation schématique du ratio de force (RF) et ses expressions mathématiques exprimées en fonction de la force résultante (FTot) et de la force nette horizontale (FH) moyennées sur le temps de contact. L'orientation de la force résultante FTot est représentée par l'angle α associé à FH et à la force verticale (FV). (D'après Morin et al., 2011)*

b) Objectifs

Le fait que les mesures soient réalisées sur tapis-roulant impose un départ sans starting block, essentiel dans la performance sur 100m (Slawinski et al., 2010), et limite les vitesses maximales atteintes, bien inférieures à celles mesurées en conditions écologiques (piste de tartan). Par ailleurs, le tapis-roulant contraint en général latéralement l'athlète.

Nous avons eu l'opportunité de caractériser les déterminants mécaniques de la performance en sprint chez neufs athlètes de très haut niveau, dont 4 athlètes de classe mondiale (Médaillés en championnats du monde et/ou d'Europe et/ou aux jeux Olympiques, dont l'actuel recordman d'Europe du 100 m). Grace à un dispositif de plateformes en série, nous avons pu analyser

l'ensemble de la phase d'accélération dans des conditions standard d'entraînement (Cavagna et al. 1971).

Les objectifs de l'étude étaient donc : i) de décrire la mécanique du sprint d'athlètes élites du point de vue des relations F-V, P-V et RF-V; ii) d'analyser les corrélations entre ces profils individuels et les performances afin de caractériser les déterminants de performance en sprint.

c) Contribution

*Méthode*

Neuf sprinters de haut niveau ont participé à cette étude. Le groupe élite (E; n=4) et le groupe sub-élite (SE; n=5) présentaient des records au 100 m compris respectivement entre 9'95" et 10'29" et entre 10'40" et 10'60" au moment des expérimentations.

Cinq sprints de 10, 15, 20, 30 et 40 m ont été réalisés. Afin de reconstruire une accélération virtuelle de 40 m, les paramètres cinétiques de chaque pas ont été mesurés avec un système de plateforme de force en série d'une longueur de 6,60 m (KI 9067; Kistler, Suisse) alors que le starting block, initialement placé sur la première plateforme pour le 10 m, était reculé pour les essais suivants de sorte que 18 contacts ont pu être analysés à partir des composantes de la force de réaction du sol (Fig. 23). L'accélération ($A_Y$) et la vitesse ($V_Y$) antéropostérieure du centre de gravité de l'athlète ont été calculées à partir des signaux de plateformes de force et d'analyses vidéo.

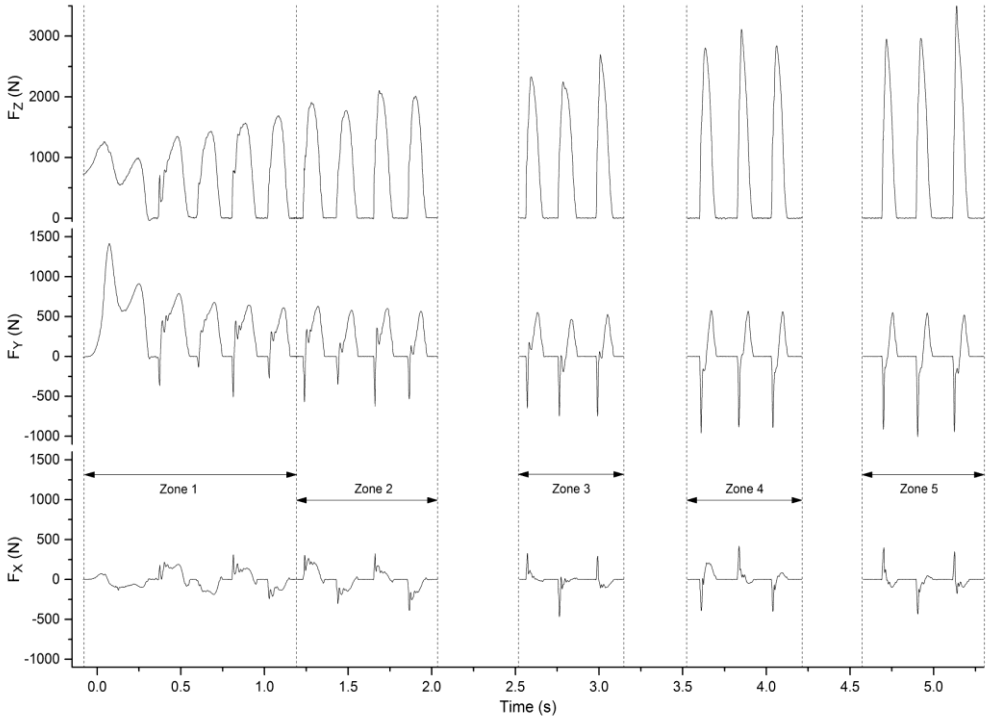



***Fig. 23.*** *Exemple typique de recueil des composantes verticale ($F_V$), antéropostérieure ($F_Y$) et latérale ($F_X$) de la force de réaction du sol (en N) obtenues lors des courses de 10, 15, 20, 30, et 40 m. Pour chaque course, la zone d'étude (aire des plateformes de force) était: (a) 10 m = Zone 1 (−1,4 to 5,2 m; 0 correspondant à la ligne de départ); (b) 15m : Zone 2 (4,6–11,2 m); (c) 20m : Zone 3 (12,4–19,0 m) ; (d) 20 m trial : Zone 4 (22,4–29,0 m) ; (e) 20 m : Zone 5 (32,4–39,0 m); (d'après Rabita et al., 2015, P19).*

*Résultats principaux et conclusion*

Les relations entre d'une part, la force (FY) et la puissance (PY) antéropostérieures et d'autre part, la vitesse de course (VY), ont été pour la première fois caractérisées dans des conditions écologiques. Ces relations sont respectivement bien décrites par des relations linéaires (F-V : $R^2$ moyen = 0,89 ± 0,05) et paraboliques (P-V : $R^2$ moyen = 0,73 ± 0,11). RF est l'une des variables biomécaniques les plus fortement corrélées avec la performance au 40 m ($R^2$ = 0,93; P < 0,001). Ce résultat renforce l'hypothèse que, contrairement à ce qui a été montré lors de la phase du maintien de vitesse maximale, l'orientation de la force résultante appliquée au sol chez les sprinters élites est plus liée à la performance que son amplitude (module) lors de la phase d'accélération (Fig. 24). Bien qu'assez homogène en terme de niveau, l'ensemble des relations permet nettement de distinguer le groupe Elite du groupe Sub-Elite. Par ailleurs, les paramètres de force, de puissance et de ratio de force mesurés au départ à la sortie des starting blocks sont très fortement corrélés au niveau des athlètes.

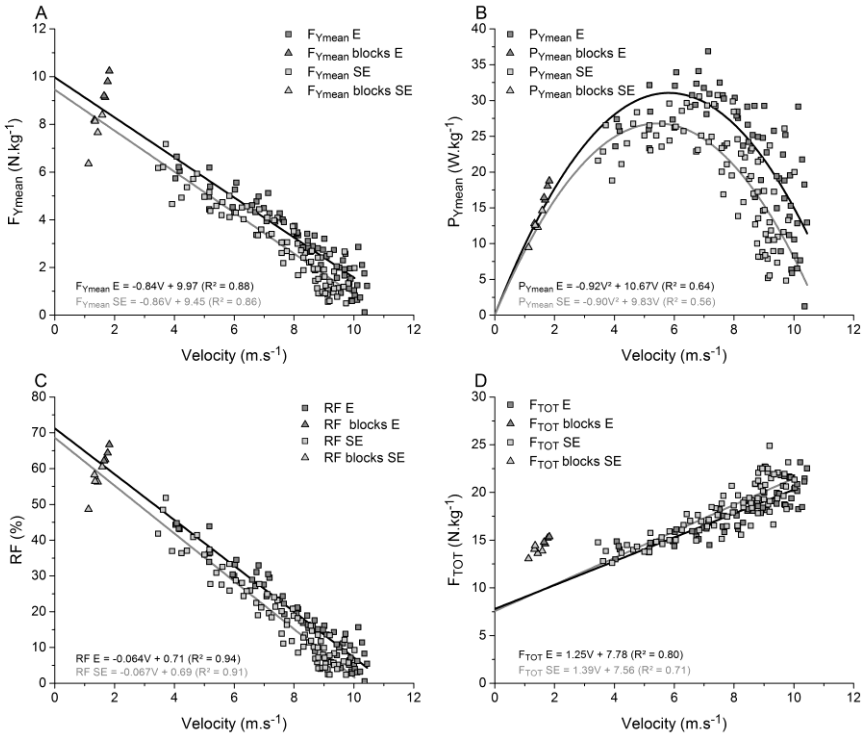



***Fig. 24.*** *A: Composante antéropostérieure de la force de réaction au sol ($F_{Ymean}$); B: Puissance antéropostérieure ($P_{Ymean}$); C: ratio de force (RF) et D: force résultante ($F_{TOT}$) en fonction de la vitesse antéropostérieure (en m.s$^{-1}$) pour les groupes Elite (E; gris foncé) et Sub-Elite (SE; gris clair; d'après Rabita et al., 2015, P19).*

Cette étude est la première qui décrit mécaniquement chez des athlètes élites la phase complète d'accélération du sprint dans des conditions de terrain. Nos résultats ont montré que cette démarche originale offrait un éclairage nouveau sur l'analyse du sprint puisqu'elle permet d'associer la force et la puissance à des vitesses conformes à celles mesurées lors de compétitions. D'un point de vue fondamental, le fait que la population élite soit composée d'athlètes de classe mondiale suggère fortement que les relations F-V, P-V et RF-V caractérisent mécaniquement certaines limites actuelles de la locomotion humaine.

#### II.2.4.1.2 Validation d'une méthode simple

***Publication associée :***

P20 : 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. 2016;26:648-58.

***Collaboration : Univ. Savoie (P. Samozino) ; Univ. Nantes (S. Dorel) ; Univ. Nanterre (J. Slawinski) ; Univ. Séville (E. Saez de Villarreal, Post-doctorat) ; Univ. Nice (JB Morin).***

##### a) Problématique

Nous venons de décrire le fait que cinq sprints suffisaient à rendre compte des caractéristiques mécaniques individuelles d'un athlète. En déterminant les variables clés des profils mécaniques de leurs athlètes, la méthode précédente peut permettre aux entraîneurs d'améliorer leurs contenus d'entraînement. Cependant, si le grand avantage de cette méthode est d'utiliser un outil de référence, les plateformes de force, qui sont le "gold standard" en matière d'analyse des forces et des accélérations du centre de masse d'un sujet en mouvement (Cavagna 1975), rendent néanmoins cette technique difficilement transférable pour des mesures régulières. Samozino et al. (2015) ont donc proposé une méthode simple pour quantifier les profils F-, P- et RF-V décrits précédemment. Cette méthode est basée sur une approche de dynamique inverse appliquée au centre de gravité (CG) du sujet (di Prampero et al., 2015). Elle offre l'avantage de n'utiliser que des données anthropométriques et des vitesses de course très faciles à collecter. Cette modélisation de la mécanique du sprint, qui a fait l'objet de recherches dès le début du siècle (Furusawa et al. 1927) n'a jamais été validée à partir d'un gold standard.

La méthode est basée sur le fait que la courbe vitesse(v)-temps lors de la phase d'accélération d'un sprint peut être modélisée par une fonction mono-exponentielle

$V(t) = Vmax.(1-e^{(-t/\tau)})$

où Vmax est la vitesse maximale et $\tau$ la constante de temps.

La position (X) et l'accélération (A) horizontales du CG peuvent s'exprimer respectivement après intégration et dérivation de v(t) par rapport au temps :

$X(t) = Vmax.(t + \tau.e^{(-t/\tau)}) - Vmax.\tau$

$A(t) = (Vmax/\tau).e^{(-t/\tau)}$

La composante horizontale de la force ($F_H$) de réaction du sol peut être modélisée par rapport au temps par l'équation suivante :

$F_H(t) = m.A(t) + Faero$

avec Faero les forces de frottements aérodynamiques.

(NB1 : $F_H$ est analogue à la force antéropostérieure ($F_Y$) de la méthode précédemment décrite et qui décomposait la force horizontale en une composante antéropostérieure et une composante latérale ($F_X$))

$F_V$, la composante verticale de la force de réaction du sol est considérée comme égale au poids du corps (di Prampero et al. 2015).

Comme pour la méthode précédente (Rabita et al. 2015), l'indice d'efficacité mécanique peut être quantifié à chaque pas par le ratio de force (RF en %), contribution de $F_H$ à la force résultante ($F_{TOT}$).

b) Objectif

L'objectif de l'étude était de valider la méthode simple de quantification des paramètres mécaniques du sprint à l'aide d'une méthode de validité concurrente en la comparant à la méthode standard décrite précédemment (Rabita et al. 2015).

c) Contribution

*Méthode*

Neuf athlètes élites ou sub-élites ont accompli 5 sprints maximaux (10, 15, 20 30 et 40 m). Les caractéristiques des relations individuelles F-V et P-V, RF-V et les paramètres associés F0, V0 et Pmax ont été quantifiés par les deux méthodes. Les biais, les limites de concordance et les biais absolus ont été calculés pour la comparaison des deux méthodes (Samozino et al. 2015).

*Méthode de référence* : cf. Rabita et al. 2015.

*Méthode simple proposée* : pour chaque athlète, les meilleurs temps ont été mesurés à l'aide de cellules photoélectriques positionnées sur la ligne d'arrivée des 5 sprints (10, 15, 20, 30 et 40 m). Ces temps ont été utilisés pour déterminer Vmax et la constante de temps τ d'après la fonction mono-exponentielle $v(t) = v_{max}.(1-e^{(-t/\tau)})$ et une régression des moindres carrés. D'après ces 2 paramètres, V(t), A(t), $F_H(t)$ et $F_V(t)$ ont été modélisés à l'aide des équations décrites ci-dessus. Par ailleurs, la répétabilité inter-essais de la méthode a été estimée sur 6 autres sprinters à partir de l'erreur standard de mesure (SEM).

