

Mémoire présenté devant l'Université du Maine

Pour l'obtention du diplôme d'

## ***Habilitation à Diriger des Recherches***

Faculté des Sciences et Techniques

**Abderrahmane RAHMANI**

### **FACTEURS MECANIKES DE LA PERFORMANCE MOTRICE**

***Modélisations et applications dans le cadre  
de l'évaluation sportive et clinique***

Soutenue publiquement le 1<sup>er</sup> juillet 2010

#### Rapporteurs

Pr. Pascale Duché	Université Blaise Pascale, Clermont Ferrand
Pr. Pietro E. di Prampero	Université d'Udine, Italie
Dr-HDR Henry Vandewalle	Université de Bobigny, Paris 13

#### Examineurs

Pr. Alain Belli	Université Jean Monnet, Saint Etienne
Dr- HDR Christophe Cornu	Université de Nantes
Pr. Emérite Jean-René Lacour	Université Claude Bernard, Lyon 1

#### Directeur

Pr. Jean-Pierre Mariot	Université du Maine, Le Mans
------------------------	------------------------------



Mémoire présenté devant l'Université du Maine

Pour l'obtention du diplôme d'

## ***Habilitation à Diriger des Recherches***

Faculté des Sciences et Techniques

**Abderrahmane RAHMANI**

### **FACTEURS MECANIKES DE LA PERFORMANCE MOTRICE**

***Modélisations et applications dans le cadre  
de l'évaluation sportive et clinique***

Soutenue publiquement le 1<sup>er</sup> juillet 2010

#### Rapporteurs

Pr. Pascale Duché	Université Blaise Pascale, Clermont Ferrand
Pr. Pietro E. di Prampero	Université d'Udine, Italie
Dr-HDR Henry Vandewalle	Université de Bobigny, Paris 13

#### Examineurs

Pr. Alain Belli	Université Jean Monnet, Saint Etienne
Dr- HDR Christophe Cornu	Université de Nantes
Pr. Emérite Jean-René Lacour	Université Claude Bernard, Lyon 1

#### Directeur

Pr. Jean-Pierre Mariot	Université du Maine, Le Mans
------------------------	------------------------------

Je tiens à remercier en premier lieu le Professeur Jean-René Lacour. Même à des centaines de kilomètres vous savez rester disponible et distiller des remarques toujours pertinentes. Vous m'aviez dit : « Vous passerez votre thèse quand vous serez 4<sup>ème</sup> dan de judo ». L'histoire se répète, 10 ans plus tard, puisque j'ai cru vous entendre me dire qu'il fallait être 5<sup>ème</sup> dan pour pouvoir soutenir une Habilitation à Diriger des Recherches. Il est des Hommes qu'il est plaisant et enrichissant de rencontrer, vous en faites partie. Merci.

Merci au Professeur Alain Belli. La confiance dont tu as fait preuve en me permettant d'enseigner la biomécanique aux étudiants de première année au STAPS de Saint Etienne m'a ouvert les yeux sur l'envie de transmettre cette matière. Je te remercie également pour l'expertise que tu m'as apportée au début de mes travaux de recherche.

Merci au Professeur Pascale Duché et au Professeur Pietro Enrico di Prampero d'avoir accepté de consacrer du temps pour juger mon travail et d'avoir l'amabilité de partager leurs compétences avec moi.

Merci au Docteur-HDR Henry Vandewalle d'avoir accepté de participer à ce jury. Comment parler de force-vitesse sans penser à vous ?

Merci à toi Jean-Pierre d'avoir pris la responsabilité de diriger une grande partie de ce travail. Tu m'as ouvert la voie de la modélisation du système poly-articulé. Notre collaboration depuis mon arrivée au Mans m'a beaucoup apporté. En attendant de profiter encore de ton expérience pour cette (peut-être) dernière année, je suis heureux de pouvoir organiser avec toi le prochain congrès de la Société de Biomécanique.

Merci également au Docteur-HDR Christophe Cornu, Directeur du laboratoire Motricité, Interactions, Performance, de siéger à ce jury. Le rapprochement entre les sites nantais et manceau et nos thématiques communes, nous donneront, j'en suis certain, l'occasion d'initier ensemble des travaux de recherche.

Merci aux différents directeurs de thèse de m'avoir fait confiance en partageant leur direction avec moi. Merci au Professeur Cottalorda (Saint Etienne), au Docteur-HDR Denis Colin (Le Mans) et particulièrement au Docteur-HDR Muriel Bourdin (Lyon). J'espère que nos expertises complémentaires nous permettront de mettre en place de nouvelles collaborations.

Merci aux différents étudiants qui ont été sous mon encadrement. J'espère avoir su leur transmettre ce que de grands Messieurs m'ont apporté.

Merci aux différents co-auteurs qui ont jalonné le travail présenté dans cette synthèse.

Merci aux tribus Rahmani et Vally, avec une pensée particulière pour ma mère. Même si la recherche est toujours possible malgré les kilomètres, partager son amour avec une maman reste toujours compliqué pour un « expatrié ». J'ai également une pensée très affectueuse pour mon père, qui reste toujours présent dans mes pensées.

Merci à mes trois amours. Merci à Toi Carine pour ta présence et ton amoureux soutien. Cette année a été très studieuse pour nous deux, mais au final, elle nous a permis de regarder le chemin que nous avons emprunté ensemble. Sur ce chemin, nous avons semé deux belles graines, Maélie et Aésa. Merci à vous deux, mes petites amours. Votre présence et votre énergie me remplissent tous les jours d'une fierté grandissante.

---

<b><i>I. Introduction Générale</i></b>	<b>Page 1</b>
<b><i>II. Parcours professionnel</i></b>	<b>Page 4</b>
<b><i>1. Curriculum vitae</i></b>	<b>Page 5</b>
<b><i>2. Enseignant-chercheur en STAPS</i></b>	<b>Page 8</b>
<b><i>III. Activités d'enseignement</i></b>	<b>Page 12</b>
<b><i>IV. Activités de recherche</i></b>	<b>Page 18</b>
<b><i>1. Les relations force-vitesse</i></b>	<b>Page 22</b>
<b><i>1.1. Les relations force-vitesse au niveau du muscle isolé</i></b>	<b>Page 22</b>
<b><i>1.2. Les relations force-vitesse au niveau du muscle in vivo</i></b>	<b>Page 25</b>
<b><i>2. Modélisation des mouvements d'extension</i></b>	<b>Page 28</b>
<b><i>2.1. Mouvement pluri-articulaire : le demi-squat</i></b>	<b>Page 29</b>
<b><i>2.2. Mouvement mono-articulaire : l'extension des genoux</i></b>	<b>Page 35</b>
<b><i>2.3. Mouvement bi-articulaire : le développé couché</i></b>	<b>Page 38</b>
<b><i>2.4. En résumé</i></b>	<b>Page 48</b>
<b><i>2.5. Perspectives</i></b>	<b>Page 49</b>
<b><i>3. Les facteurs musculaires et la relation avec la performance sportive</i></b>	<b>Page 50</b>
<b><i>3.1. Le sprint</i></b>	<b>Page 52</b>
<b><i>3.2. Les lancers</i></b>	<b>Page 62</b>
<b><i>3.3. En résumé</i></b>	<b>Page 65</b>
<b><i>3.4. Perspectives</i></b>	<b>Page 66</b>
<b><i>4. Les facteurs musculaires et la relation avec le performance motrice dans la vie courante</i></b>	<b>Page 67</b>
<b><i>4.1. Les personnes âgées</i></b>	<b>Page 68</b>
<b><i>4.2. Les personnes lombalgiques</i></b>	<b>Page 73</b>
<b><i>4.3. En résumé</i></b>	<b>Page 78</b>
<b><i>4.4. Perspectives</i></b>	<b>Page 78</b>
<b><i>5. Synthèse</i></b>	<b>Page 80</b>
<b><i>V. Références bibliographiques</i></b>	<b>Page 83</b>
<b><i>VI. Annexes</i></b>	<b>Page 94</b>

# **I. Introduction générale**

Différentes approches du muscle squelettique humain (biochimie, physiologie, anatomie, biomécanique...) permettent de comprendre le fonctionnement de la machine humaine. Que l'on s'intéresse à une partie du muscle, à un muscle ou à un ensemble de muscles, le rôle du muscle squelettique est de produire une force.

En Biomécanique, les actions mécaniques qui représentent les causes du mouvement sont modélisées par l'ensemble **résultante** (cause de la translation) **et moment** (cause de la rotation). Le plus souvent, et pour des raisons d'efficacité dans le langage, lorsqu'on parle des mouvements humains, on confond la notion d'action mécanique avec **la force musculaire** dans la mesure où les actions sont produites par les muscles.

La compréhension des relations entre la production de cette force musculaire et les performances réalisées ont fait l'objet de plusieurs études. Depuis maintenant une quinzaine d'années, je m'intéresse également à ces aspects aussi bien en recherche dans le domaine de l'évaluation sportive et clinique (personnes âgées ou atteintes de pathologies) qu'en enseignement. Ce rapport de synthèse porte donc sur mes activités d'enseignant-chercheur au sein du département des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS) de l'Université du Maine.

Mes activités de recherche portent d'une part sur la modélisation du mouvement, et d'autre part, sur l'évaluation de paramètres mécaniques tels que la force et la puissance produites lors d'une performance motrice. L'objectif central est d'analyser et d'optimiser la performance motrice, que celle-ci soit réalisée dans un contexte sportif (*e.g.* lancer, sprint, ski alpin) ou clinique (*e.g.* lombalgies, enfants, personnes âgées).



Ces activités de recherche ont été initiées au sein du Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 645, GIP E2S, Faculté de Médecine Lyon-Sud) dirigé par le Professeur Jean-René Lacour, ont continué au sein du Laboratoire des Activités Physiques et Sportives (équipe en émergence, soutenue par l'Université du Maine) sous la direction du Professeur Jean-Pierre Mariot, et se poursuivent au sein du Laboratoire Motricité, Interactions, Performance (EA 4334, Université de Nantes et du Mans) dirigé par le Docteur-HDR Christophe Cornu (pour le site nantais) et le Professeur Jean-Pierre Mariot (pour le site manceau). Ces activités de recherche s'articulent autour d'encadrement de thèses et de masters, de collaborations avec des laboratoires universitaires (Lyon, Saint Etienne), des centres de réadaptations fonctionnelles (Le Mans, Deauville) et des fédérations sportives (athlétisme, ski).

Dans une première partie, je retracerai brièvement mon parcours professionnel et mes activités administratives dans le but d'expliquer le contexte dans lequel se sont ancrés mes travaux de recherche. Puis, je présenterai mes activités d'enseignements, qui sont principalement centrées sur la biomécanique. Enfin, une partie plus importante portera sur mes activités de recherche.

## **II. Parcours professionnel**

# 1. Curriculum vitae

## Etat civil

---

Né le 20 juin 1972 (38 ans) à Lyon 2<sup>ème</sup>, Département du Rhône

Marié, deux enfants (5 et 3 ans)

## Maître de Conférences des Universités

Département STAPS

Faculté des Sciences et Techniques

Université du Maine (Le Mans)

## Membre du Laboratoire Motricité, Interactions, Performance (MIP)

Equipe d'Accueil EA 4334

Universités Nantes – Le Mans

## Diplômes universitaires

---

- 2000**      **Doctorat de Biologie Humaine, option Génie Biomédical**  
Université Claude Bernard - Lyon 1  
Laboratoire de Physiologie de l'exercice – Faculté de Médecine Lyon sud  
*Mention très honorable avec les félicitations du jury.*
- 1995**      **DEA de Biologie Humaine, option Biologie de l'Exercice**  
Université Claude Bernard - Lyon 1  
Laboratoire de Physiologie de l'exercice – Faculté de Médecine Lyon sud  
*Mention assez bien*
- 1994**      **Maîtrise Sciences et Techniques (MST) de Génie Biomédical**  
Université Claude Bernard - Lyon 1
- 1992**      **D.U.T. Génie Electrique et Informatique Industrielle, Option Automatismes et systèmes**  
Université Claude Bernard – Lyon 1

## Expériences professionnelles

---

- Depuis 2001**    **Maître de Conférences (74<sup>ème</sup> section)** à l'Université du Maine
- 2000-2001**    **Ingénieur d'étude au Centre Hospitalier et Universitaire de Saint Etienne**  
Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatique, Hôpital Bellevue de saint Etienne
- 1999-2001**    **Vacataire de biomécanique** - Département STAPS, Université de Saint Etienne
- 1996-2001**    **Vacataire** - UFR-STAPS, Université Claude Bernard Lyon 1
- 1996-2000**    **Technicien allocataire de recherche** au GIP Exercice  
Laboratoire de Physiologie de l'exercice, dirigé par le Professeur J-R. Lacour

---

## Activités institutionnelles et administratives

---

### Université

**Membre élu au Conseil d'Administration de la Faculté des Sciences et Techniques**, Université du Maine (depuis 2003)

**Membre suppléant élu de la commission de spécialistes 74<sup>ème</sup> section**, Université de Nantes (2007-2008)

**Assesseur puis vice-président Maître de Conférences de la commission de spécialistes 74<sup>ème</sup> section**, Université du Maine (2003-2008)

**Président de jury de Licence 2<sup>ème</sup> année STAPS**, Université du Maine (2003-2006)

### Laboratoire

**Porteur du projet scientifique** pour l'évaluation du laboratoire sur le site du Mans : présentation du projet au CS, relation avec le VPCS, mise en place de la politique du laboratoire (depuis 2010)

→ **Directeur adjoint du laboratoire MIP sur le prochain quadriennal 2012-2015**

Membre élu du **Conseil de Laboratoire** Motricité, Interactions, Performance (EA 4334) Nantes-Le Mans (depuis 2008)

### Organisation de Congrès

Membre du **Comité d'Organisation** du 35<sup>ème</sup> Congrès Annuel de la Société de Biomécanique (25-27 août 2010, Le Mans) :

- ☞ gestion des résumés et relations avec les experts et les auteurs ;
- ☞ éditeur associé des résumés dans le supplément 1 (volume 13) de la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (IF = 1,45) ;
- ☞ mise en place du programme scientifique ;
- ☞ mise en place et mise à jour du site internet dédié au Congrès.

Membre des **Comités Scientifiques** des colloques Sport et Recherche en Pays de la Loire en 2009 et 2007

### Sociétés savantes, réseau, association

Membre élu du Conseil d'Administration de la Société de Biomécanique (depuis 2010)

Membre élu du **Conseil d'Administration** du réseau Recherche et Sport en Pays De la Loire (depuis 2007)

**Vice-Président** de l'Association pour la Recherche en Sciences Et Médecine du Sport (ARSEMS, Lyon) (depuis 2006)

Membre de l'European Society of Biomechanics

Membre de la Société de Physiologie

### Co-encadrement de thèse

- |      |   |
|------|---|
| 2010 | <b>Mickael RIPAMONTI</b> , <i>Détermination des relations moment-vitesse et puissance-vitesse des muscles du tronc – Application à l'évaluation isocinétique de patients lombalgiques chroniques</i> - Co-direction avec le Docteur Denis COLIN (HDR) - Thèse soutenue le 16 juin 2010, mention très honorable. |
| 2008 | <b>Olivier RAMBAUD</b> , <i>Facteurs musculaires associés à la performance en lancer - Exploration par l'analyse des relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse</i> - Co-direction avec le Docteur Muriel BOURDIN (HDR) - Thèse soutenue le 19 juin 2008 mention très honorable.                              |
| 2004 | <b>Mountaga DIOP</b> , <i>Influence de l'âge et de la vitesse sur les paramètres de la marche de l'enfant sain</i> - Co-direction avec le Professeur Jérôme COTTALORDA - Thèse soutenue le 15 mars 2004 mention très honorable.   |

**Examineur externe de thèse**

2009 Pierre SAMOZINO, *Capacités mécaniques des membres inférieurs et mouvements explosifs : Approches théoriques intégratives appliquées au saut vertical* - Thèse soutenue en novembre 2009, Université Jean Monnet Saint Etienne.