*Résultats principaux et conclusion*

Un exemple de relations F-V, P-V et RF-V obtenues par les deux méthodes pour un athlète est présenté sur la figure 25.

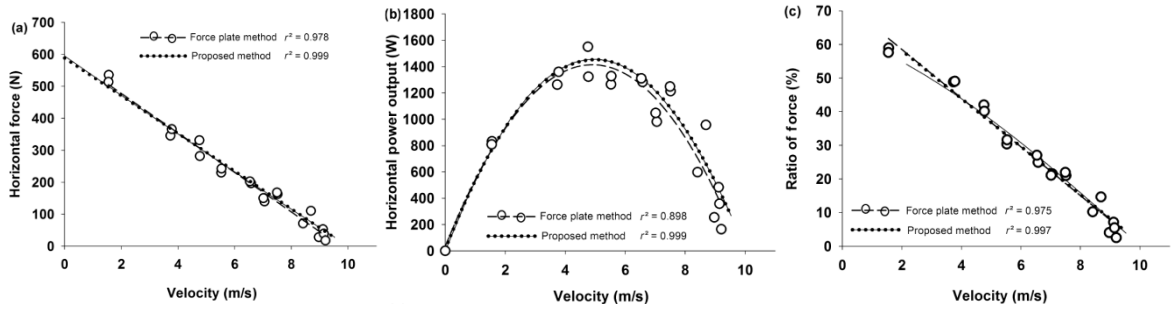



***Fig. 25.*** *Exemples typiques de relations force-vitesse (a) puissance-vitesse (b) et ratio de force-vitesse (c) obtenus pour un sprinter. Les cercles vides représentent les valeurs moyennes de chaque pas obtenues par les plateformes de force et la ligne en pointillés correspond à l'ajustement linéaire ou polynomial de ces points. La ligne pleine correspond aux valeurs modélisées avec la méthode simple proposée et les points noirs la régression associée (d'après Samozino et al. 2016).*

Pour la population testée, ces relations sont correctement ajustées par des régressions respectivement linéaire et polynomiale ($r^2$ de 0.86 à 0.99, $P < 0.001$). Les biais faibles et les limites de concordance étroites entre les deux méthodes, ainsi que les SEM inférieures à 5%

pour les principales variables associées aux relations F-V, P-V et RF-V montrent une forte validité concurrente (Tableau 2).

| | Reference Method | Proposed Method | Bias | 95% agreement limits | Absolute Bias (%) | Standard Error of Measurement (%) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| $F_0$ (N) | 654 ± 80 | 638 ± 84 | -15.9 ± 25.7 | [ -66.3 ; 34.5 ] | 3.74 ± 2.69 | 3.57 |
| $v_0$ ($m.s^{-1}$) | 10.20 ± 0.36 | 10.51 ± 0.74 | 0.32 ± 0.52 | [ -0.7 ; 1.3 ] | 4.77 ± 3.26 | 1.40 |
| $P_{max}$ (W) | 1669 ± 253 | 1680 ± 280 | 10.56 ± 45.01 | [ -77.7 ; 98.8 ] | 1.88 ± 1.88 | 2.33 |
| $D_{RF}$ ($\%.s.m^{-1}$) | -6.80 ± 0.28 | -6.80 ± 0.74 | -0.002 ± 0.58 | [ -1.139 ; 1.135 ] | 6.04 ± 5.70 | 4.86 |

**Tableau 3. Valeurs moyennes (ET) des variables attestant de la validité et de la répétabilité de la méthode simple proposée.**

Cette étude propose une méthode simple, précise, répétable et valide pour évaluer les profils mécaniques individuels lors de sprints maximaux. C'est une méthode avantageuse pour une utilisation de terrain puisqu'elle ne requiert que le recueil de données basiques et très faciles à collecter hors d'un contexte de laboratoire (données anthropométriques et 5 temps intermédiaires de vitesse ou la vitesse instantanée obtenues, avec un seul sprint maximal).

### II.2.4.1.3 Analyse des Championnats du Monde et des Jeux Olympiques

***Publications associées :***

P24 : 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;27:45-54.

***Collaboration :*** ***Univ. Nanterre (J. Slawinski, N Termoz) ; Univ. Nantes (S. Dorel) ; Univ. Nice (JB Morin) ; Univ. Savoie (P. Samozino)***

#### a) Problématique.

La finale du 100 m est en général l'évènement phare lors des championnats du monde d'athlétisme ou des Jeux Olympiques d'été car il consacre l'homme ou la femme la plus rapide à un instant donné. Comme nous l'avons dit précédemment, si ces évènement sportifs majeurs permettent l'analyse des 100 m des meilleurs athlètes qui présentent une motivation maximale et une forme physique optimale, les recueils de données possibles ne sont en général que très basiques. Par ailleurs, le sous-chapitre précédent a montré qu'une méthode très simple, précise et valide (Samozino et al. 2016), qui ne requiert que des données anthropométriques et les relations vitesse-temps de sprints maximaux, permettait la caractérisation de profils Force- et Puissance-Vitesse ainsi que des paramètres d'efficacité mécanique du pas (RF). L'utilisation de cette méthode dans le cadre de l'analyse des finales de 100 m des évènements majeurs devenait alors évidente pour deux raisons. L'une tient à l'amélioration de la compréhension des limites actuelles de la locomotion humaine. L'autre est liée à la caractérisation des profils mécaniques et leur comparaison entre les meilleurs sprinters hommes et femmes. Depuis les Championnats du monde de Rome en 1987, l'Association Internationale des Fédérations d'Athlétisme (IAAF) fournit des rapports biomécaniques des compétitions dans lesquels les temps intermédiaires (tous les 10 ou 20 m) sont relevés. Ces données offrent une opportunité unique pour explorer les déterminants de la performance du 100 m chez les hommes et femmes avec la méthode simple décrite précédemment.

b) Objectif

L'objectif de l'étude était donc de comparer les variables mécaniques des femmes et des hommes finalistes des compétitions internationales majeures des 30 dernières années. Cette comparaison était réalisée sur la phase d'accélération et sur la phase de décélération du sprint.

c) Contribution

*Méthode*

Les données de cette étude ont été obtenues d'après les relations distance-temps de 100 finales du 100 m (50 finales Homme et 50 finales Femme). Chaque course a été analysée à l'aide d'une fonction d'ajustement bi-exponentielle de la relation distance-temps (Morin et al. 2006).

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

Où x(t) est la position horizontale du CG du sprinter, Vmax sa vitesse maximale, $\tau 1$ et $\tau 2$ les constantes de temps respectivement de la première et seconde fonction exponentielle. La méthode de Samozino et al. (2016) permet de mesurer les variables mécaniques décrites précédemment lors de la phase d'accélération (du départ à Vmax). En ce qui concerne la phase de décélération (de Vmax à la fin), les valeurs moyennes de force, puissance et vitesse sont calculées.

*Résultats principaux et conclusion*

Les évolutions temporelles de la vitesse, la force et la puissance antéropostérieures sont présentées sur la figure 26 et les relations Force- et Puissance-Vitesse antéropostérieures sont présentées sur la figure 27.

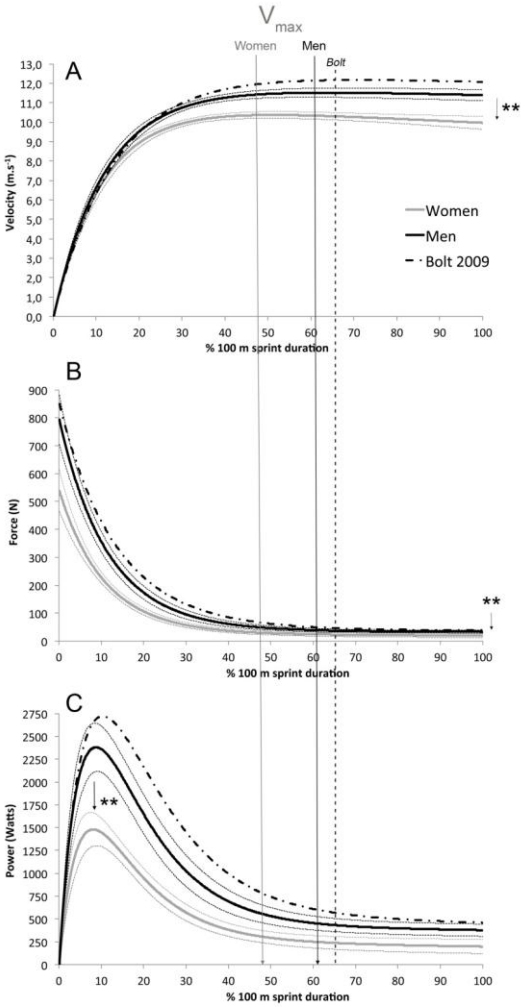



***Fig. 26.*** *Evolution temporelle des valeurs moyennes (± ET) de vitesse (A), de force (B) et de puissance (C) exprimées en % de la durée du 100 m chez les femmes (en gris) et les hommes (en noir). Les courbes en pointillés représentent les données du record du monde d'Usain Bolt (Berlin, 2009). Les traits verticaux représentent les temps d'atteinte de la vitesse maximale pour chaque groupe et pour Usain Bolt. ** Différence significative à P<0.001 entre hommes et femmes.*

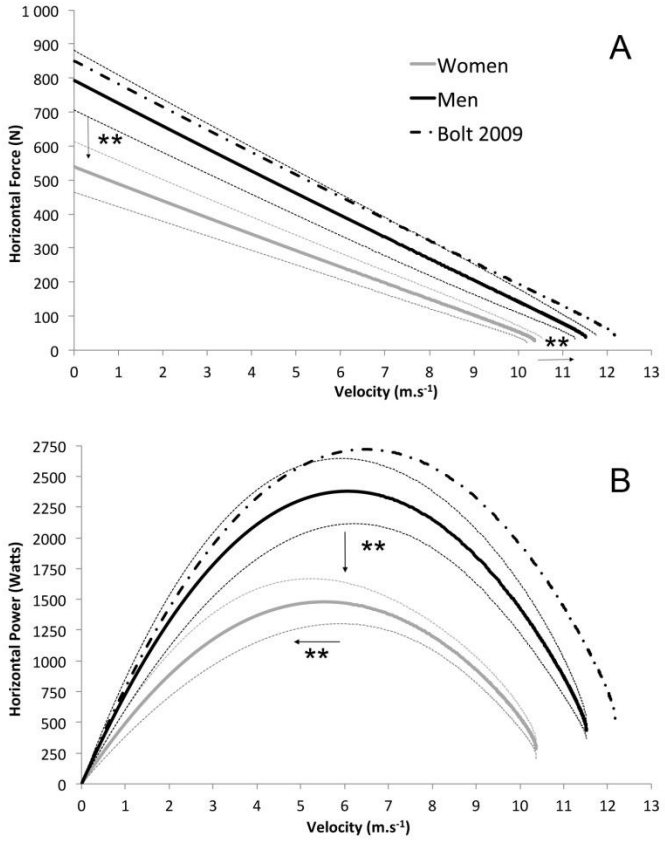



***Fig. 27.*** *Relations Force-Vitesse (A) et Puissance-Vitesse (B) moyennes (± ET) chez les femmes (en gris) et les hommes (en noir) calculées d'après la méthode simple de Samozino et al. (2016). Les courbes en pointillés représentent les données du record du monde d'Usain Bolt (2009). ** Différence significative à P<0.001 entre hommes et femmes (d'après Slawinski et al., 2017).*

Nos résultats confirment comme attendu que la vitesse maximale atteinte est fortement corrélée à la performance (r=-0,90 chez les hommes et r=-0.74 chez les femmes ; P<0.0001). D'un point de vue purement descriptif, les performances de niveau mondial requièrent des vitesses maximales de 11,53 m/s (41,5 km/h) pour les hommes et 10,39 m/s (37,4 km/h pour les femmes). Cette très forte corrélation suggère que pour améliorer le record de Florence Griffith-Joyner de 1988, la sprinteuse devra vraisemblablement atteindre une vitesse maximale de 11,0 m/s et le sprinter devra dépasser les 12,2 m/s (43,9 km/h) atteints par Usain Bolt en 2009.