**Encadrement de mémoire de Masters**

2010 Frédéric CHORIN, *Impact de l'analyse vidéo dans la prise en charge de patient lombalgique.*  
Caroline SIMON, *Développement de la capacité de coordination chez les jeunes déficients intellectuels.*  
Mélanie GROUALLE, *Chutes et démences: effets d'un programme d'activités physiques basé sur l'équilibre afin de conserver une autonomie dans leurs déplacements.*

2009 Anthony GRAULE, *Evaluation statique et dynamique des effets du tir à l'arc chez des personnes amputées unilatérales du membre inférieur.*  
Julien DASSE, *Effet d'un renforcement musculaire de personnes âgées saines et pathologiques.*  
Emmanuel CATTANEO, *Impact d'un programme d'exercices spécifiques sur le tonus musculaire des membres inférieurs chez des adolescents atteints du syndrome de Down.*

2008 Florian PLEYBER, *Impact d'un programme de réentraînement à l'effort sur l'aspect quantitatif de la marche de sujets hémiparétiques et hémiparétiques.*

2007 Benjamin ZIMMER, *Apports des mesures inertielles en analyse ambulatoire : application à la marche.*

2005 Mathieu VABOIS, *Impact d'un réentraînement à l'effort chez des insuffisants respiratoires.*  
Anthony BERRIGUIOT, *Troubles de la marche et de l'équilibre chez la personne âgée en centre de rééducation.*

2004 Mickael RIPAMONTI, *Validation d'un protocole de mesure des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc.*

2003 Marylaure CHANDELIER, *Evaluation isocinétique des muscles du tronc chez des sujets lombalgiques chroniques.*

2002 Olivier RAMBAUD, *Relations force-vitesse et puissance-vitesse chez des athlètes spécialistes de lancer.*

1998 Carine BRET, *Témoins et facteurs de l'aptitude au sprint court : la force musculaire et la concentration sanguine de lactate mesurée en fin de compétition.*

**Examineur externe de Masters** *Exercice, Sport, Santé, Handicap* - Université Saint Etienne

2005 Phillipe DEVERGNE, *La mesure de la relation force-vitesse des extenseurs du genou lors d'un mouvement pluri articulaire par une analyse en dynamique inverse*, mémoire dirigé par le Docteur G. DALLEAU, Université de la Réunion.

2004 Benjamin BERNUZ, *Sollicitations cardiorespiratoires d'un test d'évaluation musculaire isocinétique du tronc*, mémoire dirigé par le Professeur M. BEDU, Université de Clermont Ferrand.

2003 Julien VERNEY, *Effets d'un entraînement combiné en endurance et musculation sur les capacités physiques de sujets âgés*, mémoire dirigé par le Professeur C. DENIS, Université de Saint Etienne.

**Travaux d'expertises pour les journaux scientifiques**

*European Journal of Applied Physiology* (5)

*Journal of Sports Sciences* (1)

*Journal of Mechanics in Medicine and Biology* (3)

*Sciences et Sport* (2)

---

## Activités pédagogiques

---

### Responsable des enseignements de biomécanique

- Bases biomécaniques du mouvement (Licence 1<sup>ère</sup> année)
- Modélisation du corps humain (Licence 2<sup>ème</sup> année)
- Biomécanique et handicap (Licence 3<sup>ème</sup> année, et master 1<sup>ère</sup> année)
- Biomécanique de la marche (Master 1<sup>ère</sup> année)
- Troubles fonctionnels (Master 2<sup>ème</sup> année)

### Autres enseignements

- Système musculaire et entraînement (Master 1<sup>ère</sup> année)
- Métrologie des aptitudes physiques (Licence, puis Master 1<sup>ère</sup> année)
- Approche théorique et pratique du judo adapté (Licence 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> année)

## 2. Enseignant-chercheur en STAPS

Après quatre premières années d'études supérieures (Diplôme Universitaire de Technologie et Maîtrise Sciences et Techniques), j'ai intégré le Diplôme d'Etudes Approfondies de Biologie de l'Exercice et le Laboratoire de Physiologie de l'Exercice dirigés par le Professeur Lacour. J'ai ainsi pu réunir deux de mes centres d'intérêts majeurs : le sport et la science. C'est dans ce laboratoire que j'ai pu apprendre mon futur métier d'enseignant-chercheur. Le travail de thèse que j'y ai mené m'a permis de côtoyer deux mondes parallèles mais pourtant très proches : le sport et la santé. A cette occasion, j'ai pu participer à la mise en place de protocole avec des sportifs de niveau régional à international, ainsi qu'avec des personnes âgées ou en thérapie (insuffisants respiratoires, cancéreux, amputés tibiaux et fémoraux). Ces expériences cumulées ont ainsi orienté mon travail de recherche sur les relations entre les facteurs musculaires et la performance motrice. Pendant ces premières années de recherche, j'ai eu l'opportunité de réaliser des vacances en Biomécanique au département STAPS de l'Université Jean Monnet à Saint Etienne, entre autres. Et j'ai découvert l'envie et le plaisir d'enseigner qui m'ont motivé à postuler au concours d'enseignant-chercheur.

En 2001, j'ai été recruté sur un poste de Maître de Conférences au département STAPS de l'Université du Maine. J'ai alors pris en charge les enseignements de Biomécanique. A cette

époque, le laboratoire associé au département STAPS était un laboratoire en émergence, et tout était à construire. J'ai alors continué à travailler sur mes thématiques de recherche initiales et mes contacts se sont alors transformés en collaboration avec les laboratoires de Lyon et de Saint Etienne et se sont concrétisées par l'encadrement de deux thèses (Mountaga Diop, soutenue en mars 2004 à Saint Etienne, et Olivier Rambaud, soutenue en juin 2008 à Lyon). Parallèlement, j'ai mis en place de nouvelles collaborations, notamment avec le Centre de rééducation et de réadaptation fonctionnelle de l'Arche (Saint Saturnin, Sarthe), à proximité de l'Université du Maine, et qui a vu la réalisation d'un travail de thèse (Mickael Ripamonti, soutenue en juin 2010). Deux ans après mon arrivée, j'ai également pris des fonctions de président de jury de la deuxième année, et avais en charge la mise en place des emplois du temps, la gestion des deux spécialités du département (Education et Motricité, Activités Physiques Adaptées) puis d'une troisième lors du renouvellement des maquettes d'enseignement en 2004 (Management du Sport). Depuis 2003, j'ai également pris en charge des responsabilités administratives en tant que membre élu du Conseil d'Administration de la Faculté des Sciences et Techniques au sein duquel je représente le département STAPS. J'ai également été assesseur puis vice-président de la commission de spécialistes (74<sup>ème</sup> section). Je participe ainsi à la vie politique et scientifique de l'UFR, et tente de faire accepter aux autres départements de l'UFR nos besoins aussi bien en enseignement qu'en recherche, et la pluralité des enseignements de notre discipline. Ma participation à ces différentes instances administratives me permet de mieux comprendre et mieux appréhender le milieu universitaire, et d'avoir une part d'action dans le développement du département STAPS.

Depuis 2008, notre équipe a opéré un rapprochement avec l'équipe de Nantes, et intégré le laboratoire Motricité, Interactions, Performance (MIP) sous la direction du Docteur-HDR Christophe Cornu et du Professeur Jean-Pierre Mariot sur le site manceau. Le laboratoire MIP est donc une équipe bi-site (Nantes – Le Mans) qui a été habilitée Equipe d'Accueil (EA 4334) en

2008, et qui a reçu à mi parcours (mars 2010) un avis favorable de la Direction Générale pour l'Enseignement Supérieur et l'Intégration Professionnelle. Le thème du laboratoire est *l'analyse et l'optimisation de la performance motrice*. Ce thème est centré autour de deux axes : l'axe 1 - Physiologie/Biomécanique porte sur les adaptations de la fonction neuromusculaire ; l'axe 2 – Psychologie/Ergonomie cognitive portant sur la dynamique des adaptations psychologiques. Chaque axe se décline en deux niveaux. Pour l'axe 1, nous trouvons un premier niveau qui porte sur l'étude du mouvement « de la commande à l'activité musculaire », et un second niveau « de l'activité musculaire au mouvement ». C'est dans ce cadre que le travail de recherche (développé ci-après) est effectué. Ce niveau d'analyse vise, en étroite relation avec le niveau d'analyse précédent, l'étude *in vivo* des caractéristiques du système musculo-articulaire associées à la capacité **de production** et de **transmission de la force musculaire**. Il s'agit alors d'analyser et de modéliser le mouvement de manière globale puis en dissociant les différents éléments mobilisés (muscle, tendon). Je m'intéresse à l'effet mécanique produit par les muscles à l'aide d'outils mécaniques, tels que plate-forme de force, capteur cinématique, etc.

Dès le début de notre arrivée au laboratoire, en 2008, j'ai intégré le Conseil de Laboratoire en tant que membre élu. Ainsi, j'ai saisi l'opportunité de mettre mon dynamisme au service du laboratoire, d'acquérir une expérience dans l'organisation de la recherche et participer au fonctionnement et à la vie politique du laboratoire. Le laboratoire organisant le 35<sup>ème</sup> Congrès annuel de la Société de Biomécanique qui se déroulera au Mans du 25 au 27 août 2010, j'ai pris en charge, dans ce cadre, la réalisation du site internet du congrès et m'occupe de sa mise à jour régulière. J'ai également la responsabilité de la gestion des résumés (réception des résumés, communications avec les auteurs, renvois des expertises auprès des auteurs), ainsi que l'édition dans le journal associé à cet évènement (*Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, IF = 1,4) et la mise en place du programme scientifique. J'ai également accepté de prendre en charge, pour le site du Mans, l'organisation de la réflexion du développement du



laboratoire pour le prochain contrat quadriennal (2012-2015), et serai le directeur adjoint du laboratoire. A ce titre, j'aurai la charge d'organiser le fonctionnement sur le site manceau, de gérer les affaires courantes et d'assurer la liaison et la communication avec le site nantais.

En résumé, je participe à la vie scientifique et administrative du département STAPS au sein de l'UFR et du laboratoire, ai poursuivi des activités de recherche dans un laboratoire en émergence et continue ce travail dans une équipe d'accueil bi-sites (Le Mans et Nantes), et mets en place des enseignements de biomécanique de la première à la cinquième année au sein du département.

### **III. Activités d'enseignement**

Depuis mon recrutement, j'ai en charge de manière quasi-exclusive les enseignements de biomécanique au sein du département. Seule la deuxième année, est effectuée en collaboration avec le Professeur Jean-Pierre Mariot.

La biomécanique est une discipline qui inquiète, voire décourage une grande partie des étudiants STAPS, en particulier ceux issus de baccalauréats non scientifiques. L'objectif est alors de proposer une méthode évitant autant que possible le formalisme mathématique (exemple : produit scalaire, produit vectoriel) et en s'appuyant lorsque cela est possible sur des méthodes graphiques (exemple : calcul d'aires en cinématique).

L'enseignement de la biomécanique en première année est basé sur la mécanique du point. Le système mécanique étudié est modélisé par une masse ponctuelle. L'objectif est de rappeler ou de faire découvrir les principales notions de la mécanique telles que vitesse, masse, force, énergie et puissance. L'idée est de permettre aux étudiants de comprendre et de transposer ces principes aux mouvements humains. Le plan de ce cours est le suivant :

**Chapitre 1. Cinématique générale**

Mesure de la position et du temps  
Vitesses moyenne et instantanée  
Accélérations moyenne et instantanée  
Dérivée graphique  
Le mouvement uniforme  
Le mouvement uniformément accéléré

**Chapitre 2. Cinématique en deux dimensions**

La chute des corps  
Le mouvement symétrique  
Le mouvement en deux dimensions  
Les vecteurs  
Mouvement d'un projectile

**Chapitre 3. La dynamique générale**

La force  
La masse et le poids  
Les lois de Newton  
Intégration graphique

**Chapitre 4. Mouvement de rotation**

La cinématique en rotation  
*Position, vitesse et accélération*  
*Rotation et vitesse linéaire*  
*Mouvement circulaire uniforme*  
La dynamique en rotation  
*Moment de force et moment d'inertie*  
*Principe de la dynamique en rotation*  
La statique

**Chapitre 5. Quantité de mouvement**

La quantité de mouvement en linéaire  
L'impulsion  
La quantité de mouvement en rotation  
Conservation de la quantité de mouvement

**Chapitre 6. Travail - Energie - Puissance**

Le travail mécanique  
*Définition générale*  
*Travail potentiel*  
*Travail cinétique*  
La conservation de l'énergie  
La puissance mécanique

En deuxième année, le système étudié passe d'une masse ponctuelle à un système pluri-articulé.

L'objectif est d'appliquer les différentes notions abordées en première année sur le corps humain modélisé par des segments corporels articulés les uns par rapport aux autres. Le plan de ce cours est le suivant :

**Introduction générale**

Qu'est ce que la Biomécanique ?  
Modèles mécaniques du corps humain : point matériel et système polyarticulé  
Limitation au plan sagittal

**Chapitre 1. Cinématique du segment corporel**

Notion de segment corporel, Position et orientation  
Translation et rotation, champs des vitesses d'un segment corporel  
Composition des mouvements, théorème des vitesses articulaires

**Chapitre 2. Cinétique et dynamique**

Masse, centre de masse, définition du coefficient  $\alpha$   
Moment d'inertie par rapport à un axe transversal, définition du coefficient  $\beta$   
Energie cinétique d'un segment corporel et d'un ensemble de segments corporels, énergie de gesticulation

**Chapitre 3. Actions mécaniques**

Classification des actions mécaniques  
Représentation d'une action mécanique : force et moment  
Les 3 lois de Newton  
Applications

**Chapitre 4. Travail et puissance des actions mécaniques**

Définition  
Applications et exemples, actions musculaires concentriques et excentriques  
Théorème de l'énergie cinétique

**Chapitre 5. Techniques actuelles d'analyse du mouvement**

Plate-forme de force  
Caméras et balises  
Exemples

En troisième année, l'enseignement de la biomécanique n'est dispensé qu'aux étudiants de la spécialité Activités Physiques Adaptées et Santé (APAS). Une grande partie de ces étudiants se destine à la vie active au terme de cette année universitaire. L'objectif est donc de leur présenter des applications pratiques de la biomécanique au domaine des APAS. L'idée est de transmettre aux étudiants des connaissances qu'ils pourront réinvestir dans leur futur métier ou des notions qu'ils doivent connaître pour pouvoir discuter avec les autres corps de métier avec lesquels ils vont collaborer (médecin, prothésiste, ingénieur). Ce cours n'est en place que depuis deux ans. Le cours porte sur les éléments suivants :

### Chapitre 1. Du muscle au mouvement

- Du muscle à l'action musculaire
  - Éléments de biomécanique articulaire*
  - Action du muscle sur l'articulation*
- De l'action musculaire au mouvement
  - Action des forces musculaires*
  - Moment musculaire dans le mouvement d'une chaîne articulée*
- Forces de contact
  - Les forces de compression*
  - Les forces de cisaillement*

### Chapitre 2. La locomotion

- Généralités
- Les modes de locomotion terrestre
  - La marche : un mécanisme pendulaire*
  - La course : un mécanisme de rebond*
- Le rendement de la locomotion
- Coût énergétique de la marche pathologique

### Chapitre 3. Locomotion en fauteuil roulant

- Historique de la locomotion en fauteuil roulant
- Le marché du fauteuil roulant
- Douleurs chez les utilisateurs du fauteuil roulant
- Biomécanique de la propulsion du fauteuil roulant
  - Description du fauteuil roulant*
  - Cycle de propulsion*
  - Paramètres mécaniques de l'analyse de la locomotion en fauteuil roulant*
  - Dynamique de la locomotion en fauteuil roulant*
  - Efficacité du déplacement en fauteuil roulant*

Enfin en quatrième année, l'objectif de l'enseignement de la biomécanique est de permettre aux étudiants APAS d'acquérir des outils d'analyse du mouvement, qu'ils puissent réinvestir dans leur stage de première et deuxième années de Master. Le plan du cours est le suivant :

### Chapitre 1. Propriétés mécaniques du muscle

- La force
- Les mécanismes de la force
- Les propriétés mécaniques du muscle

### Chapitre 2. Modélisation segmentaire du corps humain

- Longueur des segments corporels
- Masse des segments corporels
- Centre de masse des segments corporels
  - Le segment corporel*
  - Système polyarticulé*
- Moment d'inertie des segments corporels
  - Le segment corporel*
  - Système polyarticulé*
  - Théorème des axes parallèles*

### Chapitre 3. Evaluation du moment musculaire

- Le modèle multi-segmentaire libre
- Description des forces segmentaires
- Applications

### Chapitre 4. Analyse du mouvement

- Analyse du mouvement en statique
  - Rappel du principe de la statique*
  - Evaluation de la force isométrique*
- Analyse du mouvement en dynamique
  - Exploitation du signal de force*
  - Exploitation du signal de déplacement*
  - Analyse de la puissance mécanique*

En Master, les cours de biomécanique sont complétés par un enseignement appelé *Métriologie des aptitudes physiques* dans lequel sont présentées les différentes méthodes d'évaluation physique, ainsi qu'un enseignement sur *le système musculaire et l'entraînement*. J'ai en charge,

dans ces enseignements, la partie du cours portant sur l'évaluation et l'entraînement de la force.

Le programme de ces deux enseignements est le suivant :

### **Métriologie des aptitudes physiques**

#### **Chapitre 1. Définition de l'aptitude physique**

L'action motrice  
Les paramètres physiques

#### **Chapitre 2. L'évaluation physique**

Définition  
Organiser une évaluation  
Une évaluation pour qui ?  
Où évaluer ?  
Quand évaluer ?  
Déroulement d'une évaluation

#### **Chapitre 3. Mesures biométriques**

Composition du corps humain  
Evaluation du poids « idéal »  
Mesure de la masse grasse  
La Bioimpédancemétrie

#### **Chapitre 4. Evaluation de la force et de la puissance**

Evaluation de la détente  
Le Test de Margaria  
Evaluation isométrique  
Evaluation de la répétition maximale  
Evaluation iso-inertielle  
Evaluation isocinétique

#### **Chapitre 5. Evaluation de la mobilité articulaire**

Définition de la souplesse  
Les différentes formes de souplesse  
Critères d'évaluation de la souplesse  
Mesure de la souplesse

### **Système musculaire et entraînement**

#### **Chapitre 1. Entraînement et qualités physiques**

L'entraînement  
*Buts de l'entraînement*  
*Aspects de l'entraînement*  
Les qualités physiques  
*L'endurance*  
*La résistance*  
*La vitesse*  
*La détente*  
*La souplesse*  
*La force et la puissance*  
*L'équilibre et la coordination*

#### **Chapitre 2. La force**

Définitions de la force  
*La force maximale*  
*La force explosive*  
*La force endurance*  
Les mécanismes de la force  
*Facteurs structuraux*  
*Facteurs nerveux*  
*Facteurs liés à l'étirement*

#### **Chapitre 3. Les méthodes d'entraînement de la force**

Règles de base  
Méthodes d'entraînement  
Effets de l'entraînement  
Electrostimulation

Parallèlement aux enseignements théoriques, j'ai enseigné le judo aux étudiants de deuxième année. J'ai également mis en place et j'enseigne le judo adapté en troisième année. J'apporte mon expérience de judoka (5<sup>ème</sup> dan, et brevet d'état 1<sup>er</sup> degré) aux étudiants tant dans la pratique que dans les approches pédagogiques. La deuxième année est plutôt orientée sur la mise en place de séances de judo traditionnel, la troisième année est orientée sur l'application du judo sur différents types de handicap (sensoriel, moteur et mental). Au cours de ces deux années, les étudiants doivent mettre en place des situations pratiques à partir d'un thème choisi parmi une liste présentée en début de cycle. Le fait de pouvoir enseigner à la fois une discipline

théorique réputée comme difficile (la biomécanique) et une discipline pratique comme le judo me permet d'avoir un contact privilégié avec les étudiants et de faire passer plus facilement des concepts tels que les couples de rotation lors des projections debout, ou lors des sorties d'immobilisation en judo. De plus, j'ai le sentiment que les étudiants sont plus facilement à l'écoute s'ils voient un enseignant pratiquer. Les programmes de judo portent :

<b>Judo L2</b>	<b>Judo L3 APA</b>
<p><b>TD 1. Analyse de l'activité judo</b>                      Logique interne de l'activité                      Principaux problèmes posés par le judo                      Modulation de l'opposition                      Organisation des combats</p> <p><b>TD 2. Données sur l'enseignement</b>                      Conduites du débutant                      Principe d'action en judo</p> <p><b>TD 3. Historique du judo</b></p> <p><b>TP 1. Accepter le contact</b>                      Apprentissage de la chute</p> <p><b>TP 2. Immobiliser l'adversaire au sol</b>                      Tourner le dos pour faire chuter</p> <p><b>TP 3. Contrôler et retourner au sol</b>                      Réaliser une projection arrière</p> <p><b>TP 4. Construction de la prise de garde</b>                      Combat au sol</p> <p><b>TP 5. Sortir d'une immobilisation au sol</b>                      Prendre l'avantage au sol</p> <p><b>TP 6. Faire chuter dans quatre directions</b></p> <p><b>TP 7. Retourner l'adversaire au sol</b>                      Liaison debout-sol</p>	<p><b>TD 1. Tâches motrices et pédagogies</b>                      Rôle de l'enseignant                      Elaboration d'un programme d'apprentissage                      Construire des situations porteuses de savoir                      Construire une séance</p> <p><b>TD 2. Pédagogies et règlements adaptés</b>                      Place du sport chez la personne handicapée                      Enseigner les APA aux déficients visuels                      Enseigner les APA aux déficients auditifs                      Enseigner les APA aux déficients intellectuels                      Règlements de judo adapté</p> <p><b>TP1 à 4. Déficience visuelle</b>                      Orientation et sécurisation                      Accepter la chute                      Action-réaction sur techniques arrière                      Action-réaction sur technique avant</p> <p><b>TP 5. Déficience auditive</b>                      Passage des consignes</p> <p><b>TP 6. Déficience motrice</b>                      Blocage des membres inférieurs</p> <p><b>TP7 et 8. Déficience intellectuelle</b>                      Opposition sans contact                      Opposition avec contact</p>

En résumé, je suis le référent au département STAPS pour les enseignements de biomécanique et j'interviens dans d'autres disciplines complémentaires. Je suis également impliqué en tant qu'enseignant de judo dans le Service Universitaire des Activités Physiques et Sportives (SUAPS) de l'Université du Maine depuis 2002, ce qui me permet de rencontrer des étudiants issus des autres départements de la faculté des sciences et autres facultés (Lettres, Droit, IUT, école d'ingénieurs).

## **IV. Activités de recherche**



L'évaluation des paramètres mécaniques du muscle peut être principalement appréhendée de deux manières : dans des conditions d'exercices statiques ou isométriques ; et à partir de mouvements dynamiques pour lesquels on distingue les contractions concentriques induisant une production de puissance musculaire positive des actions excentriques à puissance négative.

En pratique, on rencontre trois types de forces : des forces à distance représentant les forces de gravité ; des forces de contact, caractéristiques des frottements entre les solides (contact du pied sur le sol), ou fluide (corps du nageur dans l'eau) ; et enfin des forces inertielles qui proviennent de l'accélération du centre de masse d'un solide. L'exemple du saut vertical illustre bien ces trois types de force, puisque c'est en accélérant son centre de masse par une extension des muscles des membres inférieurs que le sauteur produit l'action du sol sur ses pieds, action (ou force) qui doit être supérieure au poids pour assurer l'envol.

La plupart des mouvements sportifs ou réalisés dans la vie quotidienne sont effectués en induisant un raccourcissement musculaire. L'évaluation des individus doit se rapprocher au plus près de leurs préoccupations. C'est pourquoi mes activités de recherche se sont centrées autour de la performance motrice, et ne portent que sur des exercices ne faisant intervenir que la contraction concentrique.

La biomécanique du muscle peut alors être abordée sous deux aspects : les relations force-vitesse qui vont permettre d'estimer des paramètres mécaniques représentatifs des capacités musculaires de l'individu quel que soit le domaine d'application considérée ; et la raideur musculaire d'un individu, témoin de son aptitude à résister de façon réflexe à son étirement, qui trouve son principal intérêt dans ses relations avec la performance sportive.

Les différents thèmes de recherche que j'ai développés jusqu'à aujourd'hui s'articulent principalement autour de l'étude des relations force-vitesse et puissance-vitesse, répartis autour de trois axes principaux :

- 1- **la modélisation des mouvements d'extension** : cette partie présentera les travaux menés pour établir les relations force-vitesse et puissance-vitesse en prenant en compte tous les paramètres mécaniques intervenant lors de mouvements d'extension incluant une (extension mono-articulaire des genoux) ou plusieurs articulations (développé couché, demi-squat), au cours d'exercices iso-inertiels ;
- 2- **les facteurs musculaires et la relation avec la performance sportive** : cette partie s'attachera à montrer que les caractéristiques musculaires de force, de vitesse et de puissance estimées à partir des relations force-vitesse et puissance-vitesse au cours de mouvements couramment utilisés lors des séances d'entraînement peuvent être reliées à la performance sportive dans des disciplines explosives telles que le sprint et les lancers ; nous verrons également que la raideur musculaire des membres inférieurs apporte un complément d'information ;
- 3- **les facteurs musculaires et la relation avec la performance motrice dans la vie courante** : ce dernier thème démontre que les relations force-vitesse et puissance-vitesse établies sur les groupes musculaires les plus utilisés par les personnes âgées et sur les groupes musculaires impliqués dans une pathologie telle que la lombalgie peuvent également apporter des informations intéressantes dans la prise en charge de ces deux populations.

L'organisation des études présentées ci-après peut apparaître comme chaotique, cheminement commun à tous les chercheurs appliqués, mais en fait elle répond à une construction logique du travail. Dans le premier axe, on pourrait penser qu'il serait plus simple de partir d'un mouvement mono-articulaire (l'extension du genou), d'étudier ensuite un mouvement bi-articulaire (le développé couché), pour terminer par le mouvement le plus complexe dans lequel interviennent plus de deux articulations (le squat). Or, c'est quasiment le contraire car lors d'un mouvement comme le squat l'individu peut être considéré comme une masse ponctuelle. Le

mouvement est alors modélisé par une simple masse et la résolution mécanique du système étudié correspond à l'étude d'une translation, alors que pour les deux autres mouvements la modélisation fait intervenir la rotation des segments corporels impliqués. Dans les deux axes de recherche suivants, la logique est de caractériser d'abord les populations étudiées à partir des facteurs mécaniques pour ensuite étudier les relations entre les capacités musculaires des individus et la performance réalisée.

Après une présentation sommaire des relations force-vitesse, le travail de recherche mené autour des paramètres musculaires déterminés à partir de ces relations sera donc exposé autour de trois questions :

1. Quelles sont les précautions à prendre pour déterminer de manière fiable des relations force-vitesse et puissance-vitesse dans des conditions iso-inertielles ?
2. Quelles informations les relations force-vitesse et puissance-vitesse peuvent-elles nous apporter sur la performance sportive ?
3. Quelles informations les relations force-vitesse et puissance-vitesse peuvent-elles nous apporter sur les capacités musculaires des personnes âgées et celles atteintes de lombalgie ?

# 1. Les relations force-vitesse

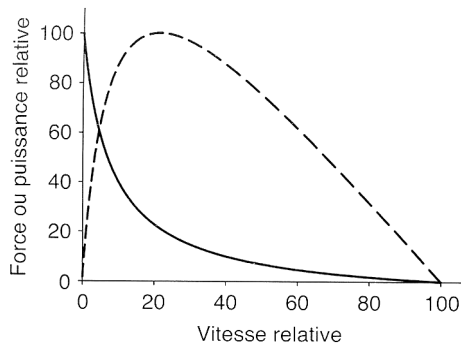
## 1.1. Les relations force-vitesse au niveau du muscle isolé

La relation force-vitesse est un paramètre important de l'étude de la fonction musculaire puisqu'elle reflète la qualité du mécanisme de formation de ponts d'union entre l'actine et la myosine lors de la contraction musculaire (Huxley 1957). L'étude de cette relation date du début des années 1920 (Katz 1939 ; Hill 1938 ; Fenn et Marsh 1935 ; Levin et Wyman 1927 ; Gasser et Hill 1924 ; Hill 1922) et se poursuit encore à notre époque (Yamauchi et coll. 2007 ; Yamauchi et coll. 2005 ; Rahmani et coll. 2004 ; Rahmani et coll. 2001 ; Seck et coll. 1995 ; Vandewalle et coll. 1987). Même si Fenn et Marsh (1935) ont été les premiers à exprimer une relation de type exponentiel entre la force et la vitesse, c'est la relation établie par Archibald Vivian Hill en 1938 sur un muscle isolé de grenouille qui reste la référence à laquelle tous les chercheurs tentent de comparer leurs résultats (*Figure 1*). Cette relation hyperbolique se traduit par l'équation :

$$(F + a)(V + b) = b(F_0 + a) = a(V_0 + b) \quad \text{Eq. 1}$$

avec  $F$  la force produite (en N),  $V$  la vitesse de contraction (en m/s),  $a$  est une constante ayant la dimension d'une force, et  $b$  est une constante ayant la dimension d'une vitesse. Le coefficient  $a/F_0$  reflète la courbure de la relation force-vitesse et  $bF_0/a$  donne la vitesse de raccourcissement sous charge nulle. Les constantes  $a$  et  $b$  dépendent du type de fibres constituant le muscle (Wells 1965 ; Close 1964).

La force produite par un muscle diminue quand sa vitesse de raccourcissement augmente (*Figure 1*). Ceci s'explique principalement par le fait que le nombre de ponts entre l'actine et la myosine est d'autant plus faible que le mouvement est rapide. En effet, si la vitesse de contraction est importante, le temps durant lequel la tête de la myosine se trouve à proximité d'un site de liaison à l'actine est réduit, ce qui limite la possibilité de formation de ponts d'union.

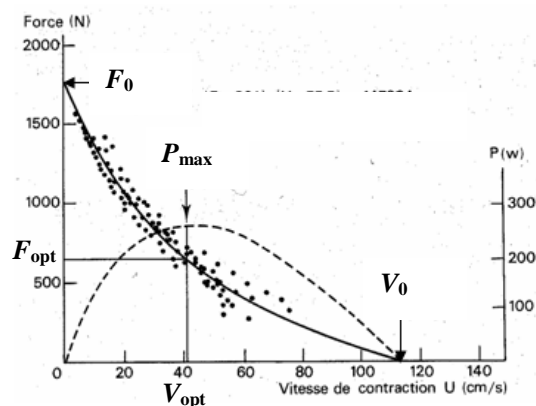


**Figure 1. Exemple de relations force-vitesse (trait plein) et puissance-vitesse (pointillé) obtenues sur du muscle isolé (d'après Jones et coll. 2005)**

La production de puissance est limitée par l'intensité avec laquelle les filaments musculaires peuvent transformer l'énergie chimique en énergie mécanique (Fitts et coll. 1991 ; Weis-Fogh et Alexander 1977). En d'autres termes, pour un exercice de quelques secondes, la production de puissance est limitée par la production d'Adénosine Tri-Phosphate (ATP) pendant la contraction musculaire, alors que pour un exercice explosif, elle est limitée par l'aptitude à hydrolyser l'ATP. La puissance étant le produit de la force par la vitesse, la relation entre la puissance et la vitesse est donc une conséquence directe de la relation entre la force et la vitesse. Elle est décrite par une relation polynomiale (Figure 1).

Par extrapolation, il est possible de déterminer différents paramètres musculaires, caractéristiques de ces relations (Figure 2) :

- ✓ la vitesse maximale de raccourcissement ( $V_0$ ) atteinte sans résistance extérieure,
- ✓ la force maximale isométrique ( $F_0$ ) produite contre une charge ne permettant aucun déplacement (*i.e.* vitesse nulle),
- ✓ la puissance maximale ( $P_{max}$ ) qui correspond au produit d'une vitesse optimale ( $V_{opt}$ ) des fibres musculaires et d'une force optimale ( $F_{opt}$ ) égale respectivement à environ 15 à 30% de  $V_0$  et  $F_0$  (Hill 1938).



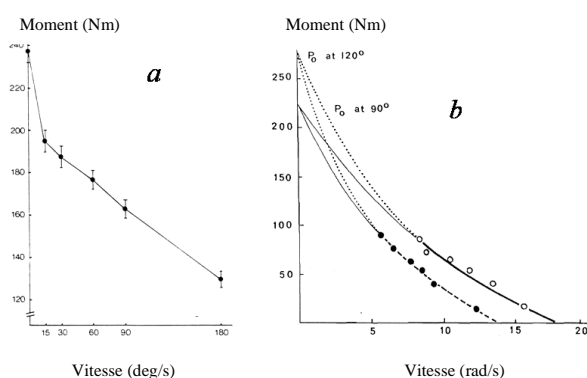
**Figure 2. Détermination des valeurs de  $F_0$ ,  $V_0$ ,  $P_{max}$ ,  $F_{opt}$  et  $V_{opt}$  à partir des relations force-vitesse et puissance-vitesse du biceps brachial (Monod et Flandrois 2003)**

La forme hyperbolique de la relation entre la force et la vitesse reste identique d'un muscle à l'autre quel que soit le type de fibres constituant le muscle. Ce sont les valeurs des coefficients et surtout de  $F_0$ ,  $V_0$  et *a fortiori*  $P_{max}$ , qui varient (Faulkner et coll. 1986 ; Goldspink 1978 ; Barany 1967). Ainsi, les fibres rapides présentent une vitesse  $V_0$  trois à cinq fois plus élevée que les fibres lentes, (Barany 1967). Elles sont également capables de maintenir un plus grand pourcentage de leur vitesse maximale quand la force augmente (Fitts et coll. 1991).  $V_0$  est également proportionnel à la longueur du muscle, c'est-à-dire au nombre de sarcomères en série (Jones et coll. 2005).  $F_0$  est étroitement lié à la surface de section transversale de la fibre, c'est-à-dire au nombre de sarcomères disposés en parallèle. Enfin, à une forte incurvation de la relation force-vitesse correspond un faible rapport  $a/F_0$  (Close 1972). Plus le muscle est constitué de fibres lentes, plus la courbure de la relation est importante (Figure 3). Une forte courbure de la relation force-vitesse correspond à une production de puissance maximale à relativement plus faible force et plus faible vitesse (Goubel et Linsel-Corbeil 2003). Quelle que soit la vitesse de raccourcissement, la puissance totale produite par le muscle est la somme des puissances produites par les fibres I et II (Faulkner et coll. 1986). Il est clairement établi que les fibres II développent une puissance maximale cinq à dix fois supérieures à celle des fibres I et atteignent cette valeur pour une vitesse optimale supérieure. La puissance maximale est obtenue pour une résistance de 15 à 30% de  $F_0$  respectivement pour les fibres I et IIb (Fitts et Widrick 1996).