Les comparaisons entre hommes et femmes sont présentées au tableau 4.

| | Men | | Women | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | *Mean* | *± SD* | *Mean* | *± SD* | *% Difference* |
| *Entire race* | | | | | |
| $F_{mean}$ *(N.kg$^{-1}$)* | 1.3 | ± 0.1 | 1.3 | ± 0.1 | -0.9 |
| $P_{mean}$ *(W.kg$^{-1}$)* | 8.6 | ± 0.7 | 11 | ± 0.7 | -21.8** |
| *Acceleration phase* | | | | | |
| $F_0$ *(N.kg$^{-1}$)* | 9 | ± 1.6 | 10.1 | ± 0.9 | -10.9** |
| $P_{max}$ *(W.kg$^{-1}$)* | 24.5 | ± 4.2 | 30.3 | ± 2.5 | -19.1** |
| $v_0$ *(m.s$^{-1}$)* | 10.5 | ± 0.2 | 11.6 | ± 0.2 | -9.5** |
| $A_{mean_accel}$ *(m.s$^{-2}$)* | 1.82 | ± 0.22 | 1.83 | ± 0.24 | 0 |
| $F_{mean_accel}$ *(N.kg$^{-1}$)* | 2.2 | ± 0.2 | 2.2 | ± 0.2 | 1.1 |
| $P_{mean_accel}$ *(W.kg$^{-1}$)* | 12.9 | ± 1.2 | 14.3 | ± 1.3 | -9.6** |
| *Deceleration phase* | | | | | |
| $A_{mean_decel}$ *(m.s$^{-2}$)* | -0.06 | ± 0.03 | -0.03 | ± 0.02 | 60.0** |
| $F_{mean_decel}$ *(N.kg$^{-1}$)* | 0.39 | ± 0.09 | 0.44 | ± 0.06 | -10.9** |
| $P_{mean_decel}$ *(W.kg$^{-1}$)* | 4 | ± 0.9 | 5.1 | ± 0.7 | -21.0** |
| $V_{max}$-$V_{end}$ *(%Vend)* | -4 | ± 3.1 | -1.2 | ± 1.0 | 233.3** |

**Tableau 4. Comparaison des variables mécaniques des hommes et des femmes mesurées lors des phases d'accélération et de décélération du 100 m (d'après Slawinski et al., 2017).**

En ce qui concerne la phase d'accélération, les résultats montrent que presque toutes les variables mécaniques sont supérieures chez les hommes par rapport aux femmes (Tab. 4). Il faut cependant noter que ni l'accélération moyenne ni la force relative moyenne pendant cette phase ne sont différents d'un sexe à l'autre. En ce qui concerne la phase de décélération, les hommes sont moins affectés par la chute de vitesse que les femmes. Cette diminution plus faible chez les hommes pourrait s'expliquer par une phase de décélération plus courte due à l'atteinte retardée de la vitesse maximale chez les hommes par rapport aux femmes. Une accélération plus courte et une plus longue décélération chez les femmes, en raison d'une capacité inférieure à produire une force horizontale importante à vitesse élevée (c'est-à-dire V0 plus faible) peuvent expliquer à la fois leur vitesse de course maximale inférieure et leur plus faible capacité à maintenir la vitesse maximale. En accord avec les études récentes (Morin et al., 2012 ; Rabita et al. 2015), cette étude met en évidence l'importance de la capacité à produire une force horizontale sur le sol à très grande vitesse.

### II.2.4.2 Déterminant de l'efficacité de gestes spécifiques en Escrime

***Publication associée :***

P16 : Guilhem G, Giroux C, Couturier A, Chollet D, Rabita G. Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault. Med Sci Sports Exerc. 2014;46:341-50.

***Collaboration :*** ***Université de Rouen (D. Chollet)***
***Encadrement :*** ***C. Giroux (Thèse)***

#### a) Problématique

L'escrime fait partie des sports qui requièrent de très courtes actions décisives, faisant de la vitesse de mouvement un critère essentiel à la performance, notamment en Sabre (Tsolakis et

al., 2010). Il est bien établi que l'exécution répétée de mouvements spécifiques provoque des adaptations musculaires (Osu et al., 2002). Ainsi les sabreuses élites présentent une asymétrie des groupes musculaires directement reliée à leur pratique intensive. Cependant, très peu de données sont disponibles concernant les patterns d'activation musculaire des membres inférieurs. De telles données pourraient éclairer sur les déséquilibres morphologiques des sportifs de cette activité hautement dissymétrique. Par ailleurs, la caractérisation des activités musculaires lors d'assauts spécifiques pourrait mener à une meilleure compréhension des contraintes liées aux déplacements en Sabre. Une étude biomécanique démontre les relations étroites entre les stratégies cinématiques, l'activation musculaire des membres supérieurs et certains critères de performance en escrime (Frère et al. 2010). La qualité des déplacements étant prépondérante à très haut niveau, il est probable que des liens existent entre les activités musculaires des membres inférieurs et l'efficacité mécanique d'un geste spécifique (e.g. : la fente).

### b) Objectifs

Les buts de cette étude étaient i) d'investiguer les patterns d'activation des membres inférieurs pendant un assaut spécifique en sabre; ii) de déterminer les relations entre la force musculaire et les critères de performance de déplacement lors de l'assaut.

### c) Contribution

*Méthode*

Dix sabreuses élites faisant partie du pôle France, dont les 4 membres de l'équipe médaillée de bronze aux championnats du monde 2010, ont participé à cette étude. La force de flexion et d'extension des articulations de la cheville, du genou et de la hanche était évaluée grâce à un dynamomètre isocinétique (Fig. 28).

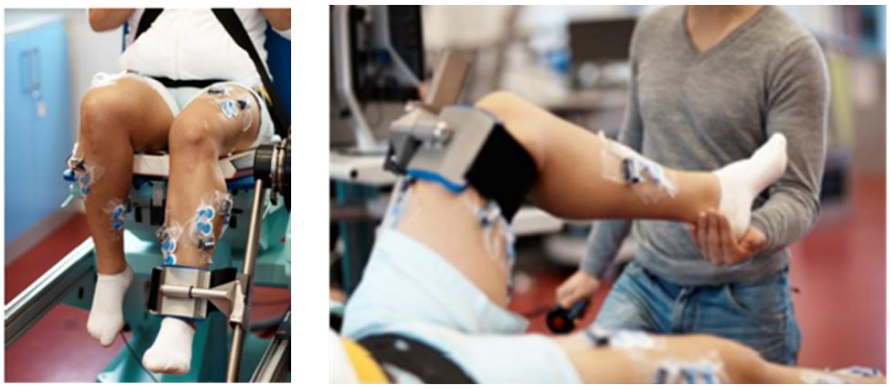


***Fig. 28.*** *Mesure des forces musculaires (genou à gauche, hanche à droite à l'aide d'un ergomètre isocinétique Con-Trex) et de l'acitvité électromyographique.*

Parallèlement à ce test analytique, des tests de déplacements spécifiques étaient réalisés. Les sabreuses devaient accomplir des assauts de type *marché-fente* (un pas suivi d'une fente) comme indiqué sur la figure 29. Les composantes verticale et horizontale de la force de réaction au sol étaient mesurées à l'aide d'un système de plateformes positionnées en série sur une longueur de 6,60 m.

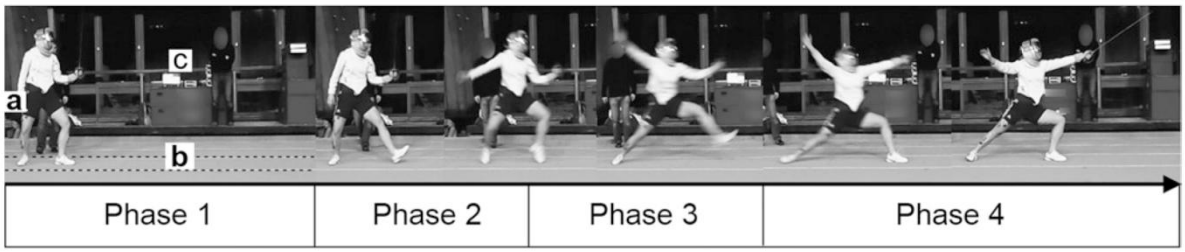



***Fig. 29.*** *Représentation séquentielle des quatre phases d'un assaut marché-fente en sabre élite. A. Electrodes EMG Wi-Fi ; B. système de 6 plates-formes de force disposées en série (6,60m de long) ; C. Unité d'acquisition et de synchronisation de l'EMG et des plates-formes de force. Les 4 phases ont été déterminées à l'aide des signaux de plateformes de force et sont décrit dans la partie résultats.*

Lors des deux types de tests, l'activité électromyographique de 15 muscles (7 muscles des deux membres inférieurs et le gluteus maximus du coté de la jambe arrière) a été mesurée.

*Résultats principaux et conclusion*

Les signaux de plateforme de force ont révélé 4 phases présentées sur la figure 29 et 30 : deux phases propulsives (phase 1 et 3) et une phase de freinage (phase 4). Selon la sabreuse concernée, la phase 2 incluait soit une propulsion soit un freinage.

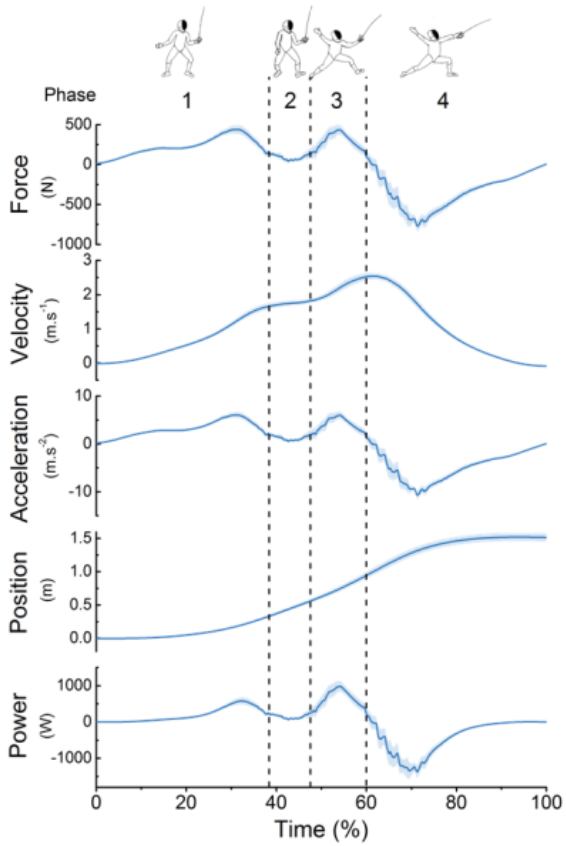



***Fig. 30.*** *Valeurs moyennes (±ET) de paramètres mécaniques représentés en fonction du temps lors du marché-fente. Le temps de mouvement est exprimé en % de temps total d'exécution du mouvement.*

Les patterns d'activation présentés sur la figure 31 indiquaient deux importantes bouffées d'activation correspondant aux phases 1 et 3 pour le rectus femoris (RF), le vastus lateralis (VL), le soleus (SOL) et le gastrocnemius lateralis (GL). En ce qui concerne la jambe avant, le VL était activé en phase 4, le RF de la phase 2 à 4 et le GL en phases 2 et 4.

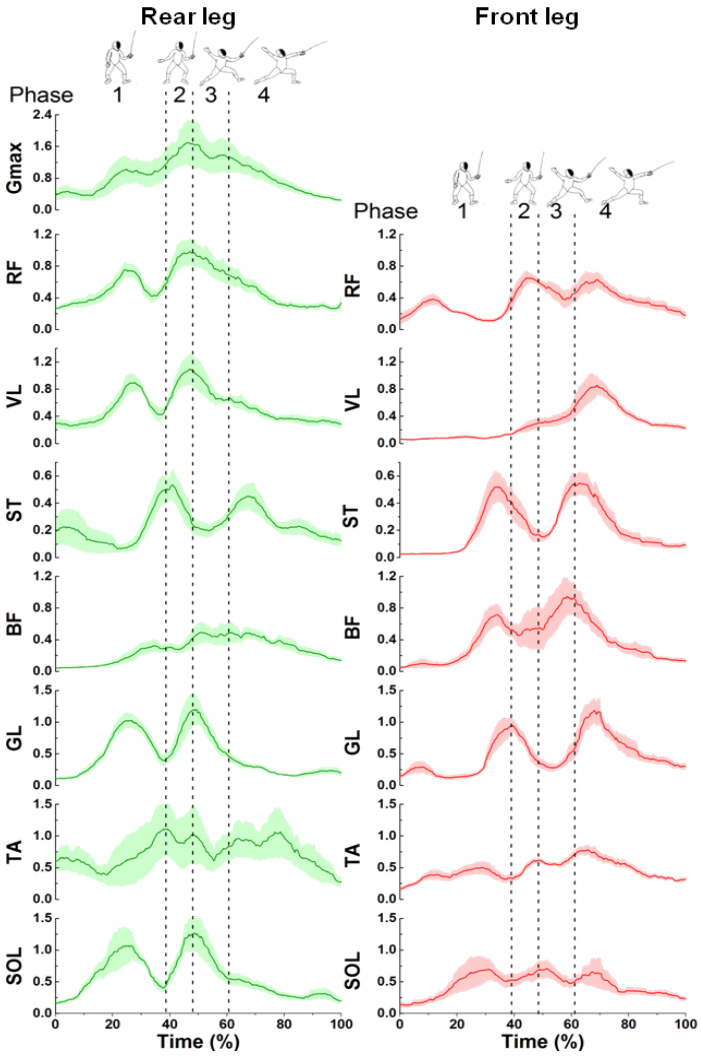



***Fig. 31.*** *Patterns moyens (±ET) d'activation EMG normalisée (1 correspond à l'activité maximale isométrique) des membres inférieurs exprimés en fonction du temps relatif d'exécution du marché-fente.*

L'analyse de régression multiple a mis en évidence une relation positive significative entre la force maximale d'extension de la hanche avant et la vitesse maximale de déplacement ($v_{max}$) ainsi que la distance totale parcourue ($d_{tot}$). Elle a également montré une relation significative entre les extenseurs du genou de la jambe arrière et $d_{tot}$. L'impulsion (force × temps) lors des phases 1 et 3 était également corrélée à $v_{max}$. L'impulsion de la phase 3 était corrélée significativement à $v_{max}$. Le faible écart-type des patterns mécaniques mesurés lors des déplacements (Fig. 30) indique une faible variabilité interindividuelle du geste chez ces athlètes élites en dépit de stratégies motrices variables (Fig. 31). Comme attendu, les extenseurs du genou arrière et les extenseurs de hanche semblent être prépondérants dans l'exécution de l'assaut. Le fait que les extenseurs de la jambe avant soient activés lors des phases frénatrices 2 et 4 explique vraisemblablement qu'ils produisent des force supérieures à celles des extenseurs de la jambe arrière. Ceci peut s'expliquer par le fait que les actions de freinage sont excentriques et qu'il est bien établi que cette modalité de contraction est plus efficace que la modalité en

concentrique pour développer la force maximale (e.g. Guilhem et al. 2013). Cette étude est la première à caractériser l'activité musculaire des membres inférieurs et la mécanique associée lors d'un geste spécifique d'escrime. Elle permet d'expliquer en partie les adaptations asymétriques des sabreuses élites. De manière pratique, elle fournit des informations utiles dans un cadre de programmation du renforcement musculaire pour ce type de population.