## 1.2. Les relations force-vitesse au niveau du muscle *in vivo*

La détermination des relations force-vitesse et puissance-vitesse obtenues dans des conditions dynamiques, au cours de mouvements isocinétiques (réalisés à vitesse constante) ou iso-inertiels (exécutés avec des charges constantes), permet de quantifier l'aptitude du système neuromusculaire à produire des niveaux de puissance élevés. Les applications de cette analyse concernent la compréhension de la performance motrice, l'entraînement et la réhabilitation post-traumatique.

La relation force-vitesse décrite à partir de contractions isocinétiques ou iso-inertielles présente clairement une forme différente de la courbe classique proposée par Hill sur muscle isolé. Certains auteurs ont tenté de décrire les relations force-vitesse par une forme hyperbolique au cours d'extensions mono-articulaires isocinétiques (Thorstensson et coll. 1976) et iso-inertielles (Tihanyi et coll. 1982) du genou. Ces différentes études associaient des mesures isométriques aux mesures dynamiques réalisées contre différentes charges ou vitesses. Si on ne s'intéresse qu'aux mesures réalisées dans des conditions dynamiques, on observe que la relation entre la force et la vitesse se rapproche d'une forme linéaire quelles que soient les conditions d'expérimentations (*Figure 3*). On peut d'ailleurs remettre en question l'association de résultats issus de deux modes de contractions différentes sur une même courbe. En effet, il est maintenant reconnu que ces deux types de contraction possèdent des modes d'activation musculaire différents (Murphy et Wilson 1996 ; Nakazawa et coll. 1993 ; Person 1974).



**Figure 3. Relations force-vitesse lors de contractions a) isocinétique (d'après Thorstensson et coll. 1976) et b) iso-inertielle (d'après Tihanyi et coll. 1982)**

Depuis les années 80, plusieurs auteurs ont établi une relation linéaire entre la force et la vitesse à partir de mouvements pluri-articulaires en condition isocinétique (McCartney et coll. 1983 ; Sargeant et coll. 1981) ou iso-inertielle (Izquierdo et coll. 2002 ; Bosco et coll. 1995 ; Seck et coll. 1995 ; Vandewalle et coll. 1987), et lors de mouvements mono-articulaires en condition isocinétique (Caiozzo et coll. 1981 ; Ingemann-Hansen et Halkjaer-Kristensen 1979 ; Perrine et Edgerton 1978 ; Thorstensson et coll. 1976) et en condition iso-inertielle (Rahmani et coll. 1999). Cette relation linéaire simplifie la détermination des paramètres de force isométrique théorique  $F_0$  et de vitesse maximale de contraction à vide  $V_0$ , correspondant à l'intersection de la relation avec respectivement l'axe de force et de vitesse. Cette relation s'exprime en fonction de ces deux paramètres sous les formes :

$$F = F_0 \cdot \left(1 - \frac{V}{V_0}\right) \quad \text{ou} \quad V = V_0 \cdot \left(1 - \frac{F}{F_0}\right) \quad \text{Eq. 2}$$

où  $F$  représente la force mesurée (exprimée en N) et  $V$  la vitesse pré-réglée pour les ergomètres isocinétiques (en °/s) ou mesurée pour les dynamomètres iso-inertiels (en m/s).

Cette relation linéaire entre la force et la vitesse conduit à une relation polynomiale du second ordre entre la puissance et la vitesse (Rahmani et coll. 2004 ; Rahmani et coll. 2001 ; Arzac et coll. 1996 ; Bosco et coll. 1995 ; Sargeant et coll. 1981). Comme pour le muscle isolé, on peut grâce à cette relation obtenue pour un mouvement pluri-segmentaire, définir la puissance maximale  $P_{\max}$  et la vitesse optimale  $V_{\text{opt}}$  correspondante. Dans ce cas, la puissance est maximale

pour  $F_{\text{opt}} = \frac{F_0}{2}$  et  $V_{\text{opt}} = \frac{V_0}{2}$  comme le montrent Vandewalle et coll. (1987).

La différence de forme observée entre les relations hyperboliques obtenues pour le muscle isolé et les relations linéaires décrivant les mouvements humains se justifie par différents facteurs. Tout d'abord, le mouvement humain n'est jamais réalisé par un seul muscle mais par un ou plusieurs groupes musculaires subissant l'influence de l'angle articulaire, l'action simultanée des



muscles antagonistes, et la variation des bras de levier de chaque muscle au cours du mouvement. La relation force-vitesse établie est une représentation du système musculaire global et non celle de chaque muscle impliqué dans le mouvement. Ensuite, la coordination entre les différents groupes musculaires peut également avoir une influence. En effet, chaque groupe musculaire ayant des conditions de travail optimales différentes, il est possible que leur association ne corresponde pas aux conditions optimales du système entier (Herzog 2000). Enfin, les vitesses atteintes au cours d'une contraction musculaire en condition in vivo sont inférieures à celles que l'on peut obtenir en condition in vitro. On peut penser que la relation force-vitesse linéaire ne correspond qu'à une partie de la gamme de vitesse que peut atteindre le muscle isolé.

## **2. Modélisation des mouvements d'extension**

Au cours de mouvements d'extension, les qualités musculaires ont principalement été étudiées à partir d'exercices mono-articulaires des genoux grâce à des dynamomètres isocinétiques (Perrine 1968 ; Hislop et Perrine 1967). L'avantage de ces ergomètres est que la résistance s'adapte à l'effort réalisé par un individu afin que la contraction soit réalisée à une vitesse constante. L'isocinétisme présente un avantage dans le contrôle et la sécurité au cours des expérimentations (Baltzopoulos et Brodie 1989). Il présente de nombreuses applications dans le domaine médical (Kannus 1989 ; 1988a ; 1988b) et le milieu sportif (Gleeson et Mercer 1992 ; Westing et coll. 1991 ; Gransberg et Knutsson 1983 ; Caiozzo et coll. 1981). Néanmoins, Kannus (1994) souligne le manque de pertinence de ces mesures isocinétiques, lié au fait que l'utilisation de ce type d'outil nécessite une période de familiarisation. De plus, on observe des résultats contradictoires quand les mesures isocinétiques sont comparées aux mesures iso-inertielles (McCarthy et coll. 1995 ; Fry et coll. 1991 ; Crist et coll. 1983). Dans le cadre de l'analyse de la performance motrice, il reste préférable de réaliser les mesures en conditions iso-inertielles car les mouvements humains sont caractérisés par des phases successives d'accélération et de décélération d'une masse constante (Abernethy et coll. 1995).

Dans cet optique, les mesures de force, de vitesse et de puissance produites lors de mouvements d'extension sont souvent réalisées à l'aide des plateformes de force, système de référence (Newton et coll. 1996 ; Wilson et coll. 1994 ; Murphy et coll. 1994 ; Wilson et coll. 1991a). L'utilisation de la plate-forme de force nous affranchit de la détermination des différentes inerties du système déplacé et prend en compte le centre de masse global en mouvement. Cependant, son usage est soumis à des contraintes techniques qui ne permettent son utilisation que dans des conditions de laboratoire. En 1995, Carmelo Bosco a développé un système de mesure cinématique, l'Ergopower, qui permet de déterminer la vitesse, la force et la puissance moyenne produite dans des conditions


iso-inertielles à partir de n'importe quel appareil de musculation, et ceci aussi bien en laboratoire que dans des conditions de terrain. La mesure porte tout simplement sur le déplacement de la charge soulevée. La vitesse et l'accélération sont déduites directement par des dérivées successives. Le principe fondamental de la dynamique permet de déterminer la force produite. Et enfin le produit de la force par la vitesse permet de calculer la puissance à chaque instant du mouvement.

Lors de la validation de l'Ergopower, Bosco et ses collaborateurs (1995) ont démontré la précision du système en déterminant les erreurs relatives des différents paramètres calculés. Les plus grandes erreurs relatives déterminées pour ces paramètres étaient inférieures à 0,3% pour la force moyenne, 0,9% pour la vitesse moyenne, et 1,2% pour la puissance moyenne. Cependant, l'utilisation de ce système cinématique implique 1- de vérifier que le déplacement de la charge reflète bien le déplacement du centre de masse en mouvement, 2- de prendre en compte toutes les inerties intervenant dans le mouvement.

Dans ce premier axe de recherche, nous avons modélisé trois mouvements faisant intervenir différents types d'inerties en plus de la charge soulevée (la masse corporelle d'un individu pour le demi-squat ; un segment corporel et un levier relié à un système de poulies pour l'extension des jambes ; deux segments corporels pour le développé couché) afin de valider la méthode de mesure cinématique de Bosco, et d'établir des relations force-vitesse et puissance-vitesse objectives.

## 2.1. Mouvement pluri-articulaire : le demi-squat

---

 **Rahmani A.**, Dalleau G., Viale F., Hautier C.A., Lacour J-R. (2000) Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 27-36.

---

Le demi-squat (*Figure 4*) est un des exercices les plus utilisés dans les cycles d'entraînement. Centré sur l'entraînement en force des cuisses, il permet de solliciter et de renforcer toute la chaîne segmentaire du corps humain. La détermination précise de la puissance musculaire produite dans ce type de mouvement est une donnée importante pour les entraîneurs et les

athlètes, car elle introduit une notion de vitesse, complémentaire à la notion de force, déjà exprimée par la répétition maximale (1-RM). L'objectif étant de déterminer la force et la puissance musculaire produites au cours de l'exercice, le sujet a été modélisé par une masse ponctuelle. Ceci nécessite de vérifier que l'accélération verticale du sujet est la même que celle mesurée au niveau de la barre pour pouvoir ensuite déterminer les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse à partir d'une série de demi-squat.

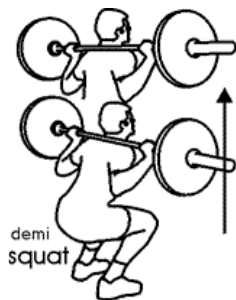


Figure 4. Illustration d'un demi-squat libre

Pour vérifier cette hypothèse, nous avons comparé les résultats de force, vitesse et puissance déterminés à partir du système cinématique de Bosco avec les mesures simultanément réalisées avec une plateforme de force (Figure 5).

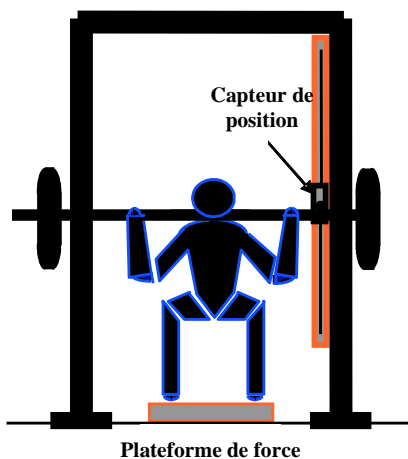


Figure 5. Schéma de la barre guidée et de la position des capteurs utilisés (capteur de position et plateforme de force)

Le demi-squat étant réalisé sous barre guidée, le mouvement est purement vertical. On peut émettre l'hypothèse que les forces produites selon les axes horizontaux sont négligeables. Ainsi, les forces extérieures agissant sur le système correspondent au poids de l'individu et de la masse

soulevée ( $\vec{P} = M\vec{g}$ , avec  $M$  la masse de l'individu et de la charge<sup>1</sup> soulevée, à l'action du sol ( $\vec{R}$ ) qui représente également la force de poussée de l'individu, et aux forces de frottement ( $\vec{F}_f$ ) liées au système de guidage vertical et déterminées par un test de chute libre. Par conséquent, sur l'axe  $Oz$ , la force verticale de poussée déterminée à partir du déplacement de la charge peut s'écrire :

$$R = Mg + Ma + F_f \quad \text{Eq. 3}$$

La plate-forme de force permet de déterminer directement l'accélération  $a_{pf}$  du centre de masse global du sujet à partir de la mesure directe de la force  $F_{pf}$  :

$$a_{pf} = \frac{F_{pf} - Mg}{M} \quad \text{Eq. 4}$$

La vitesse  $v_{pf}$  est ensuite déduite par intégration de l'accélération :

$$v_{pf} = \int_0^t a_{pf}(t) dt + v_0 \quad \text{Eq. 5}$$

avec  $v_0$ , la constante d'intégration, qui correspond à la vitesse verticale initiale du centre de masse. Cette constante  $v_0$  est nulle au départ car les sujets ne réalisent que la partie concentrique du squat, et débutent le mouvement à l'arrêt, la charge reposant sur les supports mécaniques de l'appareil de musculation.

Les résultats de cette étude ne montrent aucune différence significative entre la force, la vitesse et la puissance calculée à partir du système cinématique et celles déterminées à partir de la plateforme de force. Quelle que soit la charge soulevée, les coefficients de Pearson sont toujours supérieurs à 0,70 pour chaque paramètre ( $r = 0,85-0,95$ ,  $p < 0,001$  pour la force ;  $r = 0,74-0,91$ ,  $p < 0,01-0,001$  pour la vitesse ; et  $r = 0,85-0,95$ ,  $p < 0,001$  pour la puissance). De plus, les courbes

<sup>1</sup> charge = poids de la masse soulevée. On utilisera le terme charge pour parler de la masse soulevée par l'individu (barre + disques ajoutés symétriquement), pour distinguer celle-ci de la masse corporelle ou de la masse des segments impliquées dans le mouvement

de force, de vitesse et de puissance en fonction du temps tracées avec chaque système de mesure sont superposées pendant la phase de poussée (Figure 6).

Ces résultats nous permettent de valider le fait que la mesure de l'accélération de la barre à partir du système cinématique reflète bien l'accélération du centre de masse du sujet. On peut expliquer ce résultat par le fait que le centre de masse de l'individu est toujours au-dessus des membres inférieurs qui peuvent alors être considérés comme les seuls segments en mouvement. En effet, l'intervention du tronc sous barre guidée est très limitée. La légère rotation du tronc en fin de mouvement est quasi-inexistante. On peut donc estimer que le tronc ne fait qu'une translation verticale, et que la distance verticale entre le centre de masse de l'individu et celui de la barre reste constante pendant tout le mouvement.

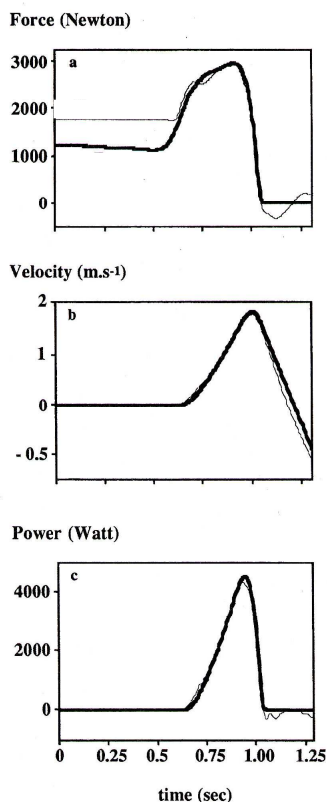


Figure 6. Courbes de force (a), de vitesse (b), et de puissance (c) en fonction du temps enregistrées avec le système cinématique (trait fin) et la plateforme de force (trait épais) au cours d'un squat chargé à 100 kg

**Rahmani A.**, Viale F., Dalleau G., Lacour J-R. (2001) Force and power-velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 227-232.

La validité de la méthode étant confirmée, nous avons pu observer que les relations force-vitesse établies lors d'une série de squat contre des charges allant de 64 à 184 kg étaient linéaires ( $0,83 < r^2 < 0,98$ , Figure 7). Parallèlement aux mesures dynamiques, nous avons également réalisé une mesure isométrique à un angle du genou de 90°. La force mesurée dans des conditions isométriques était inférieure de 23% à la force maximale isométrique extrapolée à partir de la relation force-vitesse, sans aucune corrélation entre les deux mesures. L'association d'une mesure isométrique aux mesures dynamiques ne permet ni de constater à un prolongement de la relation linéaire entre la force et la vitesse, ni d'obtenir une forme hyperbolique, comme nous l'avons déjà évoqué en introduction (cf. page 23 et Figure 3). L'absence de corrélation peut s'expliquer par le fait que les conditions d'exercices sont très différentes : la mesure dynamique se fait sur une plage angulaire s'étendant de 90 à 180°, alors que la mesure isométrique se fait à un angle fixe de 90°. Nous pouvons également attribuer ce résultat à une différence de recrutement et d'activation musculaire entre les situations isométriques et dynamiques (Pryor et coll. 1994).

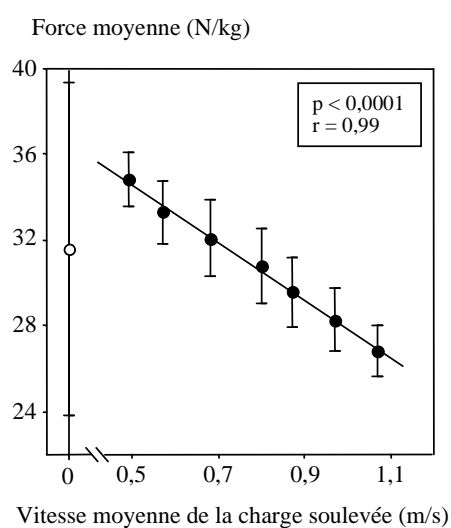


Figure 7. Relation force-vitesse développée au cours d'une série de squats chargés (60 à 180 kg) pour le groupe entier (n = 15). Le rond blanc représente la force isométrique mesurée

La relation puissance-vitesse était représentée par une fonction polynomiale du second ordre ( $0,94 < r^2 < 0,99$ , Figure 8), mais dans la gamme de charges utilisée, la puissance maximale et la vitesse optimale atteintes pour la charge la plus légère (64 kg) ne correspondent ni à  $P_{max}$ , ni à  $V_{opt}$ . Par extrapolation des relations puissance-charge, on montre que la  $P_{max}$  devrait être atteinte pour une charge proche de la masse corporelle, voire inférieure de 5 à 15 kg. Nous avons tenté de tracer cette relation puissance-vitesse en combinant des squats en condition allégée, avec des squats chargés (Rahmani 2000). Cette expérimentation s'est soldée par une impossibilité de tracer une relation complète. La mesure électromyographique du vastus lateralis (muscle le plus sollicité pendant le squat) montrait bien une augmentation de l'activation musculaire avec l'augmentation de la masse soulevée, alors qu'en condition d'allègement, on observait un signal identique quel que fut l'allègement du sujet. Ceci était également confirmé par l'estimation du temps de poussée pendant le squat. Plus la masse soulevée était importante, plus le temps de poussée était long alors que le temps de poussée restait identique indépendamment de l'allègement appliqué au système en mouvement.

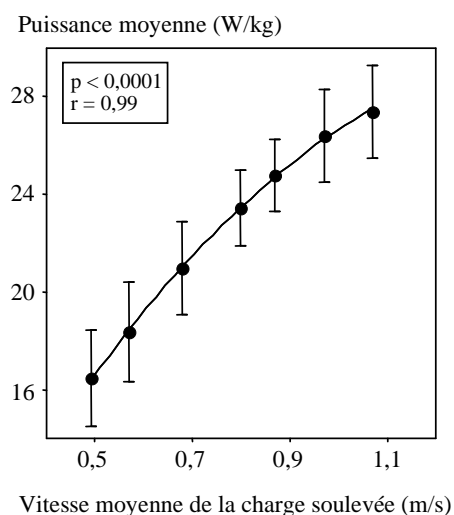



Figure 8. Relation puissance-vitesse développée au cours d'une série de squats chargés (60 à 180 kg) pour le groupe entier (n = 15)



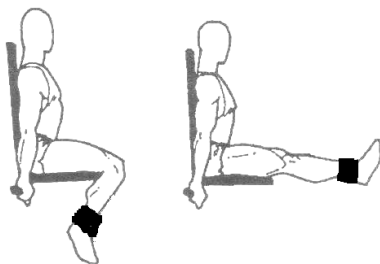
## 2.2. Mouvement mono-articulaire : l'extension des genoux

---

 **Rahmani A.**, Belli A., Kostka T., Dalleau G., Bonnefoy M., Lacour J-R. (1999) Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 337-344.

---

D'un point de vue méthodologique, quel que soit le mouvement utilisé pour déterminer la relation force-vitesse, la masse totale du système en mouvement doit être prise en compte. Dès les premières études sur les caractéristiques musculaires, les auteurs ont souligné l'importance de la prise en compte de l'inertie dans les calculs de la force (Wilkie 1950). Dans des mouvements comme l'extension mono-articulaire des membres inférieurs (*Figure 9*), la principale source de sous-estimation pour la détermination des paramètres de force, vitesse et puissance est l'absence de prise en compte de l'inertie des leviers et des segments utilisés lors des mouvements réalisés. Il a été montré que le moment de force produit au cours d'un mouvement d'extension en condition isocinétique était sous-estimée d'environ 20 à 40% selon la vitesse d'exécution du mouvement, si les poids du levier et de la jambe n'étaient pas pris en compte (Nelson et Duncan 1983 ; Winter et coll. 1981).



---

**Figure 9. Illustration du mouvement d'extension des jambes**

---

L'estimation de la force au cours d'extensions mono-articulaires passe nécessairement par la détermination d'un moment de force puisque les segments corporels effectuent un mouvement de rotation au cours duquel ils entraînent un levier relié aux charges à soulever par un système de poulie. Les éléments à prendre en considération apparaissent en noir et en grisé sur la *Figure 10*.

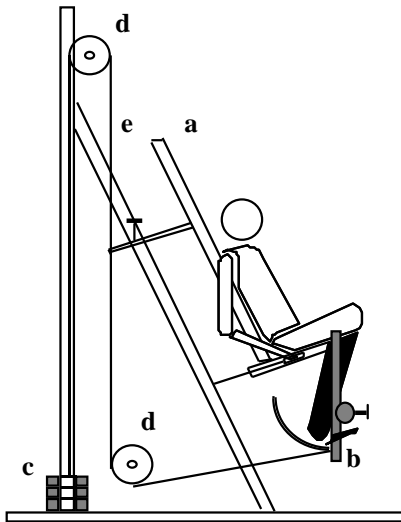


Figure 10. Diagramme du système mono-articulaire d'extension des jambes :

- a- siège ajustable en profondeur
- b- bras de levier ajustable en hauteur
- c- charges
- d- poulies
- e- chaîne de transmission de l'effort

Pour déterminer le moment résultant  $M$  généré par le quadriceps, le système jambe-levier a été modélisé par un système rigide unique. Les schémas des deux segments composant ce système sont présentés dans la Figure 11. Le moment  $M$  est alors égal à la somme des moments correspondant au déplacement de la charge ( $M_1$ ), au poids et aux accélérations angulaires du levier ( $M_2$ ) et des deux jambes ( $M_3$ ) :

$$M = M_1 + M_2 + M_3 \quad \text{Eq. 6}$$

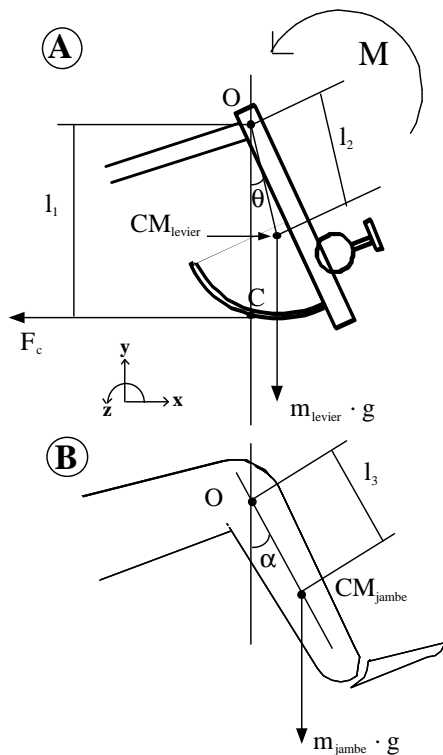


Figure 11. Description des paramètres mécaniques agissant sur le levier (A) et sur les jambes (B) :

- $l_1$ ,  $l_2$  et  $l_3$ , distances entre le centre de rotation O et, respectivement, le point d'application C de la force  $F_c$  générée pour soulever la charge, le centre de masse du levier ( $CM_{levier}$ ) et le centre de masse de la jambe ( $CM_{jambe}$ )
- $m_{levier}$  et  $m_{jambe}$ , masses du levier et de la jambe
- $g$  est l'accélération de la gravité ( $9,81 \text{ m.s}^{-2}$ )
- $\theta$  et  $\alpha$  sont, respectivement, les angles, par rapport à la verticale, parcourus par le levier et les jambes

Les résultats montrent que lorsqu'on néglige à la fois la masse des jambes et la masse du levier, la sous-estimation du moment musculaire résultant diminue avec l'augmentation de la charge soulevée, et passe de 45,3% pour la charge la plus légère (5 kg) à 6,2% pour la charge la plus lourde (55 kg). Il est à noter que lorsque seul le moment de force dû au poids et à l'accélération des jambes n'est pas pris en compte, l'erreur est inférieure à 4% et devient nulle pour les charges importantes. D'ailleurs, on ne note aucune différence significative entre le moment résultant  $M$  et le moment calculé en négligeant l'inertie des jambes. Ces erreurs entraînent des estimations erronées des paramètres calculés d'après la relation force-vitesse d'une part, et puissance-vitesse d'autre part. Les paramètres  $F_0$ ,  $V_0$ ,  $P_{max}$  et  $V_{opt}$  se trouvent respectivement sous-estimés de 8, 13, 17 et 21% environ (Figure 12).

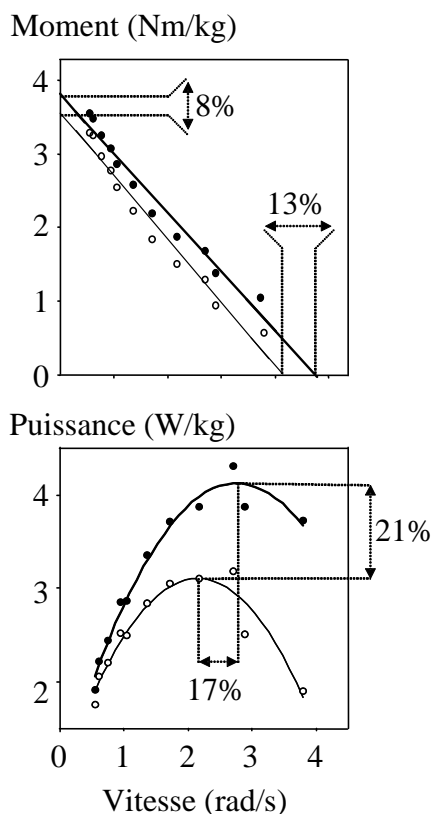


Figure 12. Relation moment-vitesse angulaire et puissance-vitesse angulaire au cours d'extensions mono-articulaires des jambes pour les valeurs prenant en compte les différentes inerties du mouvement (cercles pleins) et pour les valeurs négligeant les inerties du levier et des jambes (cercles vides)

---

## 2.3. Mouvement bi-articulaire : le développé couché

---

📖 Rambaud O., **Rahmani A.**, Moyen B., Bourdin M. (2008) Importance of the upper-limb inertia in calculating bench press force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 383-389.

---

Dans le travail de thèse d'Olivier Rambaud portant sur la relation entre les facteurs mécaniques et la performance en lancer (développé dans le second axe de recherche ci-après), que j'ai co-encadré avec le Docteur-HDR Muriel Bourdin du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs de Lyon (INRETS, UMRT-9406), nous nous sommes trouvés confrontés à un problème méthodologique à résoudre. En effet, lors d'un mouvement comme le développé couché, les études utilisant le système cinématique ne considèrent que la charge déplacée dans le calcul de force (Cronin et Henderson 2004 ; Cronin et coll. 2003 ; Cronin et coll. 2002a ; Cronin et coll. 2002b ; Izquierdo et coll. 2002 ; Cronin et coll. 2001 ; Shim et coll. 2001 ; Cronin et coll. 2000). Les valeurs de force maximale ainsi obtenues dans ces études sont inférieures aux valeurs de force maximale directement mesurées à l'aide d'une plateforme de force dans des groupes de niveau comparable (Murphy et coll. 1994 ; Wilson et coll. 1994 ; Wilson et coll. 1991a ; Wilson et coll. 1991b). L'hypothèse serait que cette différence est due au fait que les études utilisant les données cinématiques ne prennent pas en compte la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force.

Pour vérifier cette hypothèse, nous avons dans un premier temps comparé la force déterminée avec le système cinématique avec celle mesurée simultanément avec une plateforme de force placée sous le banc de musculation (*Figure 13*). La méthodologie était identique à celle décrite précédemment lors de l'étude sur le squat. L'objectif était de démontrer l'importance de la masse des membres supérieurs dans la détermination de la force produite au cours du mouvement. Cette force est calculée de la même manière que celle décrite précédemment (*Eq. 3, page 29*). Dans cette équation, la masse correspond soit à la masse de la charge soulevée seule, soit à la masse de la charge soulevée à laquelle la masse des membres supérieurs est

ajoutée. Les sujets devaient réaliser une série de développés couchés contre des charges variant de 7 à 74 kg.

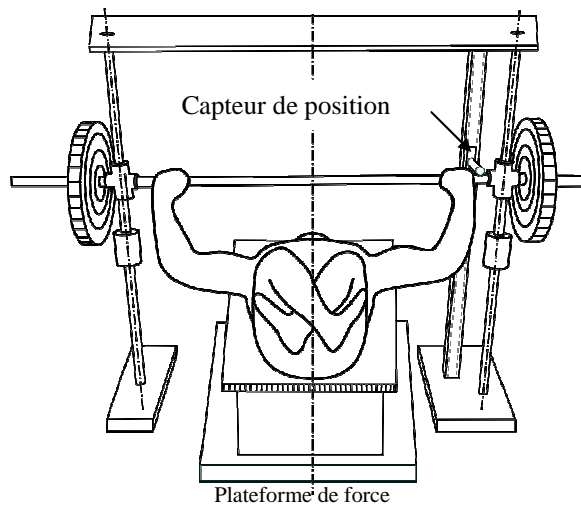


Figure 13. Schéma du développé couché et des systèmes de mesure

Quelle que soit la charge soulevée, la force mesurée avec le système cinématique en négligeant la masse des membres supérieurs est significativement inférieure ( $p < 0,001$ ) à la force mesurée par la plateforme de force (Figure 14). La différence entre ces deux forces diminue avec l'augmentation de la charge, et passe d'environ 56% pour la charge de 7 kg à 8% pour la charge de 74kg. Si on intègre la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force estimée à partir du système cinématique, on ne note plus de différence significative avec la mesure réalisée avec la plateforme de force. Les deux forces sont significativement corrélées ( $r = 0,91$  ;  $p < 0,001$ ).

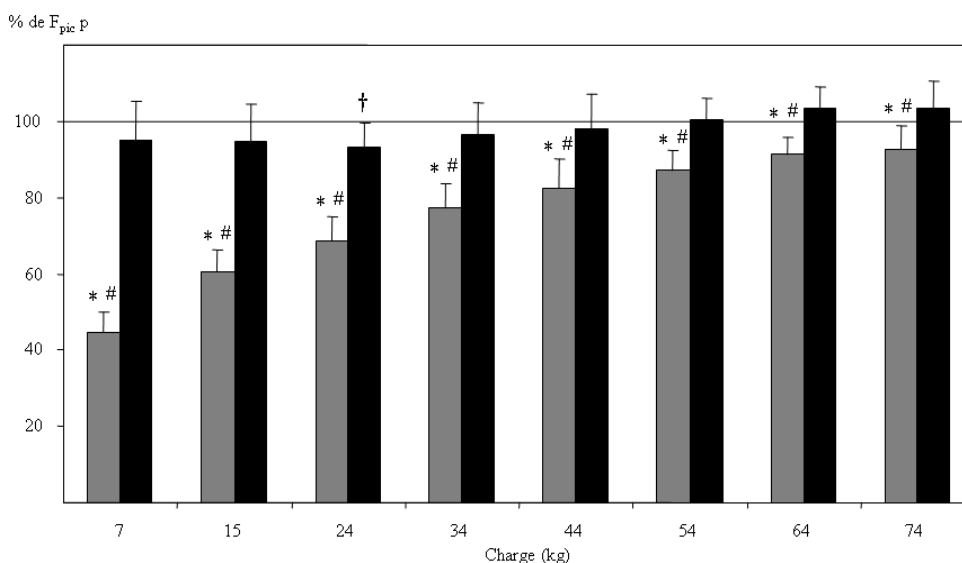


Figure 14. Valeurs des forces pics (en % de la force mesurée par la plateforme  $F_{picp}$ ) calculées en prenant (en noir) ou non (en gris) en compte l'inertie des membres supérieurs.  
 \*  $p < 0,001$  différence significative avec  $F_{plateforme}$   
 †  $p < 0,01$  différence significative avec  $F_{plateforme}$   
 #  $P < 0,001$  différence significative entre la force prenant ou non en compte la masse des membres supérieurs

Quel que soit le mode de calcul, la relation force-vitesse est linéaire (*Figure 15a*, charge seule :  $0,75 < r < 0,98$ ;  $p < 0,05$  ; charge plus masse des membres supérieurs :  $0,77 < r < 0,99$  ;  $p < 0,05$ ) et la relation puissance-vitesse est représentée par une relation polynomiale du second ordre (*Figure 15b* : charge seule :  $0,88 < r < 0,99$  ;  $p < 0,05$  ; charge plus masse des membres supérieurs :  $0,96 < r < 0,99$  ;  $p < 0,05$ ).