### II.2.5 Autres travaux

#### II.2.5.1 Publications non détaillées

*Chapitre II.2.1*

P25 : Hauraix H, Dorel S, Rabita G, Guilhem G, Nordez A. Muscle fascicle shortening behaviour of vastus lateralis during a maximal force-velocity test. Eur J Appl Physiol. 2017; Sous presse.

***Collaboration : Univ. Nantes (A. Nordez, S. Dorel, H. Hauraix)***

*Chapitre II.2.2*

P10 : Le Meur Y, Dorel S, Rabita G, Bernard T, Brisswalter J, Hausswirth C. Spring-mass behavior and electromyographic activity evolution during a cycle-run test to exhaustion in triathletes. J Electromyogr Kinesiol. 2012;22:835-44.

***Collaboration : Univ. de Toulon (T. Bernard, J. Brisswalter) ; FF triathlon (G. Honnorat)***

*Chapitre II.4.1*

P21 : Morin JB, Slawinski J, Dorel S, de Villareal ES, Couturier A, Samozino P, Brughelli M, Rabita G. Acceleration capability in elite sprinters and ground impulse: Push more, brake less? J Biomech. 2015;48:3149-54.

***Collaboration : Univ. Nice (JB Morin) ; Univ. Nanterre (J. Slawinski) ; Univ. Nantes (S. Dorel) ; Univ. Séville (E. Saez de Villarreal, Post-doctorat) ; Univ. Savoie (P. Samozino) ;. Univ. Aukland (M. Brughelli).***

#### II.2.5.2 Publications hors-synthèse

P14 : 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. 2014;38:248-52.

***Collaboration : APHP Poincaré -Univ. Paris Ouest (D. Pradon) ; Univ. Genève (A. Mazure-Bonnefoy) ; APHP Mondor-Univ.Paris Est (E. Hutin) ; Univ. Versailles SQY (R. Zory)***

P5 : Gauche E, Lepers R, Rabita G, Leveque JM, Bishop D, Brisswalter J, Hausswirth C. Vitamin and mineral supplementation and neuromuscular recovery after a running race. Med Sci Sports Exerc. 2006;38:2110-7.

***Collaboration : Univ. Dijon (R. Lepers) ; Univ. de Toulon (T. Bernard, J. Brisswalter) ; Univ. Western Australia (D. Bishop)***

# CHAPITRE III - Conception et direction d'activités de recherche

*Initiation à la coordination et l'animation d'activités des recherche.*

Mes premières expériences d'animation et de coordination d'activités de recherche ont commencé en thèse. En réalisant les missions au sein de deux structures médicales (*le Service de Médecine Physique et de Réadaptation, SMPR, du CHRU de Lille* et le *Centre de Rééducation et de Réadaptation Fonctionnelles Spécialisées l'Espoir, CRRFSE*), j'ai dû organiser et réaliser les sessions expérimentales en répondant aux contraintes générales inhérentes à ces centres médicaux. J'avais également pour tâche de gérer en partie la coordination du projet entre ces deux structures médicales et les deux laboratoires de recherche associés au projet (le *Laboratoire d'Etudes de la Motricité Humaine (LEMH), de l'Université de Lille 2* et *l'UMR-CNRS Biomécanique et Génie Biomédical de l'Université de Technologie de Compiègne*). Enfin, d'un point de vue opérationnel, je mettais en œuvre les sessions expérimentales rendues extrêmement exigeantes du fait des caractéristiques de la population composée de patients atteints de pathologies très lourdes (hémiplégie, paraplégie, sclérose en plaque). L'ensemble de ces expériences a incontestablement émancipé mon aptitude à animer et coordonner des projets de recherche.

*Conception de projets de recherche à l'INSEP : encadrement d'étudiants et financements*

J'ai conçu ou co-conçu l'ensemble des projets de recherche pour lesquels j'ai encadré ou j'encadre des doctorants (n= 3 : 2 thèses soutenues et 1 en cours), des étudiants de M2 (n=9), de M1 (n=7) et des élèves ingénieurs (n=5).

Parmi ces projets, j'ai rédigé le projet scientifique qui a mené au partenariat entre l'INSEP et Natural Grass®, société de conception de terrains de football hybrides (inventeur de la technologie Airfibr™) qui a abouti à un financement de 376,3 k€ HT, hors contrat CIFRE qui permet de financer la thèse en cours d'Enzo Hollville. Dans le cadre de ce projet, j'ai également obtenu un financement de la part de la société Supersonic Imagine®, traduit en terme de remise sur l'appareil échographique ultrarapide Aixplorer™ d'une valeur de 54,1 k€ HT.

Par ailleurs, j'ai co-rédigé le projet de thèse de Caroline Giroux pour lequel elle a obtenu un Contrat Doctoral de l'Université de Rouen (64 k€/3 ans bruts hors charge)

Parmi les stages de niveau master que j'ai encadrés, plusieurs ont été réalisés dans le cadre de projets dont j'ai obtenu un financement en tant que responsable principal ou co-responsable issu de l'appel à projets recherche du Ministère des sports :

*(hors projets en tant de collaborateur)*

| | |
|---|---|
| 2015 : *Analyse mécanique et neuromusculaire du sprint* (responsable Projet) | 22 k€ TTC |
| 2013 : *Quantification de la charge mécanique en Handball* (responsable Projet) | 32 k€ TTC |
| 2008 : *Paramètres mécaniques et fatigue en course à pied* (co-responsable projet) | 57 k€ TTC |
| 2006 : *Effets de la raideur de la cheville chez les pongistes élites* (responsable Projet) | 12 k€ TTC |
| 2004 : *Propriétés mécaniques chez les sportifs de haut-niveau (*responsable Projet) | 8 k€ TTC |

*Responsable d'une thématique de recherche et membre du bureau directeur*

Depuis janvier 2016, je suis responsable du thème scientifique n°3 du Laboratoire SEP, (EA 7370) : "Analyse des facteurs neuromusculaires et biomécaniques du geste sportif". Avec la direction du Laboratoire, cette mission m'amène à gérer les orientations stratégiques des chercheurs titulaires et doctorants dont les objets d'études sont principalement liés à ce thème de recherche (Fig. 32). De plus, à ce titre je suis membre du bureau directeur du laboratoire et participe donc activement aux stratégies mises en place en vue des prochaines échéances du

laboratoire et notamment de son évaluation en 2018 par l'HCERES. L'ensemble de ces actions est évidemment mené en liens étroits avec Gaël Guilhem, directeur du Laboratoire SEP et Jean-François Robin, responsable de l'Unité Recherche de l'INSEP.

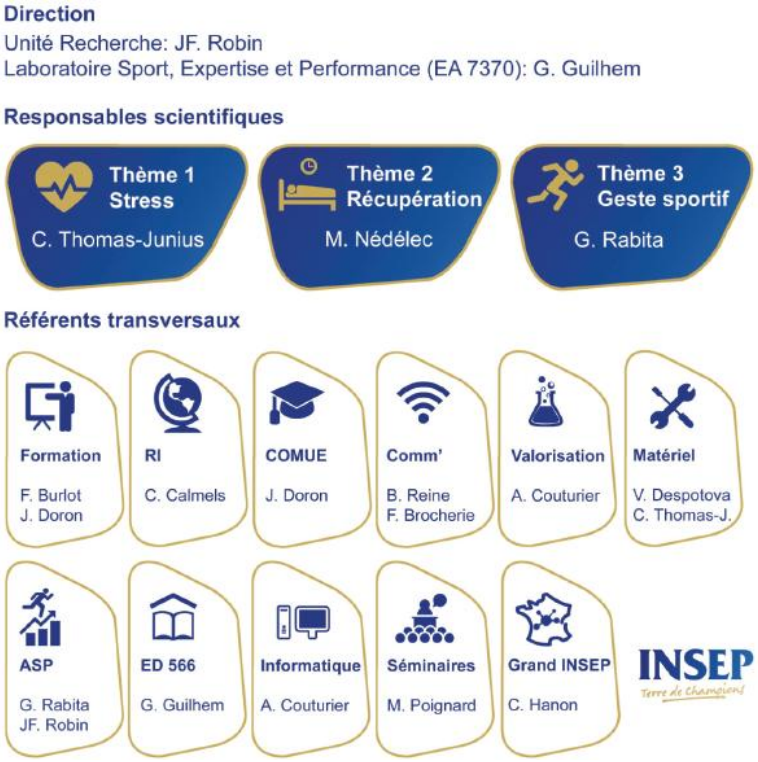



***Fig. 32.*** *Organisation fonctionnelle du Laboratoire SEP. RI : relations internationales ; COMUE : Communauté d'Universités et d'Établissements ; ASP : accompagnement scientifique de la performance ; ED : école doctorale.*

Mes responsabilités concernent également l'accompagnement scientifique de la performance (ASP ; Fig. 32). Cette mission consiste à organiser et optimiser le soutien que l'Unité Recherche est à même de proposer aux fédérations sportives. Comme détaillé au chapitre I.2.2., elle est prépondérante dans notre activité à l'INSEP. Cette mission de coordination et d'animation demande de mobiliser les chercheurs impliqués sur les actions prioritaires, notamment par la voie de l'implication des doctorants et de la collaboration des différentes équipes de recherche. Cette activité contribue également très significativement à développer des aptitudes de management que je peux réinvestir dans mon activité d'encadrement de la recherche.

*Coordination de projets de recherche.*

Les divers projets menés depuis mon arrivée en tant que chercheur à l'INSEP m'ont amené à gérer des collaborations avec diverses équipes de recherches. Faire émerger ces collaborations composées de chercheurs dont les compétences sont complémentaires est devenue une priorité puisqu'elles permettent une compréhension globalisée d'un thème de recherche. A ce titre, le projet "Mécanique du sprint élite" que je coordonne pour l'INSEP en est un exemple parlant. Il met en lien des chercheurs de 4 universités distinctes dont les compétences permettent d'explorer différents aspects de la biomécanique de la locomotion humaine, depuis les interactions musculotendineuses jusqu'au mouvement global.

# CHAPITRE IV - Perspectives de recherche

# IV.1. Propriétés élastiques, interactions muscle-tendon et caractéristiques du mouvement

## IV.1.1 Rôle des interactions muscle-tendon in vivo dans la dissipation d'énergie

Ce travail fait partie de la thèse d'Enzo Hollville que je co-encadre avec Antoine Nordez (Univ. Nantes) et Christine Hanon (INSEP) en collaboration avec Gaël Guilhem et Jennyfer Lecompte. La première étude a pour but de décrire les interactions muscle-tendon des fléchisseurs plantaires et des extenseurs du genou au cours de réceptions de sauts en contre-bas. Elle doit servir de base aux études inscrites dans le thème central de la thèse : comparaison de ces interactions en fonction de la surface du terrain (synthétique - naturelle - hybride, cf. sous-chapitre IV.1.2 et IV.4.1.1.).

### a) Problématique

Les sauts sont des éléments fondamentaux et souvent décisifs des sports collectifs. Si la plupart des études biomécaniques s'intéressent à leur phase de propulsion dans un cadre d'analyse de la performance, celles qui tentent de caractériser leur phase d'atterrissage sont en général liées à la prévention des blessures. En effet, la question de la dissipation d'énergie a été largement traitée lors de cette phase du saut où le sportif peut être amené à supporter plusieurs fois son poids de corps lors du contact au sol (DeVita et Skelly 1992 ; Yeow et al. 2010). Or, la capacité des structures musculotendineuses à dissiper l'énergie est fondamentale pour prévenir les blessures musculaires (Proske et Morgan, 2001). Suite aux travaux de Griffiths (1991), une série d'études animales a caractérisé les interactions muscle-tendon et a montré comment les propriétés du tendon influençaient l'énergie dissipée par les muscles (Roberts et Azizi, 2010 ; Konow et al., 2012). Le tendon agit comme un absorbeur de choc pour limiter l'amplitude et la vitesse d'allongement des faisceaux musculaires afin de les protéger efficacement des dommages consécutifs associés à un allongement rapide (Konow et Roberts, 2015). Chez l'Homme, si les interactions muscle-tendon ont été intensément étudiées in vivo lors de différentes tâches à l'aide des techniques ultrasonores (Fukunaga et al., 2000 ; Ishikawa et al., 2003 ; Hauraix et al., 2015 ; 2017), à notre connaissance, elles n'ont pas été analysées spécifiquement lors de tâche de réception de sauts en contre-bas chez l'Homme. Ainsi, le rôle du tendon in vivo dans les tâches excentriques intensives et pluri-articulaires, comme l'atterrissage, reste mal compris.

### b) Objectifs

Le but du projet est donc d'analyser les interactions muscle-tendon durant l'atterrissage à la suite de sauts en contre-bas afin de mieux comprendre le rôle de ces interactions dans la dissipation d'énergie.

### c) Etat actuel du projet

Les expérimentations ont été réalisées. Nous avons mesuré le comportement fasciculaire du gastrocnemius medialis et du vastus lateralis à l'aide d'un échographe ultrarapide au cours d'atterrissages de différentes hauteurs (Fig. 33).