L'absence de prise en compte de la masse des membres supérieurs entraîne là encore une sous-estimation des paramètres musculaires déduits des relations force-vitesse et puissance-vitesse. Ainsi, on peut noter une sous-évaluation des valeurs de  $F_0$ , de  $V_0$ , de  $P_{\max}$ , et de  $V_{\text{opt}}$  respectivement, de 6, 41, 32 et 34% lorsque la masse des membres supérieurs est négligée. Il est intéressant de noter que, bien que significative, la sous-estimation concernant  $F_0$  est faible. Ceci tient au fait que la contribution de la masse des membres supérieurs à l'inertie totale du système en mouvement est relativement faible aux charges élevées. La masse des membres supérieurs des sujets étudiés était égale à  $8,7 \pm 1,6$  kg.

La sous-estimation importante de  $P_{\max}$  et des paramètres de vitesse est liée au fait que  $P_{\max}$  est obtenue pour des charges légères qui correspondent à des vitesses élevées. Comme pour le squat, la relation puissance-vitesse n'est obtenue que pour la phase ascendante. Toutefois, lors de cette expérimentation, l'apex de la relation a été atteint avec les charges de 7 et 15 kg. La charge théorique correspondant à  $P_{\max}$  est de 36 kg si la masse des membres supérieurs est négligée, contre 15kg si cette masse est intégrée dans le calcul de la force. La prise en compte de l'inertie totale du système déplacé lors du mouvement de développé couché est particulièrement importante dans le contexte de l'entraînement. En effet, les programmes d'entraînement ayant pour but d'améliorer la puissance explosive sont basés sur la charge correspondant à  $P_{\max}$  (Kanehisa et Miyashita 1983 ; Kaneko et coll. 1983 ; Caiozzo et coll. 1981). On comprend alors tout de suite qu'une mauvaise évaluation de cette charge impliquerait des résultats néfastes quant à l'objectif d'entraînement attendu.

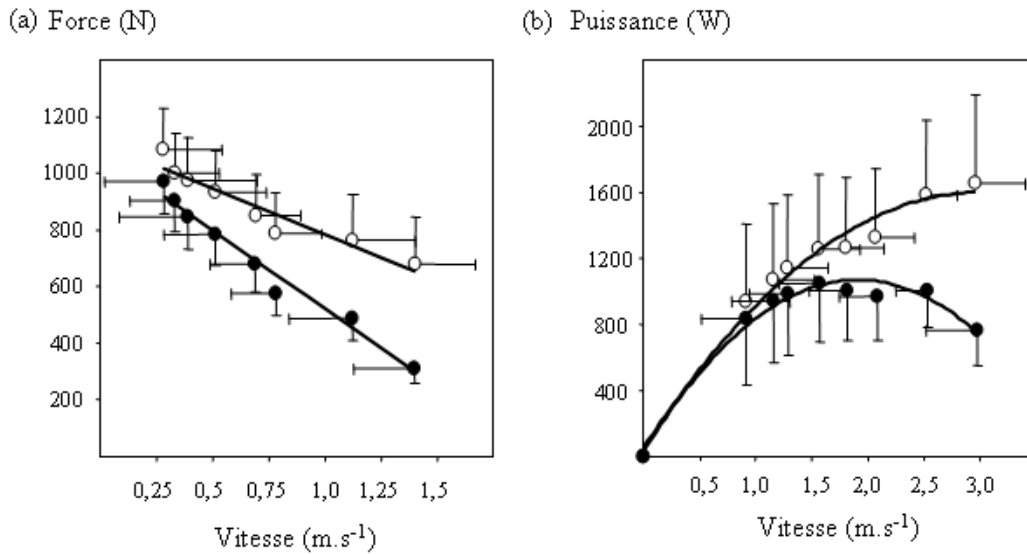


Figure 15. Relations force-vitesse (a) et puissance-vitesse (b) moyennes en prenant en compte la masse des membres supérieurs (symboles vides) ou non (symboles pleins)

**Rahmani A.**, Rambaud O., Bourdin M., Mariot J-P. (2004) Bench press exercise. A preliminary dynamic model of the upper limb thrower. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 112 (Supplement), Abstract 29<sup>ème</sup> Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Paris

Dans le contexte de l'évaluation d'athlètes lors d'un protocole concernant le mouvement de développé couché, la prise en compte de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force minimise les erreurs de façon tout à fait satisfaisante. Cependant, cette procédure ne donne aucune information sur l'importance de l'accélération des membres supérieurs sur la force calculée. Le développé couché est un mouvement impliquant deux articulations (le coude et l'épaule) et pour lequel les groupes musculaires impliqués dans le mouvement d'extension interviennent progressivement. Il paraît donc intéressant de déterminer les accélérations de chaque segment corporel pour vérifier l'impact qu'elles peuvent avoir dans l'estimation de la force globale.

Un premier modèle du développé couché avec deux segments corporels (le bras et l'avant-bras) à deux degrés de liberté a tout d'abord été proposé. Les articulations de l'épaule et du coude étaient modélisées par deux liaisons pivots. L'objectif de cette étude était de déterminer la force

produite au cours d'un développé couché et de valider le modèle proposé en comparant toujours cette force à celle mesurée avec la plate-forme de force.

La force était alors calculée à partir de trois mesures simples : le déplacement vertical  $Z$  de la charge soulevée à l'aide du système cinématique de Bosco, l'angle  $\theta$  du coude à l'aide d'un goniomètre, et la position horizontale  $x_0$  de la main par rapport à l'épaule.  $x_0$  était considéré comme constant pendant tout le mouvement puisque le développé couché étant réalisé sous barre guidée, les mouvements horizontaux sont donc inexistant. La simulation informatique du mouvement (Figure 16) nous a montré que la hauteur à laquelle la charge était soulevée n'était jamais atteinte même lorsque les membres supérieurs étaient tendus. Ceci impliquait que l'épaule qui était supposée fixe dans ce modèle ne l'était pas dans la réalité. Le modèle proposé ne pouvait donc pas être validé. Il fallait introduire le déplacement vertical de l'épaule dans les calculs.

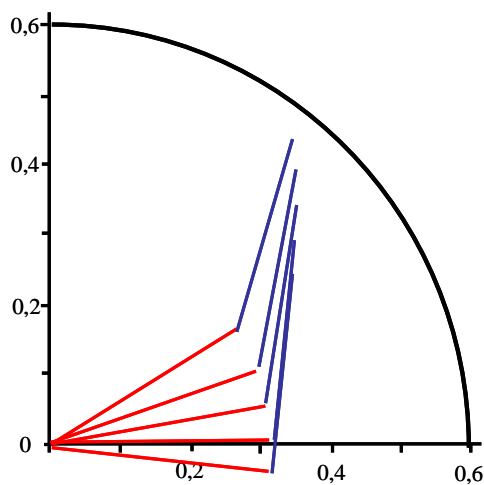



Figure 16. Simulation informatique du mouvement du bras (en rouge) et de l'avant-bras (en bleu). L'arc de cercle représente le rayon de la trajectoire du membre supérieur tendu

 **Rahmani A.**, Rambaud O., Bourdin M., Mariot J-P. (2009) A virtual model of the bench press. *Journal of Biomechanics* 42, 1610-1615.

Nous avons alors élaboré un deuxième modèle avec trois segments corporels (l'épaule, le bras et l'avant bras, Figure 17) reliés par deux liaisons pivots et une liaison glissière représentant le déplacement vertical de l'épaule.



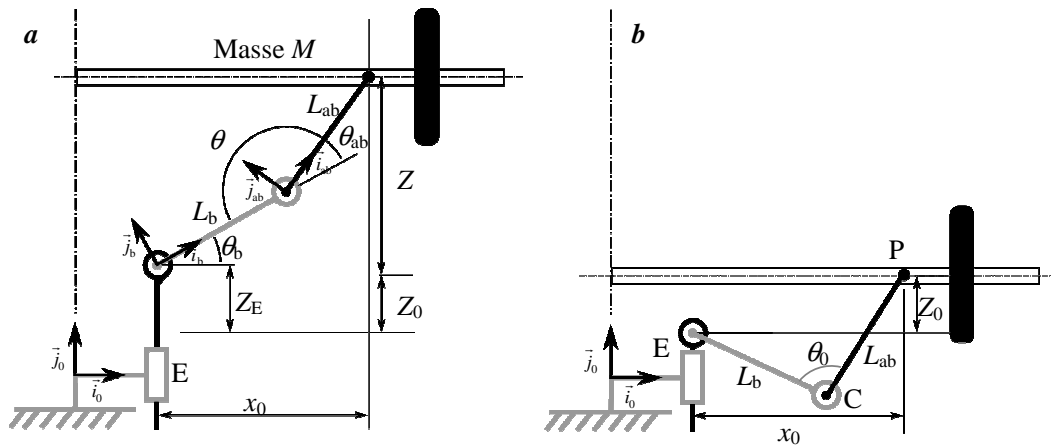


Figure 17. Modélisation des membres supérieurs a) au cours du développé couché et b) dans la position de départ :  $x_0$  position horizontale du poignet ;  $Z_0$  position verticale initiale du poignet ;  $Z$  déplacement vertical de la charge ;  $L_b$ ,  $L_{ab}$  longueurs du bras et de l'avant-bras ;  $\theta$  et  $\theta_0$  angles du coude à l'instant  $t$  et au départ ;  $\theta_b$ ,  $\theta_{ab}$  angles absolus du bras et de l'avant-bras ; E, C et P Epaule, Coude, Poignet

Le modèle cinématique inverse nous permet de déterminer les coordonnées articulaires  $q$  telles que :

$$q = \begin{bmatrix} \theta_b \\ \theta_{ab} \\ Z_E \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 7}$$

avec  $\theta_b$  l'angle du bras par rapport à l'horizontal (angle absolu),  $\theta_{ab}$  l'angle de l'avant-bras par rapport au bras ( $\theta_b + \theta_{ab}$  correspond à l'angle absolu de l'avant-bras), et  $Z_E$  le déplacement vertical de l'épaule.  $\theta_b$  et  $Z_E$  sont calculés à partir de la position horizontale de la main qui s'écrit :

$$\begin{cases} x_0 = L_b \cos \theta_b + L_{ab} \cos (\theta_b + \theta_{ab}) \\ Z + Z_0 - Z_E = L_b \sin \theta_b + L_{ab} \sin (\theta_b + \theta_{ab}) \end{cases} \quad \text{Eq. 8}$$

avec  $L_b$  et  $L_{ab}$  les longueurs respectives du bras et de l'avant-bras déterminées avec les tables de Winter (2005),  $Z_0$  la position verticale initiale de la main.

Dans cette étude, le corps humain est considéré comme deux systèmes mécaniques séparés :

- ✓ un système  $S_1$  constitué de la charge soulevée  $M$ , des membres supérieurs (bras et avant-bras, la main n'est pas prise en compte), et de l'épaule (dont la masse est négligée) (Figure 18) ;
- ✓ un système  $S_2$  composé du tronc, de la tête et des membres inférieurs au repos, et supposés immobiles pendant le développé couché.

La position verticale  $Z_G$  du centre de masse combiné de la charge soulevée, des bras et avant-bras peut s'écrire :

$$Z_G = \frac{M(Z + Z_0) + 2 m_b Z_{G_b} + 2 m_{ab} Z_{G_{ab}}}{M + 2 m_b + 2 m_{ab}} \quad \text{Eq. 9}$$

avec  $m_b$  et  $m_{ab}$  les masses des bras et avant-bras déterminées à partir des tables de Winter (2005),  $Z_{G_b}$  et  $Z_{G_{ab}}$  les positions verticales des centres de masse respectifs du bras et de l'avant-bras. L'accélération  $\ddot{Z}_G$  du centre de masse  $G$  a ensuite été déduite en dérivant deux fois sa position  $Z_G$ .

Enfin la force globale  $F_M$  produite au niveau de l'épaule et calculée à partir du modèle en considérant les inerties des membres supérieurs et leurs accélérations s'écrit (Figure 18) :

$$F_M = M \ddot{Z} + 2 m_a \ddot{Z}_{G_a} + 2 m_f \ddot{Z}_{G_f} + (M + 2 m_a + 2 m_f) g + F_f \quad \text{Eq. 10}$$

avec  $\ddot{Z}$ ,  $\ddot{Z}_{G_b}$  et  $\ddot{Z}_{G_{ab}}$  les accélérations respectives de la charge soulevée, des bras et de l'avant-bras,  $g$  l'accélération de la gravité ( $9.81 \text{ m.s}^{-2}$ ) et  $F_f$  la force de frottement du système de guidage vertical. Le facteur 2 permet de prendre en compte les deux membres supérieurs, le mouvement pouvant être supposé comme symétrique sous barre guidée. Les accélérations de la charge  $\ddot{Z}$ , des bras  $\ddot{Z}_{G_b}$  et avant-bras  $\ddot{Z}_{G_{ab}}$  sont les dérivées successives des déplacements verticaux des centres de masse respectifs de la charge, du bras et de l'avant-bras.

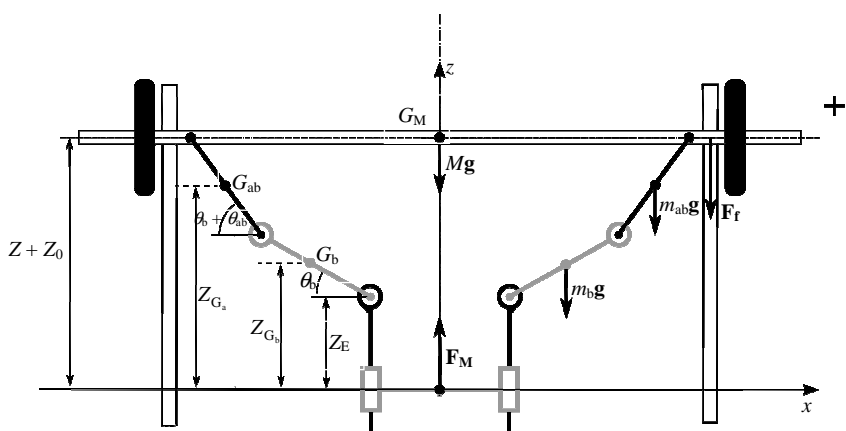


Figure 18. Diagramme des *i)* forces externes appliquées aux membres supérieurs et à la charge soulevée et *ii)* position verticale des centres de masse du bras ( $Z_{G_b}$ ), de l'avant-bras ( $Z_{G_{ab}}$ ) au cours du développé couché ;  $F_M$ , force produite par le sujet ;  $F_f$ , force de frottement ;  $m_b g$ ,  $m_{ab} g$  et  $Mg$ , poids du bras, de l'avant-bras et de la charge soulevée

Les données cinématiques déduites du modèle nous ont permis de tracer l'évolution de chaque centre de masse en fonction du temps, et de calculer la différence entre le déplacement de la charge soulevée et les déplacements des centres de masse global, du bras, de l'avant bras et de l'épaule (*Figure 19*). Les résultats montrent que la différence entre  $Z$  et  $Z_G$  est constante pendant tout le mouvement. On retrouve le résultat évoqué lors du squat (distance constante entre le centre de masse du corps et de la charge). Ce résultat reste logique et indique que le centre de masse global est proche de la masse la plus importante (*i.e.* la charge soulevée). D'ailleurs, plus la charge est lourde, plus la position du centre de masse global se rapproche de la position du centre de masse de la charge. On peut même supposer qu'à partir d'une certaine charge, les deux déplacements seraient confondus.

La différence entre les déplacements  $Z$  et  $Z_{G_{ab}}$  est également constante, et identique quelle que soit la charge soulevée pour un individu. On peut en conclure que l'extension complète du coude qui est principalement réalisée en fin de mouvement par le triceps brachii est trop courte pour influencer le déplacement du centre de masse global. On peut assimiler le mouvement de l'avant-bras essentiellement à une translation, comme c'était le cas pour le tronc lors du squat guidé. Finalement, la majeure partie du développé couché est une conséquence de la rotation du bras, principalement réalisée par le grand pectoral et le deltoïde antérieur, et illustrée par le déplacement du bras  $Z_{G_b}$  et de l'épaule  $Z_E$ . Sur 65% de la durée totale du mouvement, la différence entre  $Z$  et l'ensemble  $Z_{G_b}$  et  $Z_E$  augmente progressivement, ce qui correspond à l'éloignement de la charge soulevée du bras et de l'épaule. Sur les 35% restants, cette différence reste constante, ce qui semble coïncider avec l'alignement des différents segments corporels. A ce moment là, l'épaule et le membre supérieur n'ont qu'un mouvement de translation dû à l'élan imprimé par l'effort musculaire.