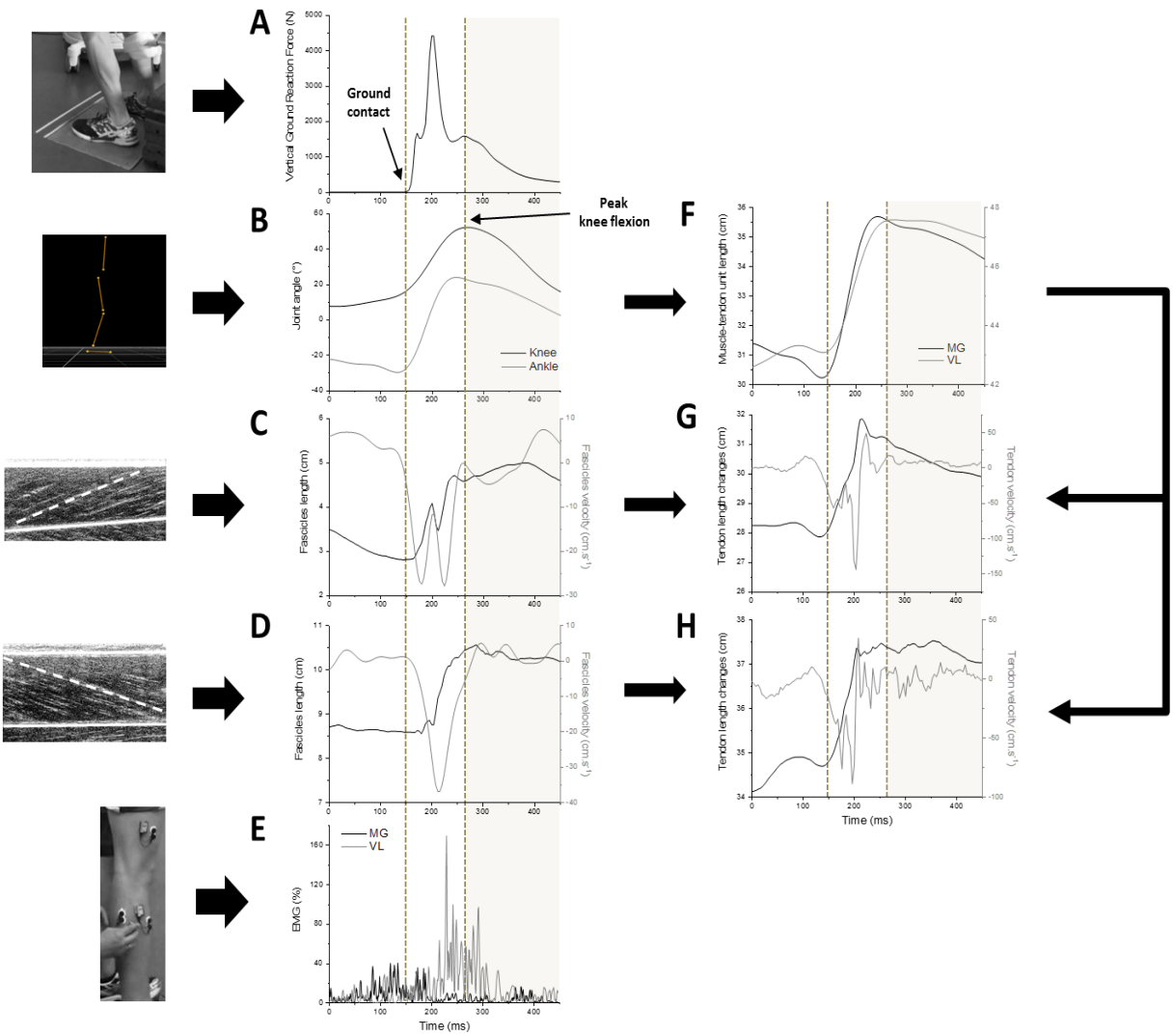



***Fig. 33.*** *Représentations des patterns des forces (A), d'angles articulaires (B), des longueurs et vitesses de faisceaux du GM (C) et du VL (D), de l'activité musculaire (E), des longueurs des UMT (F), des longueurs et vitesses des tissus tendineux du GM (G) et du VL (H).*

Sur la base d'études animales antérieures de Konow et Roberts (2012, 2015), nous avons émis les hypothèses que : i) les tendons d'Achille et patellaire contribuent largement à l'allongement de l'unité musculotendineuse afin d'induire un allongement réduit et retardé des faisceaux musculaires ; ii) une plus grande hauteur d'atterrissage augmente l'allongement de l'ensemble de l'unité musculotendineuse sans modification de l'allongement des faisceaux grâce à une augmentation de la contribution tendineuse. Les données sont en cours de traitement.

### IV.1.2 Impact de la surface sur le comportement mécanique de l'unité muscle-tendon et les coordinations neuromusculaires lors de sauts

#### a) Problématique générale liée à la thèse

Les études prévues dans le cadre de la thèse d'Enzo Hollville font suite à l'étude préliminaire détaillée précédemment (voir IV.1.1). Elles s'articulent autour d'une problématique commune liée à l'effet des surfaces sur la biomécanique de l'exercice. En effet, l'impact du type de surface

sur la réponse à l'exercice est une problématique en pleine expansion puisqu'elle concerne directement le risque de blessure (Dolenec et al., 2015; Voloshina et al. 2015). Au regard du nombre de pratiquants concernés (en France, environ 2,5 millions de personnes sont licenciées à la Fédération Française de Football ou la Fédération Française de Rugby - respectivement 2,0 millions et 0,5 million), cet intérêt est particulièrement marqué pour les surfaces engazonnées ou artificielles (Iacovelli et al., 2013). Ces dernières se sont développées de manière significative, notamment après que la FIFA, puis l'UEFA, aient accepté leur utilisation lors de rencontres officielles. Aujourd'hui, 30000 hectares de gazon artificiel sont implantés en Europe. Or, si le risque de blessure semble maintenant comparable entre les surfaces artificielles de dernières générations et les surfaces naturelles (Dragoo and Braun 2010), ce constat a été récemment remis en question (Williams et al. 2011; Orchard 2013).

En ce qui concerne les terrains naturels engazonnés, il est assez complexe de généraliser leurs comportements mécaniques tant les types de graminées et les substrats de culture utilisés sont nombreux. Il apparaît néanmoins qu'un des inconvénients majeurs de ce type de surface est lié au fait que leurs propriétés mécaniques fluctuent avec les conditions météorologiques. Un compromis a été trouvé avec l'avènement de nouveaux types de pelouse, hybrides, dont le gazon naturel est renforcé par des fibres synthétiques. Ces pelouses hybrides permettent très avantageusement de maintenir leurs propriétés mécaniques constantes, indépendamment des conditions climatiques. L'utilisation de cette technologie innovante est actuellement en plein essor. Par exemple, AirFibr™, la technologie de Natural Grass a équipé plus de la moitié des stades qui ont accueilli l'Euro 2016 de football en France. Cette technologie a par ailleurs la particularité d'associer une grande résistance du substrat avec une souplesse permettant l'atténuation des forces d'impact au sol et une restitution de l'énergie emmagasinée du sol vers l'athlète lors de sa propulsion. Une atténuation insuffisante étant associée à une augmentation des contraintes musculaires et tendineuses impliquées dans le mouvement, elle peut être un facteur primordial du risque de blessure chez le sportif (Perez-Soriano et al. 2010; Steffen et al. 2007). La restitution de l'énergie emmagasinée par la surface est également fondamentale pour la performance car elle influence directement l'efficacité de la propulsion lors de mouvements explosifs comme les sauts ou lors de sprints (Ly et al. 2010).

Toutefois à ce jour, les études testant l'influence des différentes surfaces de jeu se limitent généralement à des analyses épidémiologiques (Williams et al. 2011) ou de perceptions subjectives des joueurs (Burillo et al. 2014). En outre, peu d'études ont analysé les comportements musculaires et tendineux in vivo en fonction de la surface afin de mieux appréhender l'impact du sol sur les risques lésionnels. Aussi, fort de l'expérience du laboratoire dans ce domaine, nous proposons d'évaluer l'effet de différents types de surfaces (naturelle - synthétique - hybride) sur les réponses biomécaniques à l'exercice.

#### a) Problématique spécifique

La deuxième étude de la thèse d'Enzo Hollville concernera les problématiques décrites d'une part, au sous-chapitre II.2.1. (II.2.1.1 kleg et modèle masse-ressort et II.2.2.3 interactions muscle-tendons) et, d'autre part, au sous-chapitre précédent IV.1.1 (contribution des tendons dans l'énergie dissipée par les muscles lors de réception de sauts).

b) Objectif

Évaluer l'influence du type de surface (synthétique - naturelle - hybride) sur le comportement muscle-tendon des extenseurs de la cheville et du genou lors de sauts maximaux et de cycles étirement-raccourcissement (protocole "performance") et lors de réceptions de sauts en contre-bas (protocole "prévention des blessures").

c) Etat actuel du projet

Les expérimentations auront lieu pendant les mois de mai et juin 2017. Quinze participants adultes pratiquant le football à raison d'au-moins deux fois par semaine seront recrutés. Brièvement, le comportement musculo-tendineux du gastrocnemius medialis et du vastus lateralis, l'activité des muscles des membres inférieurs et la cinématique articulaire seront analysés lors de deux types de protocoles : le protocole "performance" qui imposera 2 sauts maximaux et 4 rebonds à 3 fréquences imposées (1,8, 2,2 et 2,6 sauts/s) et le protocole "prévention des blessures" qui imposera 2 sauts maximaux en contre-bas (drop jumps) avec réception stable d'une hauteur de 40 et 60 cm. Chaque participant réalisera ce protocole sur chaque surface (synthétique - naturelle - hybride) dans un ordre randomisé. Les méthodes d'analyse seront celles détaillées précédemment aux sous-chapitres II.2.1. et IV.1.1. La description des patterns d'activation musculaire et des interactions muscle-tendons nous permettra de déterminer si les différences de comportement mécanique des surfaces influencent de manière significative la réponse biomécanique à l'exercice. Les résultats seront décrits en termes de performance (protocole "rebonds - modèle masse ressort") et de prévention des blessures (protocole dissipation d'énergie).

Le projet de troisième étude de la thèse d'Enzo Hollville est décrit au sous-chapitre IV.4.1.

## IV.2. Comportement masse-ressort et fatigue en course à pied

### Evaluation des modifications des interactions muscle-tendon et comportement masse-ressort avec la fatigue en course à pied

a) Problématique

Comme décrit précédemment (voir sous-chapitre II.2.2), les altérations centrales et périphériques de la fonction neuromusculaire constatées après une ou plusieurs courses à pied exhaustives (Morin et al., 2012 ; Girard et al. 2012 ; Lepers et al., 2001) ne permettent pas d'expliquer les modifications du comportement masse-ressort à des intensités intermédiaires (i.e. : allures proches de vVO2max ; Le Meur et al. 2013 ; Morin et al. 2012). Ainsi, des paradoxes subsistent si l'on considère que la raideur kleg diminue au fur et à mesure d'un exercice intermédiaire mené jusqu'à épuisement et que cette diminution est inversement corrélée au coût énergétique (Rabita et al., 2011). En effet, pourquoi le système neuromusculaire ne permet-il pas le maintien d'une stratégie économique d'un point de vue énergétique s'il en a la capacité? Si les modifications des patterns d'activité musculaire permettent d'expliquer en partie les mécanismes de régulation au cours de l'effort (Rabita et al. 2013), l'analyse des évolutions des interactions muscle-tendon des extenseurs des membres inférieurs pourrait compléter ces

descriptions. En particulier, la contribution des tendons permet une action musculaire efficace lors de la course à pied (Ishikawa et al. 2007). Comment les interactions muscle-tendon se modifient-elles avec la fatigue lors d'effort à vitesse constante intermédiaire?

b) Objectif

L'objectif de ce projet sera de déterminer l'influence des modifications des interactions muscle-tendon sur les modifications des paramètres du modèle masse-ressort lors d'exercice de course à pied imposée à vitesse constante.

c) Etat actuel du projet

Ce projet est à l'état d'idée. Fort de l'expérience du laboratoire dans ce domaine, il sera nécessaire de passer par les différentes étapes de faisabilité via des séquences expérimentales préliminaires afin de consolider le protocole définitif.

En caractérisant à l'aide de deux échographes ultrarapides l'interaction muscle-tendon des extenseurs des membres inférieurs, nous aurons l'opportunité de caractériser in vivo ces modifications et leur lien avec les variations des paramètres du modèle masse-ressort lors d'une course à pied réalisée sur tapis-roulant à vitesse intermédiaire constante.

## IV.3. Profils Force- et Puissance-Vitesse des membres inférieurs

Le présent projet est réalisé dans le cadre du stage de post-doctorat de Sasa Vuk (Université de Zagreb) que je co-encadre avec Gaël Guilhem en collaboration avec Goran Markovic (Université de Zagreb). Il fait partie d'une collaboration avec l'Université de Nantes (Antoine Nordez, Hugo Hauraix, Sylvain Dorel).

a) Problématique

Nous avons vu dans le chapitre II.2.3.2. que les coordinations musculaires ne semblent pas influencées par le niveau de charge additionnelle au cours d'un squat jump balistique (Giroux et al. 2015). Une des explications possibles pourrait provenir de la contribution supérieure des structures tendineuses avec la charge, constatée à la fois lors de mouvements concentriques (Hauraix et al. 2015, 2017) et lors de mouvements de type catapulte (Farcy et al. 2014) impliqués lors de sauts verticaux. Afin d'établir les profils Force- et Puissance-Vitesse individuels, des dispositifs récents permettent d'imposer une charge pneumatique lors de ces sauts verticaux. Ces charges, non-soumises à l'inertie, imposent des résistances quasi-constantes sur toute la phase propulsive du saut. Ces caractéristiques de contrainte imposée pourraient engendrer des différences entre les interactions muscle-tendon observées dans les deux modes de résistance. Par ailleurs, ces dispositifs pneumatiques permettent également d'imposer des charges négatives (vers le haut) favorisant ainsi l'atteinte de vitesses supérieures lors des phases propulsives des sauts balistiques.

b) Objectif

Les objectifs de cette étude sont i) de comparer les liens entre, d'une part, les interactions muscle-tendon des extenseurs du genou et des fléchisseurs plantaires et, d'autre part, les profils Force- et Puissance-Vitesse mesurés dans les deux modes de résistance (isoinertiel et pneumatique) ; ii) identifier l'effet des différentes interactions muscle-tendon sur l'activité musculaire des membres inférieurs lors de ces deux types de résistances additionnelles; iii) explorer l'effet des charges pneumatiques négatives sur les interactions muscle-tendon et les activités musculaires.

c) Etat actuel du projet

Les expérimentations sont réalisées. Les données sont en cours de traitement.

## IV.4. Déterminants de la performance en compétition réelle ou simulée

### IV.4.1 Mécanique du sprint

#### IV.4.1.1 Influence de la surface sur les relations Force- et Puissance-Vitesse lors de la phase d'accélération de sprints maximaux

Cette étude s'inscrit dans le cadre de la thèse d'Enzo Hollville et fera suite à l'étude présentée au sous-chapitre IV.1.1.

a) Problématique

Les techniques décrites au sous-chapitre II.2.4.1.2. (validation d'une méthode simple pour caractériser la mécanique du sprint) seront transférées ici pour des problématiques liées à l'influence de la surface sur la performance en sprint et plus spécifiquement à la capacité maximale d'accélération.

b) Objectifs:

Les objectifs de ce projet sont i) d'évaluer l'influence du type de surface (synthétique - naturelle - hybride) sur les profils Force- et Puissance-Vitesse de footballeurs lors de sprints ; ii) de caractériser l'influence de ces surfaces sur l'efficacité mécanique du pas (relations Ratio de Force (RF)-Vitesse) et les activités musculaires associées.

c) Etat actuel du projet

Les expérimentations seront réalisées au mois de mai/juin 2017. Quinze participants adultes pratiquant le football à raison d'au moins deux fois par semaine réaliseront 3 sprints de 30 m. Chaque participant réalisera ce protocole sur chaque surface (synthétique - naturelle - hybride) de manière aléatoire. La caractérisation des relations Force- et Puissance-Vitesse sera basée sur l'approche décrite précédemment, Samozino et al. (2015). L'efficacité mécanique sera quantifiée

par le rapport entre la force horizontale et la force résultante appliquée par l'athlète (RF en %), et par le DRF, pente de la relation entre le RF et la vitesse de course (cf, Morin et al., 2011; Rabita et al. 2015; cf. II.2.4.1.1.). Une analyse des mesures électromyographiques de 7 muscles des membres inférieurs permettra de mettre en regard l'efficacité mécanique de la foulée, les séquences et les amplitudes d'activation musculaires. Les phases de pré-activation, de contact, et les phases aériennes seront déterminées à l'aide de contacteurs placés sous la semelle des sportifs. Au-delà de l'impact de la surface sur la performance en sprint, cette approche globale nous permettra de déterminer quelle surface permet aux athlètes de réaliser les sprints les plus efficaces sur le plan mécanique. L'analyse des patterns d'activation musculaire permettra d'expliquer, le cas échéant, les mécanismes neuromusculaires contribuant à ces différences.

### IV.4.1.2 Caractérisation mécanique et neuromusculaire du sprint en résistance (2 études)

*Contexte du projet*

Ce projet fait suite à la série d'études relatives aux déterminants de la performance en sprint (P19, P20, P12, P24). Il est réalisé en collaboration avec les Universités de Nantes (Sylvain Dorel), de Nanterre, (Jean Slawinski) de Savoie, (Pierre Samozino) et de Nice (Jean-Benoit Morin).

Afin de poursuivre ce travail, nous souhaitons caractériser la mécanique du sprint chez les athlètes élites dans deux conditions d'entraînement i) le sprint en résistance (freinage de l'athlète) et ii) le sprint assisté (survitesse). Ce projet en cours a bénéficié d'un financement de 20000 € dans le cadre de l'appel à projets de recherche annuel du Ministère des Sports. Deux étudiants de M1 ont été encadrés dans le cadre d'études préliminaires sur la thématique (Pietro Rigon, Nicolas Cardona) et deux étudiants sont actuellement en stage sur ce projet (Charly Lecompte (M2) et Fanny Monéger (4eme année d'Ecole d'ingénieur)).

#### a) Etat de l'art et problématique

*Types de résistance imposée*

La plupart des études scientifiques qui tentent d'évaluer les caractéristiques du sprint résisté utilisent le chariot lesté qui est à l'heure actuelle le moyen le plus répandu pour créer des résistances chez les sprinters (Petrakos et al. 2016). Plusieurs limites peuvent être attribuées à cette technique. Premièrement, leur comportement dépend notamment des forces de frottement et donc des caractéristiques du chariot et du type de surface au sol (Linthorne et al., 2013). De plus, les caractéristiques inertielles du chariot produisent des perturbations au niveau du point de traction qui sont susceptibles d'affecter le comportement du sprinteur. Enfin, il est difficile d'associer leur utilisation dans des conditions de départ en starting blocks.

L'arrivée de dispositifs motorisés pour imposer une résistance aux sprinteurs est assez récente (Fig. 34). Ces dispositifs motorisés ont plusieurs avantages. Principalement, la résistance, indépendante de l'environnement de l'athlète (ex : surface du sol), peut être très précisément imposée. D'autre part, la direction de la traction est quasiment parallèle au sol, ce qui limite la composante verticale de la résistance et permet l'utilisation de ses dispositifs dans des conditions de départ en starting blocks, phase essentielle de la performance (Debaere et al., 2013; Harland et al., 1997; Slawinski et al., 2010; Rabita 2015).

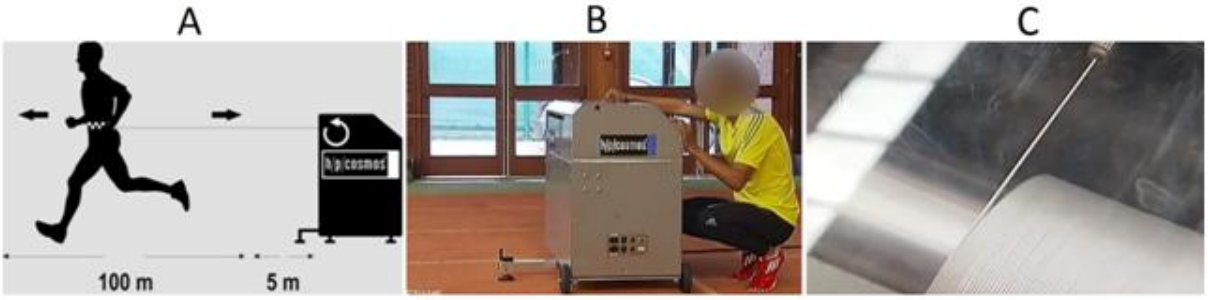



***Fig. 34.*** *A, schéma illustrant le principe d'utilisation du dispositif motorisé lors d'un sprint résisté. Une résistance constante crée une force inverse à l'avancée de l'athlète. B, photographie présentant l'utilisateur réglant manuellement la résistance du dispositif motorisé. C, photographie du filin de 160m.*

*Caractérisation du sprint en résistance et de ses effets : nécessité d'études complémentaires*

Au regard du principe de spécificité de l'entraînement d'une manière générale (Sale et al.1988) et du sprint en particulier (Young et al., 2001), pour qu'un exercice soit efficace, il doit maintenir des caractéristiques similaires ou proches de celle de l'activité. Ainsi, traditionnellement, les recommandations pour l'entraînement convergent vers l'utilisation de résistances qui modifient le moins possible la cinématique du sprint. La spécificité du sprint est vue en regard des patterns d'évolution de la vitesse. Dans ce cadre, différents travaux ont montré que pour maintenir la spécificité du sprint, la charge additionnelle imposée par le chariot lesté ne doit pas faire chuter la vitesse de plus de 10% de la vitesse maximale de l'athlète (Letzelter et al., 1995; Lockie et al. 2003; Alcaraz et al. 2009). Pourtant, la plupart des études récentes révèlent que les entrainements qui produisent un effet bénéfique sur la performance sont ceux qui imposent des charges qui conduisent à bien plus de 10% de diminution de la vitesse maximale (Kawamori et al. 2013; 2014; Cottle et al. 2014; Martínez-Valencia et al. 2014; Morin et al., 2016). A ce jour, un manque de données expérimentales empêche de caractériser précisément les processus adaptatifs induits lors de ces entraînements (Hrysomallis et al., 2012). Le même constat peut être fait concernant les caractéristiques mécaniques et neuromusculaires qu'implique le sprint résisté en comparaison d'une course normale. Ceci est d'autant plus vrai lorsqu'il s'agit de sprinters élites.

*Dispositif motorisé et relations force- et puissance-vitesse*

Comme décrit dans le sous-chapitre II.2.4.1.1 (Rabita et al. 2015), la première phase de ce projet a consisté à caractériser les relations Force- et Puissance-vitesse chez des sprinteurs de très haut niveau (Fig. 35). Pour rappel, l'avantage de la méthode décrite ci-dessus est qu'elle permet la caractérisation de ces relations F-P-V spécifiques du sprint dans des conditions de terrain (plateformes couvertes de tartan). Elle apporte donc un outil unique dans le domaine de la course à pied puisqu'elle permet d'associer une vitesse de course à la puissance spécifique développée par le sprinteur pendant la course.

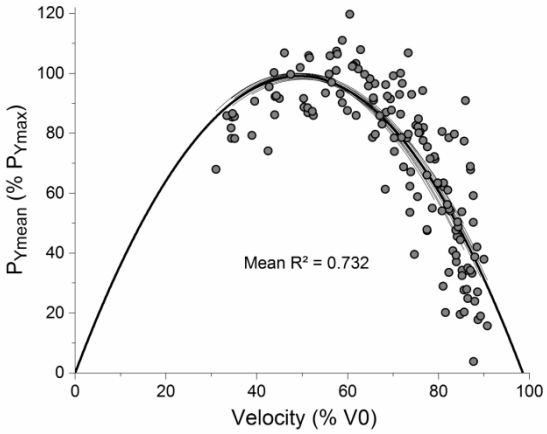



***Fig. 35.*** *Relation entre la puissance des sprinteurs (n=9) et la vitesse de course. $P_{Ymean}$ ($\%P_{Ymax}$): puissance antéropostérieure exprimée en fonction de la puissance antéropostérieure maximale. Velocity (%V0): vitesse de course, exprimée en fonction de la vitesse maximale théorique.*

A partir de ce graphique, la spécificité du sprint mentionnée ci-dessus peut être appréhendée de deux manières : la classique, déjà évoquée, fait référence aux patterns temporels d'évolution de la vitesse ; la deuxième fait référence aux secteurs de la relation Force- et Puissance-Vitesse dans laquelle le sprinter se situe. L'étude pilote de Morin et al. (2016) est en faveur de la dernière hypothèse. Ils montrent qu'une charge de 80% du poids de corps est bénéfique pour optimiser la force et la puissance antéropostérieure par rapport à un groupe contrôle qui réalise un entrainement de sprints sans résistance. Cette charge diminue la vitesse maximale d'environ 50% (Cross et al., 2016). D'après la figure ci-dessus, elle correspond donc au secteur de puissance maximale . Il est donc probable que la spécificité du sprint doit davantage être considérée en terme de secteurs de relation F-P-V que de pattern de vitesse. Le fait que ces auteurs n'observent aucune modification de V0 (la vitesse maximale théorique) est un argument supplémentaire en faveur de cette hypothèse.

Afin d'optimiser ces méthodes émergentes, il est nécessaire de caractériser le comportement mécanique et neuromusculaire de ces sprinters en fonction de la résistance imposée. En effet, dans leur revue de littérature, Hrysomallis et al. (2012) révèlent un manque de données expérimentales qui empêche de caractériser précisément les processus adaptatifs induits lors de ces entraînements en résistance. Le même constat peut être fait concernant les caractéristiques mécaniques et neuromusculaires qu'implique le sprint résisté en comparaison d'une course normale. Ceci est d'autant plus vrai lorsqu'il s'agit de sprinteurs de très haut niveau.

### b) Objectifs

Le présent projet doit permettre de répondre à cette question : peut-on imposer les puissances voulues par le seul réglage de la résistance du dispositif motorisé ? Il s'agit : i) de vérifier que les patterns d'accélération soient reproductibles pour un athlète donné quelle que soit la résistance imposée ; ii) d'évaluer la distance nécessaire pour que cet athlète atteigne la vitesse cible en fonction de cette résistance imposée.

C'est l'objet de l'étude 1 – Patterns de vitesse en fonction de la résistance motorisée chez les sprinters élites et sub-élites : étude de reproductibilité.

La deuxième étude consiste à appliquer cette méthode motorisée dans différentes conditions de résistance afin de caractériser i) les relations Force- et Puissance-Vitesse ; ii) l'activité musculaire en fonction de la résistance.

Ce sera l'objet de l'étude 2 – Caractérisation de la mécanique du sprint et de l'activité musculaire des membres inférieurs en fonction de la résistance imposée.

c) Etat actuel du projet

*Etude 1 – Etude des patterns de course en fonction de la résistance motorisée et évaluation de leur reproductibilité.*

Les expérimentations sont réalisées, les données sont traitées, un article est en cours de rédaction.

Les données ont été réalisées chez 8 sprinters élites (record au 100m entre 9.86 s et 10.50 s) et 8 sprinteurs sub-élites (record au 100m entre 10.50 et 11.00 s). Les données de vitesse de la machine de résistance (h/p/cosmos comet® 3p) sont valides comparées à la méthode de référence radar. Quelles que soient les résistances (0, 20, 40% équivalent poids de corps sur charriot) les paramètres de sprint (patterns de vitesse, temps de contact, temps de vol, amplitude et fréquence du pas) sont reproductibles d'un essai à l'autre et d'une séance à l'autre.

*Etude 2 – Caractérisation de la mécanique du sprint et de l'activité musculaire des membres inférieurs en fonction de la résistance imposée.*

Les expérimentations ont été réalisées avec les athlètes élites. Les expérimentations avec le groupe de sub-élites auront lieu en avril/mai 2017. Un étudiant de M2 est encadré sur ce projet (Charly Lecomte).