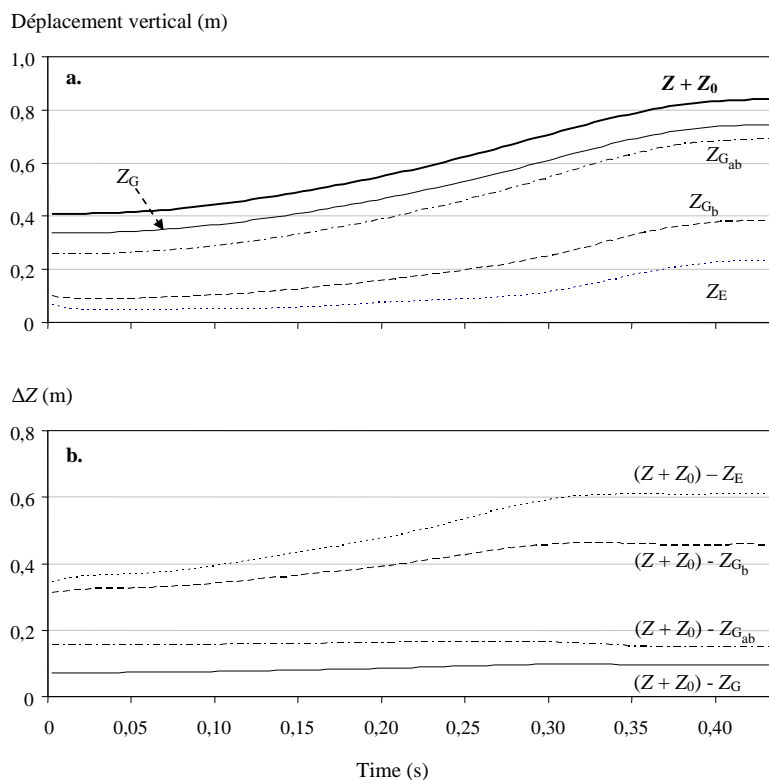


Figure 19. a. Exemple des courbes de déplacements verticaux pour la charge soulevée ( $Z + Z_0$ ), le centre de masse global  $Z_G$ , le centre de masse de l'avant-bras  $Z_{G_{ab}}$ , le centre de masse du bras  $Z_{G_b}$ , et de l'épaule  $Z_E$ , au cours d'un développé couché contre une charge de 44 kg ;  
 b. Exemple des différences entre  $Z + Z_0$  et  $Z_G$ ,  $Z_{G_b}$ ,  $Z_{G_{ab}}$ ,  $Z_E$

Les résultats montrent également que l'accélération estimée à partir du modèle est identique à celle de la charge soulevée (Figure 20). Ces accélérations suivent celle directement mesurée avec la plateforme de force lors de la phase de poussée, comme c'était le cas lors du squat. Par conséquent, la force  $F_M$  calculée à partir du modèle n'est pas significativement différente de la force mesurée avec la plate-forme de force. La différence absolue entre les deux valeurs est inférieure à 2,5%, avec un coefficient de variation inférieur à 1% et des coefficients de corrélation  $r$  de 0,99 ( $p < 0,001$ ) pour chaque charge soulevée. Ces résultats soulignent la validité du modèle mécanique proposé. Par contre, la comparaison de  $F_M$  avec la force calculée en négligeant les accélérations des membres supérieurs ne montre aucune différence significative. On peut donc négliger les accélérations des membres supérieurs pour une évaluation de la force globale produite lors d'un développé couché, mais le calcul de cette force doit nécessairement prendre en compte la masse des membres supérieurs.

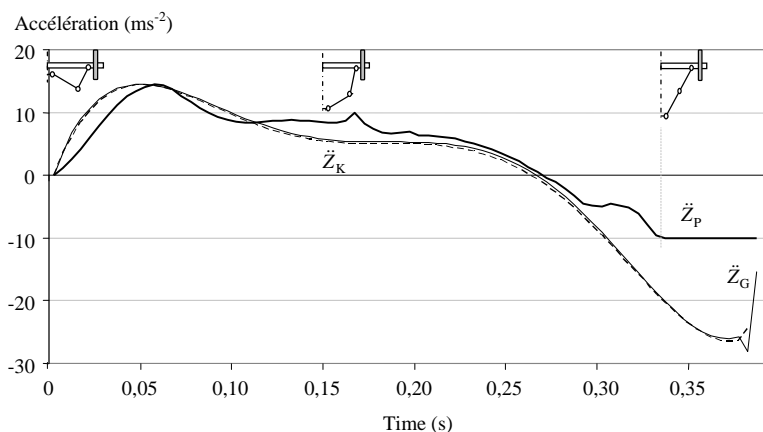


Figure 20. Evolutions des accélérations en fonction du temps obtenues à partir du système cinématique ( $\ddot{Z}_K$ ), du modèle ( $\ddot{Z}_G$ ) et la plate-forme de force  $\ddot{Z}_P$

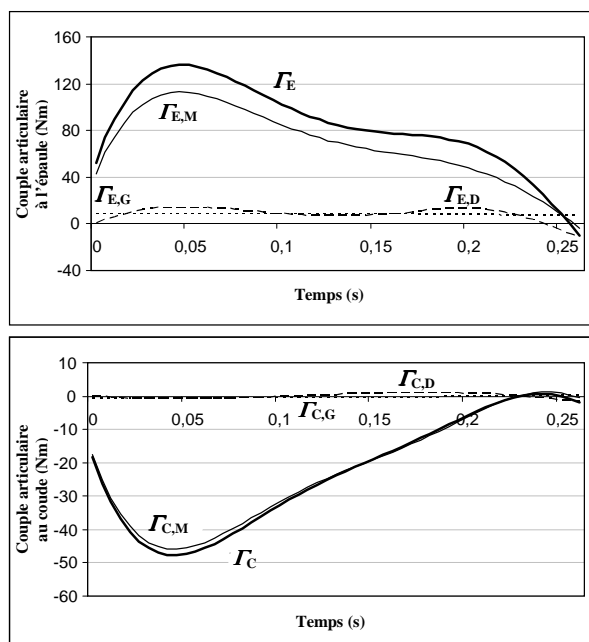
**Rahmani A.**, Bourdin M., Rambaud O., Mariot J-P. An inverse dynamic approach of the bench press exercise, en rédaction, soumission prévue à J. Biomech courant 2010

L'application d'une approche dynamique inverse au modèle précédemment validé, nous permet de déterminer directement les couples articulaires nets produits à l'épaule ( $\Gamma_E$ ) et au coude ( $\Gamma_C$ ). Ces couples articulaires ont trois composantes : i) une contribution due à la charge soulevée ( $\Gamma_{E,M}$  et  $\Gamma_{C,M}$ ) ; ii) une contribution statique due aux poids des segments corporels ( $\Gamma_{E,G}$  and  $\Gamma_{C,G}$ ) ; iii) une contribution dynamique due aux accélérations des segments corporels ( $\Gamma_{E,D}$  and  $\Gamma_{C,D}$ ). Les différentes contributions sont calculées à partir des équations de Lagrange.

Les premiers résultats de cette étude en cours de traitement montrent une évolution des couples articulaires en opposition de phase, décrivant des sens de rotation opposés pour le bras et l'avant-bras (Figure 21). On retrouve dans ce premier résultat le rapprochement du bras vers le tronc pendant l'extension du membre supérieur, alors que l'avant-bras s'éloigne de la ligne médiane du corps.

Si on s'intéresse aux différentes composantes des couples articulaires, la contribution de la charge soulevée par rapport aux couples  $\Gamma_E$  et  $\Gamma_C$  est la plus importante dans la détermination des couples articulaires. La part relative de  $\Gamma_{E,M}$  est d'autant plus importante que la charge soulevée augmente. Elle est égale à 76% pour une charge de 24 kg, et vaut 92% pour une charge de 74 kg. Pour le coude,  $\Gamma_{C,M}$  est quasiment la seule composante à prendre en compte,

puisqu'on ne note aucune différence significative entre  $\Gamma_C$  et  $\Gamma_{C,M}$ . Sa contribution relative varie de 96% pour une charge de 24 kg à 98% pour une charge de 74 kg. Les deux autres composantes  $\Gamma_{C,G}$  et  $\Gamma_{C,D}$  ont des contributions inférieures à 2%. Pour l'épaule, la composante  $\Gamma_{E,G}$  est constante pour un individu quelle que soit la charge soulevée. Par conséquent, sa contribution diminue avec l'augmentation de la charge, et varie de 12% pour une charge de 24 kg à 7% pour une charge de 74kg. Lorsque la charge augmente, le mouvement est moins rapide, cela se traduit par une contribution de la composante  $\Gamma_{E,D}$  qui passe de 12% pour une charge de 24 kg à 1% pour une charge de 74 kg.



**Figure 21. Evolutions des couples articulaires à l'épaule ( $\Gamma_E$ ) et au coude ( $\Gamma_C$ ), et des différentes contributions en fonction du temps :**

$\Gamma_{E,M}$  et  $\Gamma_{C,M}$  : contributions de la charge soulevée

$\Gamma_{E,G}$  et  $\Gamma_{C,G}$  : contributions statiques des segments corporels

$\Gamma_{E,D}$  et  $\Gamma_{C,D}$  : contributions dynamiques des segments corporels

## 2.4. En résumé

Ce premier axe de recherche a permis de valider une méthode cinématique, utilisable aussi bien en laboratoire que sur le terrain, et peu onéreuse. A partir de la modélisation de différents mouvements, nous avons pu valider une méthode de mesure simple, et qui s'adapte à tous les appareils de musculation. Néanmoins, certaines précautions restent à prendre quant aux inerties à considérer pour la détermination précise des forces ou des moments de force produits. Nous avons ainsi pu démontrer l'incidence sur la détermination des paramètres musculaires si on

négligeait certaines d'entre elles. La sous-estimation de ces paramètres, et notamment de la puissance maximale, entraîne une sous-estimation de la charge optimale à laquelle un athlète doit s'entraîner pour améliorer une performance. Si l'analyse des relations force-vitesse et puissance-vitesse dans des mouvements pluri-articulaires tels que le squat et le développé couché reste une approche globale du muscle, elle permet une évaluation de la fonction musculaire qui peut apporter des informations sur la performance sportive ou motrice.

## 2.5. Perspectives

De nombreuses questions méthodologiques restent encore à explorer sur les relations force-vitesse établies sur des mouvements pluri-articulaires tels que le squat et le développé couché.

En effet, il serait intéressant de vérifier dans quelle mesure :

1. la relation couple articulaire-vitesse, établie à partir d'une modélisation multi-segmentaire (des membres supérieurs pour le développé couché, des membres inférieurs pour le squat), reste linéaire ou se rapproche du modèle de Hill ;
2. les paramètres mécaniques d'un groupe musculaire déterminés à partir de différents mouvements sont corrélés entre eux, et si nous pouvons, par exemple, affirmer que si la puissance maximale estimée à partir d'un squat est reliée à celle évaluée lors d'un mouvement de pédalage, il en sera de même pour la force ou la vitesse ;
3. le fait d'obtenir une relation linéaire à partir des appareils de musculation permet d'affirmer que  $P_{\max} = \frac{1}{2} V_0 \times \frac{1}{2} F_0$  comme l'ont montré Vandewalle et coll. (1987) lors d'un mouvement de pédalage, ou Yamauchi et coll. (2007) pour des extensions mono-articulaires dans des conditions isotoniques ;
4. la force maximale extrapolée à partir de la relation force-vitesse est reliée à la répétition maximale, permettant ainsi aux entraîneurs de prendre également en considération ce paramètre de vitesse.

### **3. Les facteurs musculaires et la relation avec la performance sportive**

L'objectif de l'entraînement est d'identifier les conditions optimales pour améliorer la performance. Habituellement, les athlètes expriment la charge d'un entraînement en résistance en pourcentage de la charge maximale qu'ils peuvent soulever une fois complètement (la 1-RM). Cette dernière n'est pas le seul paramètre à prendre en compte dans les programmes d'entraînement, particulièrement pour les disciplines explosives. Si elle représente le niveau de force maximale de l'individu, elle ne fournit aucune information sur la puissance, ni la vitesse. Plusieurs auteurs ont montré que l'entraînement avec des charges lourdes permettait d'améliorer la force, alors que les charges légères avaient un effet sur la production de puissance (Kanehisa et Miyashita 1983 ; Kaneko et coll. 1983 ; Caiozzo et coll. 1981). Ces deux qualités sont importantes dans la performance. Il a été démontré que la puissance maximale était obtenue pour des charges légères (Baker 2003 ; Rahmani et coll. 2001 ; Taylor et coll. 1991). La détermination précise de cette charge correspondant à la puissance maximale permettrait d'améliorer l'efficacité de l'entraînement. Ceci suggère que les caractéristiques musculaires évaluées à partir des mouvements explosifs couramment utilisés au cours de l'entraînement (squat et développé couché) sont reliées à la performance. Plusieurs études ont relié la puissance maximale à la performance réalisée au cours de disciplines explosives (Bouhlef et coll. 2007 ; Dorel et coll. 2005 ; Morin et coll. 2002 ; Driss et coll. 1998). Ces études ont souvent évalué les paramètres musculaires à l'aide de sprints sur bicyclette ergométrique. Le mouvement de pédalage reste cependant assez spécifique et nécessite un apprentissage sérieux afin d'être utilisé dans des conditions optimales. Plusieurs auteurs montrent d'ailleurs une altération de la coordination pour des fréquences de pédalage élevées (Samozino et coll. 2005 ; Neptune et coll., 1997 ; Raasch et coll., 1997). Même si depuis plusieurs années, des relations



force-vitesse ont également été établies lors de sprints en course à pied (Jaskolska et coll. 1999a ; Jaskolska et coll. 1999b ; Lakomy 1987 ; Lakomy 1984), les méthodes utilisées, bien qu'elles impliquent des mouvements proches des mouvements locomoteurs humains, restent difficiles à appliquer sur le terrain par les entraîneurs et les athlètes. Si l'étude des relations force-vitesse et puissance-vitesse apparaît essentielle pour établir les caractéristiques de certaines disciplines explosives (Sale 1991), ces relations doivent pouvoir être établies à partir de mouvements couramment utilisés dans le monde sportif, et utilisant les mêmes groupes musculaires que ceux impliqués dans l'exercice.

Un autre paramètre mécanique paraît intéressant à étudier dans le cadre de la performance sportive, la raideur musculo-tendineuse qui permet d'apprécier le comportement élastique du muscle. Dans cet objectif, un modèle masse-ressort a été proposé pour les activités impliquant l'action combinée de contractions excentriques et concentriques lors de la phase de contact des membres inférieurs avec le sol. Ce modèle considère que la masse totale de l'individu oscille sur un ressort représentant les membres inférieurs (McMahon et Cheng 1990 ; Blickhan 1989 ; Alexander 1988). Ce modèle assimilant les membres inférieurs à un ressort permet de quantifier le paramètre caractéristique d'un ressort, sa raideur, calculée en divisant la force maximale de compression par sa variation de longueur. Un niveau de raideur élevé est généralement associé à la performance maximale dans les activités explosives. Chelly et Denis (2001) ont montré une relation significative entre la raideur en saut et la performance lors d'un sprint de 40 m dans un groupe de jeunes handballeurs.


Dans ce deuxième axe de recherche, nous nous sommes intéressés à deux disciplines athlétiques : le sprint et le lancer. L'objectif était de mettre en relation la performance avec les caractéristiques musculaires des athlètes établies à partir d'exercices couramment utilisés lors de l'entraînement, afin de permettre aux entraîneurs d'utiliser des évaluations simples et rapides lors de leur programmation d'entraînement.