Le même dispositif que dans l'étude détaillée ci-dessus (h/p/cosmos comet® 3p) a été utilisé. La reconstruction mécanique d'un sprint de 30 m sera réalisée à l'aide d'un système de plateformes de force en série de 6,60 m de longueur selon la méthode adaptée de Rabita et al. (2015). Les athlètes élites ont réalisé 3×30 m avec un déplacement du starting block à chaque course de manière à pouvoir analyser les zones 0-5,4 m, 10,0-16,6 m et 23,4-30,0 m pour chaque résistance imposée (0, 20 et 40 % "équivalent poids corporel chariot" (Cross et al. 2016). Une condition de résistance correspondant à une vitesse associée à la puissance maximale (≈ 80% équivalent poids de corps charriot) sera ajoutée.

### IV.4.1.3 Caractérisation mécanique et neuromusculaire du sprint avec assistance motorisée

Ce projet est réalisé en collaboration avec le laboratoire "Motricité Interactions Performance" de l'Université de Nantes (Hugo Hauraix, Sylvain Dorel, Antoine Nordez).

a) Problématique

Les sprints assistés font partie d'un mode d'entraînement très utilisé chez les sprinters. La méthode la plus commune pour permettre à l'athlète d'atteindre lors des entraînements des

vitesses proches ou supérieures aux vitesses maximales atteintes en compétition est la course en descente. Cette méthode a fait l'objet de nombreuses études qui attestent de l'effet de ce type d'entraînement ou qui caractérisent la cinématique du coureur (Upton, 2011; Bartolini, et al., 2011; Paradisis et al., 2001; 2009; Ebben 2008; Ebben et al., 2008; Hunter et al., 2004). Toutefois, la course en descente modifie les conditions écologiques du sprint et accentue la composante frénatrice et donc l'intensité des contractions excentriques par rapport à une course sur le plat (Friden et Lieber, 1983) Les dispositifs motorisés utilisés en résistance peuvent aujourd'hui être utilisés en condition d'assistance : les sprinteurs, tirés vers l'avant au niveau du bassin sont alors capables d'atteindre des vitesses supérieures à leur vitesse maximale (Fig. 36).

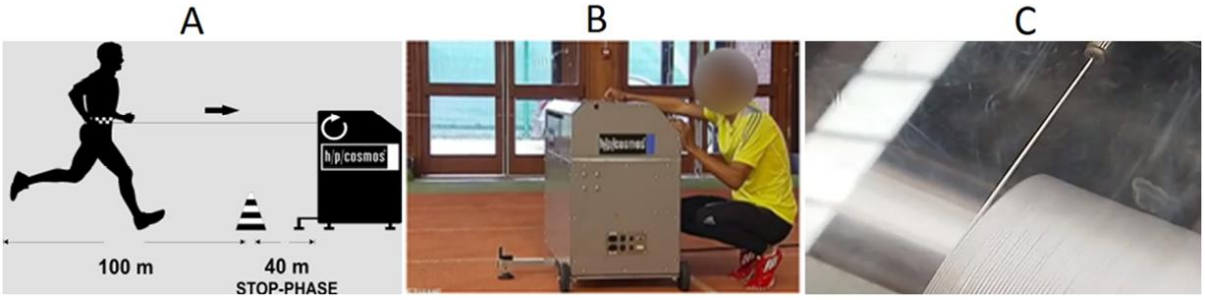



***Fig. 36.*** *A, schéma illustrant le principe d'utilisation du dispositif motorisé lors d'un sprint assisté. Le système crée une force positive dans le sens de la course de l'athlète permettant ainsi la condition de survitesse. B, photographie présentant l'utilisateur réglant manuellement la résistance du dispositif motorisé. C, photographie de du filin de 160m qui se rembobine autour du cylindre prévu à cet effet.*

De la même manière que pour les sprints en résistance, chez les athlètes élites, peu d'informations sont disponibles quant aux caractéristiques spatiotemporelles et mécaniques de la foulée ou aux patrons d'activité neuromusculaire qu'engendre cette survitesse. En outre à notre connaissance, peu d'études ont utilisé des dispositifs motorisés.

Une problématique associée concerne les propriétés mécaniques des structures musculo-tendineuses des sprinteurs. Cette problématique fait suite aux études présentées précédemment (Farcy et al. 2014; Hauraix et al. 2015 II.2.1.2 et II.2.1.3). Il a été montré récemment que le principal facteur limitant l'augmentation de la vitesse chez l'homme n'était pas lié à sa capacité à produire une plus grande force au sol mais à sa capacité à diminuer le temps de contact nécessaire pour appliquer cette force (Weyand et al., 2010). Lors des vitesses très élevées, la force au sol que peut appliquer le sprinter dans le délai très restreint du contact (≈ 80 ms a vitesse maximale chez les sprinters de classe mondiale) est supposée dépendre des facteurs suivants : - niveaux de pré-activation des extenseurs des membres inférieurs (Nummela et al. 1994) ; - la raideur des unités musculotendineuses impliquées (Stafilidis et Arampatzis, 2007 ; Kubo et al.; 2011; 2017) ; - de la typologie musculaire liée aux vitesses maximales de raccourcissement des faisceaux (Ross et Leveritt, 2001) ; - architecture musculaire (Abe et al., 2001) ; - géométrie ostéotendineuse (Lee et Piazza, 2009). Nous avons ici l'opportunité de tester les relations entre l'ensemble de ces paramètres et la mécanique de course en survitesse chez des athlètes de classe mondiale.

### b) Objectifs

Les objectifs de cette étude sont donc : i) de caractériser les paramètres spatiotemporels et mécaniques de la survitesse à l'aide d'un dispositif motorisé ; ii) d'explorer les modifications de

coordinations neuromusculaires qu'engendre le sprint en survitesse en comparaison du sprint non assisté ; iii) de caractériser l'influence des propriétés élastiques, architecturales et contractiles des fléchisseurs plantaires sur la mécanique du sprint et la performance.

#### *c)* Etat actuel du projet

Comme le projet précédent, les expérimentations ont été réalisées chez des athlètes élites (avant les jeux Olympiques de Rio dans un cadre d'accompagnement de la performance). Les expérimentations avec le groupe de sub-élites auront lieu en avril/mai 2017. Une élève ingénieure est encadrée sur ce projet (Fanny Monéger).

*Expérimentations sur la piste de tartan :*

Le dispositif motorisé sera le même que pour les études de sprint en résistance (h/p/Cosmos Comet® 3p). Deux sprints assistés et deux sprints non-assistés sont réalisés à intensité maximale. La zone de plateforme de force est placée entre 60 et 66,6 m du départ. Les activités EMG sont enregistrées sur 7 muscles des membres inférieurs. Lors des sprints assistés, une diminution linéaire de la résistance est imposée de manière à ce que cette force soit nulle dans la zone d'analyse.

*Expérimentations en laboratoire :*

L'évaluation de la raideur musculotendineuse, des propriétés contractiles, de l'architecture musculaire et de la géométrie ostéotendineuse sera réalisée à l'aide de méthodes semblables à celles décrites aux chapitres II.2.1.2 (Farcy et al., 2014) et II.2.1.3 (Hauraix et al. 2015).

### IV.4.2 Déterminants mécaniques de la performance au saut à la perche

Je participe à un projet porté par l'Université de Nancy (Julien Frère) en collaboration avec l'Université de Nice (Jean-Benoît Morin) et la Fédération Française d'Athlétisme. Ce projet bénéficie d'un financement obtenu dans le cadre de l'appel à projets recherche auprès du Ministère des Sports.

#### a) Problématique

Plusieurs travaux ont mis en lumière la part respective de différents facteurs cinématiques sur la performance finale au saut à la perche (Gudelj et al. 2015 ; Zagorac et al., 2008). Parmi ces facteurs, la vitesse de déplacement lors de l'antépénultième et du dernier appui, la vitesse de décollage, et la flexion maximale de la perche apparaissent comme des facteurs prédictifs de la performance finale (i.e., hauteur maximale atteinte par le CG du perchiste).

#### b) Objectif

L'objectif de cette étude est de caractériser les facteurs déterminants des échanges énergétiques lors de la flexion de perche afin d'améliorer la compréhension quant aux possibilités de l'athlète d'augmenter son gain d'énergie totale au cours du saut. Pour ce faire, le projet vise (1) à développer une méthode simple permettant de déterminer la quantité d'énergie élastique stockée dans la perche au cours d'un saut et (2) à procéder à l'acquisition de données

cinématiques (course d'élan / impulsion) et énergétiques (phase de flexion de la perche) en compétitions et dans le cadre du suivi de l'entraînement des athlètes à fort potentiel olympique.

c) Etat actuel du projet

Le projet démarrera à l'obtention du financement, divers aspects technologiques devant être mis en œuvre avant le démarrage des expérimentations.

En effet, une première phase permettra de quantifier les caractéristiques mécaniques de la perche à l'aide d'un dispositif instrumenté de flexion contrôlée de la perche qui doit être développé. Cet outil permettra de déterminer la relation entre la quantité de déformation et la force de réaction de la perche. Cette relation force-déformation sera comparée à celle mesurée lors d'un saut complet sur un sautoir disposant d'un butoir instrumenté (Halle Joseph Maigrot - INSEP). La comparaison de ces deux relations force-déformation nous permettra par la suite de définir une méthode de calcul de l'énergie élastique stockée dans la perche simplement à partir d'une analyse vidéo.

Une seconde phase consistera à compléter le dispositif expérimental du suivi des perchistes en compétition, en incluant une analyse vidéo de la phase d'interaction athlète-perche. Pour chaque saut, le gain d'énergie totale de l'athlète ainsi que les gains d'énergie respectifs lors de la phase de flexion et d'extension de la perche seront calculés en complément de rapports déjà existants. Dès lors, cette base de données nous permettra d'identifier les facteurs déterminants les échanges d'énergies, en particulier lors de la flexion de perche, et d'aboutir à la définition de profils de biomécanique de saut, en fonction du type de perche (pour un même athlète), des catégories d'âge et du sexe.

# CHAPITRE V - Bibliographie

# V.1. Bibliographie


Abe T, Fukashiro S, Harada Y, Kawamoto K. Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. J Physiol Anthropol Appl Human Sci. 2001;20:141-7.

Abellaneda S, Guissard N, Duchateau J. The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. J Appl Physiol. 2009;106:169-77.

Alcaraz PE, Palao JM, Elvira JL. Determining the optimal load for resisted sprint training with sled towing. J Strength Cond Res. 2009;23:480-5.

Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. J Biomech. 1999;32:1349–53.

Astley HC, Roberts TJ. Evidence for a vertebrate catapult, elastic energy storage in the plantaris tendon during frog jumping. Biology Letters. 2012;8:386-89.

Ben Sira D, Amir R, Amir O, Yamin C, Eynon N, Meckel Y, Sagiv M, Sagiv M. Effect of different sprint training regimes on the oxygen delivery-extraction in elite sprinters. J Sports Med Phys Fitness. 2010;50:121-5.

Bezodis IN, Kerwin DG, Salo AI. Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. Med Sci Sports Exerc. 2008;40:707-15.

Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. J Biomech. 1989;22:1217-27.

Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. Coordination in vertical jumping. J Biomech. 1988;21:249-62.

Bobbert MF. Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? J Appl Physiol. 2012;112:1975-83.

Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, Cornu C, Hug F. Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. J Biomech. 2012;45:1424-9.

Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : modelling and recommendations for future research. Sports Med. 2008;38:647-57.

Burillo P, Gallardo L, Felipe JL, Gallardo AM. Artificial turf surfaces: perception of safety, sporting feature, satisfaction and preference of football users. Eur J Sport Sci. 2014;14:437-47.

Cavagna GA, Komarek L, Mazzoleni S. The mechanics of sprint running. J Physiol. 1971 Sep;217(3):709-21.

Cavagna GA. Force platforms as ergometers. J Appl Physiol. 1975;39:174-9.

Cavagna GA, Heglund NC, Taylor CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. Am J Physiol. 1977;233:243-61.

Chino K, Oda T, Kurihara T, Nagayoshi T, Yoshikawa K, Kanehisa H, Fukunaga T, Fukashiro S, Kawakami Y. In vivo fascicle behavior of synergistic muscles inconcentric and eccentric plantar flexions in humans. J Electromyogr Kinesiol. 2008;18:79-88.

Cook CS, McDonagh MJ. Measurement of muscle and tendon stiffness in man. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1996;72:380-2.

Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing Maximal Neuromuscular Power: Part 1 – Biological Basis of Maximal Power Production. Sports Med. 2011;41:17-38.

Cottle CA, Carlson LA, Lawrence MA. Effects of sled towing on sprint starts. J Strength Cond Res. 2014;28:1241-5.

Cronin NJ, Carty CP, Barrett RS, Lichtwark G. Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. J Appl Physiol. 2011;111:1491-6.

Cross MR, Brughelli M, Samozino P, Brown SR, Morin JB. Optimal Loading for Maximising Power During Sled-resisted Sprinting. Int J Sports Physiol Perform. 2017 Jan 4:1-25.

Dalleau G, Belli A, Bourdin M, Lacour JR. The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. Eur J Appl Physiol. 1998;77:257–63.

Debaere S, Delecluse C, Aerenhouts D, Hagman F, Jonkers I. From block clearance to sprint running: characteristics underlying an effective transition. J Sports Sci. 2013;31:137-49.

Deffieux T, Gennisson JL, Tanter M, Fink M. Assessment of the mechanical properties of the musculoskeletal system using 2-D and 3-D very high frame rate ultrasound. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2008;55:2177-90.

Denny MW. Limits to running speed in dogs, horses and humans. J Exp Biol. 2008;211:3836-49. di Prampero PE, Botter A, Osgnach C. The energy cost of sprint running and the role of metabolic power in setting top performances. Eur J Appl Physiol. 2015:115:451-69.

Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. Med Sci Sports Exerc. 1992;24:108-15.

Dolenec A, Štirn I, Strojnik V. Activation Pattern of Lower Leg Muscles in Running on Asphalt, Gravel and Grass. Coll Antropol. 2015;391:167-72.

Dorel S, Hautier CA, Rambaud O, Rouffet D, Van Praagh E, Lacour JR, Bourdin M. Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. Int J Sports Med. 2005;26:739-46.

Dorel S, Couturier A, Lacour JR, Vandewalle H, Hautier C, Hug F. Force-velocity relationship in cycling revisited: benefit of two-dimensional pedal forces analysis. Med Sci Sports Exerc. 2010;42:1174-83.

Dugan EL, Doyle TL, Humphries B, Hasson CJ, Newton RU. Determining the optimal load for jump squats: a review of methods and calculations. J Strength Cond Res. 2004;18:668-74.

Dutto DJ, Smith GA. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. Med Sci Sports Exerc. 2002;34:1324–31.

Eloranta V. Effect of postural and load variation on the coordination of the leg muscles in concentric jumping movement. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1996;36:59-64.

Farley CT, González O. Leg stiffness and stride frequency in human running. J Biomech. 1996;29:181-6.

Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. J Biomech. 1999;32:267-73.

Fouré A, Nordez A, Cornu C. In vivo assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness using the alpha method: a reliability study. Int J Sports Med. 2010;31:51-7.

Frère J, Göpfert B, Nüesch C, Huber C, Fischer M, Wirz D, Friederich NF. Kinematical and EMG-classifications of a fencing attack. Int J Sports Med. 2011;32:28-34.

Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN. In vivobehaviour of human muscle tendon during walking. Proc Biol Sci. 2001;268:229-33.

Furusawa K, Hill AV, Parkinson JL. The dynamics of sprint running. Proc R Soc Lond B. 1927;102:29-42.

Girard O, Millet G, Slawinski J, Racinais S, Micallef P. Changes in leg-spring behavior during a 5000 m self-paced run in differently trained athletes. Sci Sports. 2010;25:99–102.

Girard O, Millet GP, Micallef JP, Racinais S. Alteration in neuromuscular function after a 5 km running time trial. Eur J Appl Physiol. 2012;112:2323-30.

Girard O, Millet GP, Slawinski J, Racinais S, Micallef JP. Changes in running mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. Int J Sports Med. 2013;34:832-40.

Girard O, Millet GP, Micallef JP. Mechanical Alterations during 800-m Self-Paced Track Running. Int J Sports Med. 2017; *In press*.

Goubel F, Pertuzon E. Evaluation of the elasticity of muscle in situ by the quick release method. Arch Int Physiol Biochim. 1973;81:697-707.

Goubel F, Lensel-Corbeil G. Biomécanique , Eléments de mécanique musculaire. Masson, Paris, 2003.

Gregoire L, Veeger HE, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. Int J Sports Med. 1984;5:301-5.

Griffiths RI. Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. J Physiol. 1991;436:219-36.Guilhem G, Cornu C, Maffiuletti NA, Guével A. Neuromuscular adaptations to isoload versus isokinetic eccentric resistance training. Med Sci Sports Exerc. 2013;45:326-35.

Gudelj I, Babić V, Milat S, Čavala M, Zagorac S, Katić R. Differences in Some Kinematic Parameters between Two Qualitatively Different Groups of Pole Vaulters. Coll Antropol. 2015;39:41-6.

Hauraix H. Etude des interactions muscle-tendon ; contribution à l'analyse des déterminants de la performance motrice explosive. Thèse, 2015.

Hauraix H, Nordez A, Dorel S. Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions. J Appl Physiol (1985). 2013;115:1015-24.

Harland MJ, Steele JR. Biomechanics of the sprint start. Sports Med. 1997;23:11-20.

Hill AV. The heat of shortening and dynamics constants of muscles. Proc R Soc Lond B. 1938;126:136-195.

Hobara H, Inoue K, Gomi K. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint. J Sci Med Sport. 2010;13:256–61.

Horita T, Komi PV, Nicol C, Kyröläinen H. Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. Eur J Appl Physiol. 2002;88:76-84.

Iacovelli JN, Yang J, Thomas G, Wu H, Schiltz T, Foster DT. The effect of field condition and shoe type on lower extremity injuries in American Football. Br J Sports Med. 2013;47:789-93.

Ishikawa M, Finni T, Komi PV. Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. Acta Physiol Scand. 2003;178:205-13.

Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. Gait Posture. 2007;25:380-4.

Kawamori N, Newton R, Nosaka K. Effects of weighted sled towing on ground reaction force during the acceleration phase of sprint running. J Sports Sci. 2014 32:1139-45.

Kawamori N, Newton RU, Hori N, Nosaka K. Effects of weighted sled towing with heavy versus light load on sprint acceleration ability. J Strength Cond Res. 2014;28:2738-45.

Konow N, Roberts TJ. The series elastic shock absorber: tendon elasticity modulates energy dissipation by muscle during burst deceleration. Proc Biol Sci. 2015;282:2014-28.

Konow N, Azizi E, Roberts TJ. Muscle power attenuation by tendon during energy dissipation. Proc Biol Sci. 2012;279:1108-13.

Komi PV. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. J Biomech. 2000;33:1197-206.

Krzysztof M, Mero A. A kinematics analysis of three best 100 m performances ever. J Hum Kinet. 2013;36:149-60.

Kubo K, Ikebukuro T, Yata H, Tomita M, Okada M. Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. J Appl Biomech. 2011;27:336-44.

Kubo K, Miyazaki D, Ikebukuro T, Yata H, Okada M, Tsunoda N. Active muscle and tendon stiffness of plantar flexors in sprinters. J Sports Sci. 2017 Apr;35(8):742-748.

Kuitunen S, Kyröläinen H, Avela J, Komi PV. Leg stiffness modulation during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. Scand J Med Sci Sports. 2007;17:67-75.

Lee SS, Piazza SJ. Built for speed: musculoskeletal structure and sprinting ability. J Exp Biol. 2009 Nov;212(Pt 22):3700-7.

Lepers R, Millet GY, Maffiuletti NA. Effect of cycling cadence on contractile and neural properties of knee extensors. Med Sci Sports Exerc. 2001;33:1882-8.

Lockie RG, Murphy AJ, Spinks CD. Effects of resisted sled towing on sprint kinematics in field-sport athletes. J Strength Cond Res. 2003;17:760-7.

Ly QH, Alaoui A, Erlicher S, Baly L. Towards a footwear design tool: influence of shoe midsole properties and ground stiffness on the impact force during running. J Biomech. 2010;43:310-7.

Markovic G, Misigoj-Durakovic M, Trninic S. Fitness profile of elite Croatian female taekwondo athletes. Coll Antropol. 2005;29:93-9.

Martínez-Valencia MA, González-Ravé JM, Santos-García DJ, Alcaraz Ramón PE, Navarro-Valdivielso F. Interrelationships between different loads in resisted sprints, half-squat 1 RM and kinematic variables in trained athletes. Eur J Sport Sci. 2014;24:18-24.

McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? J Biomech. 1990;23:65-78.

Millet GP, Millet GY, Hofmann MD, Candau RB. Alterations in running economy and mechanics after maximal cycling in triathletes: influence of performance level. Int J Sports Med. 2000;21:127–32.

Millet GY, Lepers R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises . Sports Med. 2004;34:105-16.

Millet GY. Can neuromuscular fatigue explain running strategies and performance in ultra-marathons?: the flush model. Sports Med. 2011;41:489-506.

Morgan DL. Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. Am J Physiol. 1977;232:45-9.

Morin JB, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. J Appl Biomech. 2005;21:167-80.

Morin JB, Jeannin T, Chevallier B, Belli A. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. Int J Sports Med. 2006;27:158-65.

Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. J Biomech. 2007;40:3341-8.

Morin JB, Samozino P, Bonnefoy R, Edouard P, Belli A. Direct measurement of power during one single sprint on treadmill. J Biomech. 2010;43:1970-5.

Morin JB, Tomazin K, Edouard P, Millet GY. Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. J Biomech. 2011a;44:1104-7.

Morin JB, Samozino P, Millet GY. Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. Med Sci Sports Exerc. 2011b;43:829-36.

Morin JB, Edouard P, Samozino P. Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. Med Sci Sports Exerc. 2011c;43:1680-8.

Morin JB, Tomazin K, Samozino P, Edouard P, Millet GY. High-intensity sprint fatigue does not alter constant-submaximal velocity running mechanics and spring-mass behavior. Eur J Appl Physiol. 2012;112:1419-28.

Morin JB, Petrakos G, Jimenez-Reyes P, Brown SR, Samozino P, Cross MR. Very-Heavy Sled Training for Improving Horizontal Force Output in Soccer Players. Int J Sports Physiol Perform. 2016;11:1-13.

Newton RU, Kraemer WJ. Developing explosive muscular power: Implications for a mixed methods training strategy. Strength Cond J. 1994;16:20-31.

Newton RU, Kraemer WJ, Hakkinen K. Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. Med Sci Sports Exerc. 1999;31:323-30.

Nicol C, Avela J, Komi PV. The stretch-shortening cycle : a model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. Sports Med. 2006;36:977-99.

Nicol C, Komi PV. Stretch-shortening cycle fatigue . In: Komi P V (ed.). Encyclopedia Volume, Neuromuscular Aspects of Sports Performance . London : Blackwell, 2011;183-215.

Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guével A, Cornu C, Hug F. Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. J Appl Physiol. 2009;106:1970-5.

Nummela A, Rusko H, Mero A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. Med Sci Sports Exerc. 1994;26:605-9.

Nummela AT, Paavolainen LM, Sharwood KA, Lambert MI, Noakes TD, Rusko HK. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. Eur J Appl Physiol. 2006;97:1-8.

Nuzzo JL, McBride JM. The effect of loading and unloading on muscle activity during the jump squat. J Strength Cond Res. 2013;27:1758-64.

O'Dwyer NJ, Ada L. Reflex hyperexcitability and muscle contracture in relation to spastic hypertonia. Curr Opin Neurol. 1996;9:451-5.

Orchard J. Research on products such as artificial turf is potentially exposed to the same types of industry bias as research on pharmaceuticals. Br J Sports Med. 2013;47:725-6.

Osu R, Franklin DW, Kato H, Gomi H, Domen K, Yoshioka T, Kawato M. Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. J Neurophysiol. 2002;88:991-1004.

Pauletto, B. Speed-power training: How to get that last 10% effort to assure a good speed workout. Scholastic Coach 1993;3:54–55.

Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S, Morey-Klapsing G, Perez-Turpin JA, Cortell-Tormo JM, van den Tillaar R. Effects of mat characteristics on plantar pressure patterns and perceived mat properties during landing in gymnastics.Sports Biomech. 2010;9:245-57.

Petrakos G, Morin JB, Egan B. Resisted Sled Sprint Training to Improve Sprint Performance: A Systematic Review. Sports Med. 2016;46:381-400.

Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. J Physiol. 2001;537:333-45.

Rahmani A, Viale F, Dalleau G, Lacour JR. Force-velocity and power-velocity relationships in squat exercise. Eur J Appl Physiol. 2001;84:227-32.

Roberts TJ, Azizi E. The series-elastic shock absorber: tendons attenuate muscle power during eccentric actions. J Appl Physiol. 2010;109:396-404.

Roberts TJ, Marsh RL, Weyand PG, Taylor CR. Muscular force in running turkeys, the economy of minimizing work. Science. 1997;275:1113-5.

Ross A, Leveritt M. Long-term metabolic and skeletal muscle adaptations to short-sprint training: implications for sprint training and tapering. Sports Med. 2001;31(15):1063-82.

Ross EZ, Goodall S, Stevens A, Harris I. Time course of neuromuscular changes during running in well-trained subjects. Med Sci Sports Exerc. 2010;42:1184-90.

Rumpf MC, Cronin JB, Mohamad IN, Mohamad S, Oliver JL, Hughes MG. The effect of resisted sprint training on maximum sprint kinetics and kinematics in youth. Eur J Sport Sci. 2015;15:374-81.

Samozino P, Morin JB, Hintzy F, Belli A. A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. J Biomech. 2008:20;41:2940-5.

Samozino P, Morin JB, Hintzy F, Belli A. Jumping ability: a theoretical integrative approach. J Theor Biol. 2010;264:11-8.

Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin JB. Optimal force-velocity profile in ballistic movements--altius: citius or fortius?. Med Sci Sports Exerc. 2012;44:313-22.

Slawinski J, Heubert R, Quievre 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.

Slawinski J, Bonnefoy A, Ontanon G, Leveque JM, Miller C, Riquet A, Chèze L, Dumas R. Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. J Biomech. 2010;43:1494-502.

Steffen K, Andersen TE, Bahr R. Risk of injury on artificial turf and natural grass in young female football players. Br J Sports Med. 2007;41:33-42.

Stafilidis S, Arampatzis A. Muscle - tendon unit mechanical and morphological properties and sprint performance. J Sports Sci. 2007;25:1035-46.

Taylor MJ, Beneke R. Spring mass characteristics of the fastest men on Earth. Int J Sports Med. 2012;33:667-70.

Tognella F, Mainar A, Vanhoutte C, Goubel F. A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles in vivo. J Biomech. 1997;30:1077-80.

Tsolakis C, Kostaki E, Vagenas G. Anthropometric, flexibility, strength-power, and sport-specific correlates in elite fencing. Percept Mot Skills. 2010;110:1015-28.

Tucker R, Santos-Concejero J, Collins M. The genetic basis for elite running performance. Br J Sports Med. 2013;47:545-9.

Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. Eur J Appl Physiol. 1987;56:650-6.

Voloshina AS, Ferris DP. Biomechanics and energetics of running on uneven terrain. J Exp Biol. 2015;218:711-9.

Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. J Appl Physiol. 2000;89:1991-9.

Weyand PG, Sandell RF, Prime DN, Bundle MW. The biological limits to running speed are imposed from the ground up. J Appl Physiol. 2010;108:950-61.

Williams S, Hume PA, Kara S. A review of football injuries on third and fourth generation artificial turfs compared with natural turf. Sports Med. 2011;41:903-23.

Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. Knee. 2010;17:127-31.

Zagorac N, Retelj E, Katić R. Successful pole vault influenced by certain kinematical parameters. Coll Antropol. 2008;32:1133-9.

Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Crit Rev Biomed Eng. 1989;17:359-411.