### **3.1. Le sprint**

L'évolution des performances sur 100 m témoigne de l'amélioration des qualités athlétiques des concurrents, en plus des qualités techniques. La vitesse moyenne soutenue lors des compétitions internationales est supérieure à 10m/s (10,45 m/s pour le record actuel de Ussain Bolt 9,58 s, soit 37,6 km/h). L'étude de la performance en sprint à partir de la vitesse moyenne, bien que toujours impressionnante, n'apporte finalement pas grand-chose d'intéressant puisque la vitesse atteinte par les athlètes varie pendant la course. On décompose le plus souvent le sprint en trois phases (Delecluse et coll. 1995 ; Mero et coll. 1992 ; Volkov et Lapin 1979). La première phase d'accélération se déroule sur les trente premiers mètres. Elle est caractérisée par la sortie des starting-blocks, le premier appui et le redressement progressif du corps (Kersting 1999). Les durées de contraction musculaire sont les plus élevées en raison des temps de contact au sol important à chaque foulée (Mero et coll. 1992). Dans cette première phase, la raideur musculaire n'est pas d'une grande utilité puisque les appuis sont longs. Le facteur principal est la puissance de contraction concentrique. La deuxième phase est marquée par une accélération plus modérée et la recherche de la vitesse maximale de course atteinte entre les 30 et 60 m de course. En effet, 40 à 50 m sont nécessaires pour que les sprinters puissent atteindre leur vitesse maximale (Brüggeman et Glad 1990), ce qui représente 4 à 6 secondes de course. La troisième phase s'étend de l'atteinte de la vitesse maximale à la fin de la course. Durant cette phase, la vitesse de course demeure constante puis tend à diminuer. Les enregistrements pratiqués pendant les compétitions internationales montrent que les athlètes ne sont pas capables de soutenir leur vitesse maximale plus d'une ou deux secondes (Brüggeman et Glad 1990). Au cours des deux premières phases du sprint, la force produite par les membres inférieurs tend à diminuer, alors que la vitesse gestuelle augmente (Mero et coll. 1992). Au cours de ces deux phases, la raideur musculaire revêt une grande importance. L'athlète doit être capable de « rebondir » sur le sol, en ayant des temps de contact au sol les plus courts possibles. Dans les épreuves comme le sprint, l'efficacité doit dépendre du

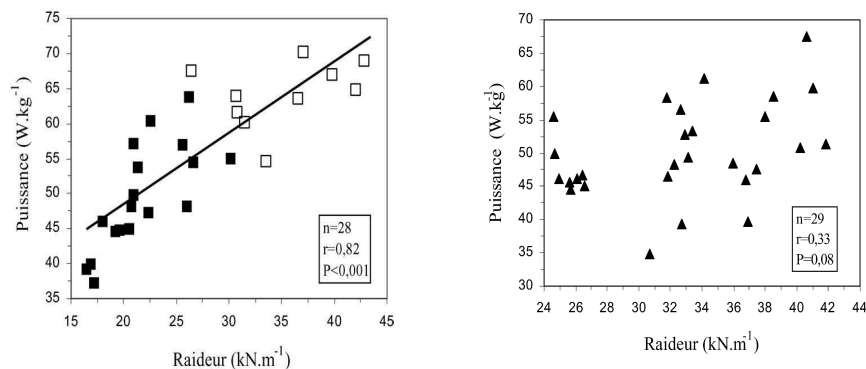
développement concomitant de la force des membres inférieurs et de la raideur musculo-tendineuse. Des relations significatives entre la force des membres inférieurs et les performances sur 30 m ont été démontrées (Bosco et coll. 1995 ; Mero et coll. 1981). Young et coll. (1995) ont également établi que la force musculaire était liée à la vitesse de départ et à la vitesse maximale lors de sprints sur 50 m. Enfin, pour terminer cette liste non exhaustive, Chelly et Denis (2001) ont révélé que des valeurs élevées de raideur musculaire étaient nécessaires pour atteindre des vitesses de course élevées.

---

 Dalleau G., **Rahmani A.**, Verkindt C. (2007) Relationship between power and musculotendinous stiffness in high level athletes. *Science et Sports*, 22, 110-116.

---

Dans une étude, réalisée en collaboration avec Georges Dalleau, Docteur-HDR à l'Université de la Réunion, nous avons d'ailleurs mesuré en condition de terrain lors d'une série de rebonds la raideur musculaire et la puissance dans deux populations de sportifs de haut niveau : 28 sprinteurs (10 Italiens et 18 Sénégalais) et 29 skieurs. Les résultats ont montré qu'il n'existe une relation entre la puissance et la raideur uniquement chez les sprinters ( $r = 0,82$ ,  $p < 0,001$ ). Ce résultat met en évidence l'influence de la discipline sportive sur le contrôle de la raideur (Figure 22). La puissance lors du test de rebonds maximaux semble être liée à la raideur des membres inférieurs uniquement chez des sujets entraînés à produire de la puissance dans des conditions similaires, à savoir produire une force dans des temps très courts.




---

**Figure 22. Relation raideur-puissance chez les sprinters (à gauche) et chez les skieurs (à droite)**

---

La raideur semble donc constituer un élément important de l'évaluation spécifique des athlètes. Dans le mouvement de rebond, la puissance développée exige un haut niveau de force associé à une raideur importante. Les sprinteurs semblent capables d'optimiser ce compromis pour fournir de la puissance. Pour une même raideur, les sprinteurs italiens présentent une plus grande puissance que les skieurs. Pour une raideur inférieure, les sprinteurs sénégalais développent la même puissance que les skieurs (Figure 23).

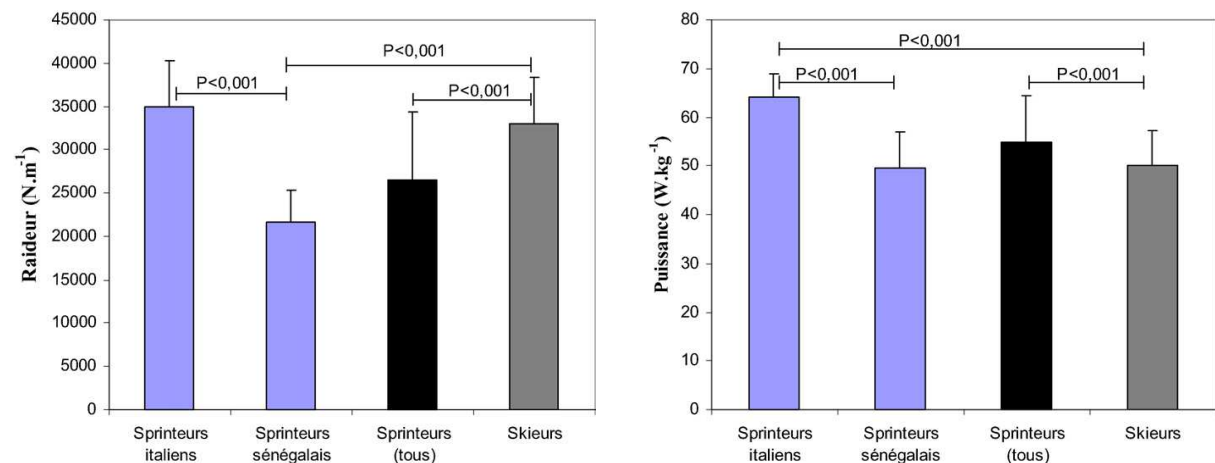



Figure 23. Comparaison des valeurs de raideur et de puissance chez les sprinters et les skieurs

La qualité de la production de puissance dans un mouvement utilisant le cycle étirement-détente, tel que le sprint, est essentiellement dépendante du schème d'activation musculaire et de l'état d'entraînement du système musculo-tendineux à absorber des charges répétées (Delecluse et coll. 1995). En sprint, la durée du cycle étirement-détente est inférieure à 100 ms créant des conditions biomécaniques qui sollicitent fortement les structures musculaires, tendineuses et nerveuses. L'équilibre qui s'établit entre les stimuli excitateurs et inhibiteurs crée les conditions de réalisation de la performance. De telles conditions ne sont pas retrouvées en ski alpin où de longues actions quasi-isométriques sont recherchées afin de résister aux forces centrifuges et gravitationnelles (Berg et Eiken 1999 ; ; Berg et coll. 1995 ; Hintermeister et coll. 1995).

---

 Bret C., **Rahmani A.**, Dufour A-B., Messonnier L., Lacour J-R. (2002) Leg strength and stiffness as ability factors in 100-m sprint running. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42, 274-281.

---

Les qualités de force et de raideur musculaires importantes chez les sprinters étant largement documentées, au cours d'une étude réalisée en collaboration avec Carine Bret, Maître de Conférences à l'Université de Reims, nous avons examiné les relations qui pouvaient être établies entre ces qualités neuromusculaires (force musculaire et raideur musculaire) et les trois phases du sprint. Dix-neuf sprinters (catégorie junior à senior), de niveau régional à national, ont été filmés au cours d'une compétition officielle, permettant d'obtenir la performance moyenne ( $T_{100}$  en s,  $V_{100}$  en m/s). Chaque phase de la course était caractérisée par une vitesse moyenne ( $V_1$ ,  $V_2$  et  $V_3$ , respectivement). Les différences de vitesse entre les phases ( $\Delta V_{2-1}$ ,  $\Delta V_{3-2}$ ) ont également été déterminées pour étudier les phénomènes d'accélération et/ou décélération entre les phases. La force musculaire a été déterminée à partir d'une série de squats sous barre guidée et de sauts avec contre-mouvement (CMJ). La raideur musculaire a été estimée à partir de sauts répétés selon la méthode de Dalleau et coll. (2004).

La performance moyenne sur 100 m était de  $11,43 \pm 0,6$  s (variant de 10,72 à 12,87 s). L'analyse vidéo des sprints nous a révélé que tous les athlètes ont accéléré au cours de la première phase. Des comportements différents ont été observés entre la deuxième et la troisième phase. Certains coureurs ont décéléré rapidement dès la troisième phase alors que d'autres ont maintenu leur vitesse ou continué à accélérer. Ceci nous a amené à définir deux groupes de coureurs. Les athlètes du premier groupe ( $G_1$ ,  $n = 8$ ) ont produit une accélération supérieure lors de la première phase, et atteint leur vitesse maximale dès le début de la seconde, avec incapacité à maintenir leur vitesse sur la troisième. Le deuxième groupe ( $G_2$ ,  $n = 11$ ), moins performant (les vitesses  $V_1$ ,  $V_2$  et  $V_{100}$  sont significativement inférieures à celles de  $G_1$ ), ont atteint leur vitesse maximale plus tard lors de la seconde phase, et l'ont maintenue tout au long de la troisième phase. Leur vitesse  $V_2$  est

légèrement inférieure à leur vitesse  $V_3$ . On peut noter que  $G_1$  présente une vitesse  $V_3$  légèrement supérieure bien que non différente, à celle de  $G_2$  (Figure 24).

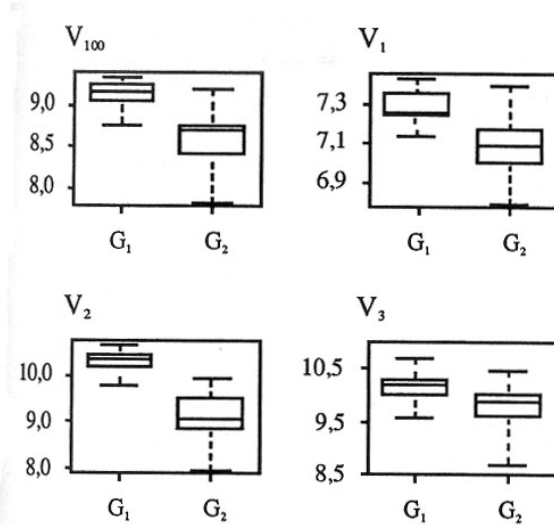


Figure 24. Représentation de la vitesse atteinte sur 100 m ( $V_{100}$ ), et sur les différentes phases ( $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ) dans les deux groupes

A partir de régressions multiples, la performance sur 100m a été corrélée à la force maximale ( $F_{max}$ ) correspondant à la force produite pour la plus grande charge soulevée (*i.e.* 160 kg) et à la hauteur atteinte lors du CMJ ( $H_{CMJ}$ ). Ces résultats soulignent l'importance de la force des membres inférieurs au cours d'un 100m, mais de manières différentes. En effet, l'analyse par régression multiple montre que la  $F_{max}$  est liée à la vitesse moyenne sur chaque phase, alors que  $H_{CMJ}$  est un indicateur de la première phase seulement. En d'autres termes,  $H_{CMJ}$  est un indicateur de la phase d'accélération, alors que  $F_{max}$  est un meilleur indicateur de la performance globale. Ces résultats suggèrent que l'épreuve de CMJ est la plus appropriée pour évaluer l'entraînement de la phase d'accélération, puisque les modes d'action sollicités au cours du CMJ et lors de la phase d'accélération sont relativement identiques (cycle étirement-détente). Le fait que  $F_{max}$  soit lié à chacune des phases soulignent l'importance des qualités explosives lors du sprint.

Les résultats de cette étude montrent également que la raideur musculaire est une qualité physique indépendante de la force des membres inférieurs, car ni  $F_{max}$  ni  $H_{CMJ}$  ne sont liés à ce paramètre. Dans ce groupe, la raideur n'est également pas directement liée à la performance sur 100 m. Son

influence varie d'une phase à l'autre. Lors de la phase d'accélération, la vitesse de contraction des muscles est faible, et les phases de contact au sol sont longues. Cette phase de course ne nécessite pas de développer une grande raideur musculaire des membres inférieurs. Par opposition, l'augmentation de la vitesse de contraction des muscles et le raccourcissement des phases de contact au sol qui en résulte (Mero et coll. 1992) pourraient impliquer une raideur musculaire élevée. Le rôle joué par la raideur comme indicateur des deux dernières phases rend compte de cette influence. Les athlètes qui possèdent la plus grande raideur musculaire produisent la plus grande accélération entre la première et la seconde phase (Figure 25). Cette situation correspond aux athlètes du Groupe  $G_1$ , qui présente une raideur musculaire significativement supérieure à celle du groupe  $G_2$ . On peut penser que les athlètes de  $G_1$  présentent des qualités explosives supérieures à celle de  $G_2$  sur les premiers appuis, et que celles-ci sont ensuite entretenues par une raideur musculaire plus importante (Paulet et Perrey 2007). Ce qui est important à noter, c'est que les athlètes de  $G_2$  accélèrent encore, alors que les  $G_1$  décélèrent ou maintiennent leur vitesse comme tous les vrais sprinters. On peut penser que les  $G_2$  sont moins fatigués parce qu'ils ont fourni moins de puissance.

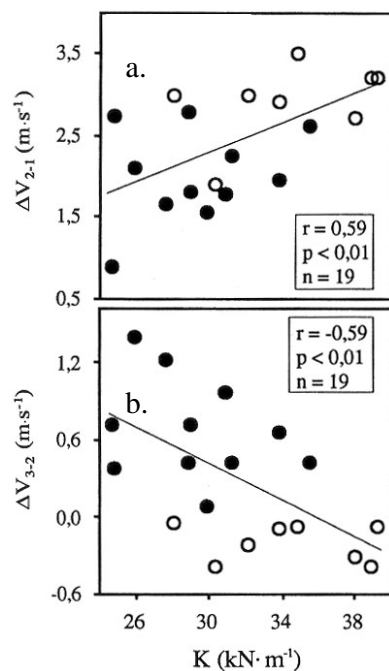



Figure 25. Relations entre la raideur musculo-tendineuse et a. la différence de vitesse entre la seconde et la première phase ( $V_{2-1}$ ), b. la différence de vitesse entre la troisième et la seconde phase ( $V_{3-2}$ ). Le groupe  $G_1$  est représenté par les symboles vides, le groupe  $G_2$  par les symboles pleins

---

 **Rahmani A.**, Locatelli E., Lacour J-R. (2004) Differences in morphology and force-velocity relationship between Senegalese and Italian sprinters. *European Journal of Applied Physiology*, 91, 399-405.

---

Après avoir déterminé les caractéristiques musculaires reliées à chacune des phases, nous nous sommes intéressés, dans une étude en collaboration avec Elio Locatelli, Directeur du département développement de l'Association Internationale des Fédérations d'Athlétisme, à la comparaison des qualités physiques et anthropométriques entre deux populations de sprinters d'ethnies différentes. Depuis plusieurs décennies, les athlètes africains ou d'origine africaine démontrent une réelle supériorité dans les disciplines explosives comme le 100, 200 et 400 m et le saut en longueur. En effet, la plupart des records sont détenus par des athlètes d'origine africaine depuis plus de 40 ans (Ashe 1993). Les derniers épisodes de la suprématie des athlètes caucasiens en sprint se déroulent aux Jeux Olympiques de Melbourne (1956) avec cinq Caucasiens sur 6 finalistes. C'est à Mexico (1968) que se déroule la première finale courue exclusivement par des athlètes d'origine africaine. En général, les athlètes africains (adultes et enfants) démontrent de meilleures performances dans les disciplines de sprint que les caucasiens (Malina 1988). Certains auteurs expliquent cette suprématie en reliant les performances de course ou de saut aux capacités anaérobies des africains (Ama et coll. 1990), ou à un plus grand pourcentage de fibres rapides (Ama et coll. 1986). Les paramètres morphologiques et l'inertie des segments corporels ont également une influence sur le sprint. Les africains sont caractérisés par des segments corporels plus longs (Abe et coll. 1999 ; Himes 1988 ; Eveleth et Tanner 1976). D'après Hoffman (1971), la fréquence de foulée est inversement proportionnelle à la longueur des membres inférieurs. Enfin, Ropret et coll. (1998) ont montré que le fait d'ajouter une masse au niveau des chevilles était associé à une diminution de la vitesse au cours des phases du sprint. La diminution de la vitesse dans les phases d'accélération et de maintien de la vitesse maximale était respectivement de 7,8% et 12,8%. L'objectif de cette étude était de comparer les capacités musculaires tirées des relations force-vitesse ( $F_0$ ,  $V_0$ ,  $P_{max}$ ,  $V_{opt}$ ) et des mesures de la détente verticale (Squat Jump (SJ) et CMJ) et les



paramètres anthropométriques (longueur des membres inférieurs, rapport entre la longueur des membres inférieurs et la taille, inertie des segments jambiers) de sprinters sénégalais et italiens.

Les deux populations ayant participé à l'étude ne présentaient aucune différence significative tant au niveau des paramètres anthropométriques (âge, masse, taille, rapport masse-taille), qu'au niveau de l'ancienneté dans l'entraînement (en sprint et en musculation), qu'au niveau de la performance sur 100 m (Tableau 1). Les coefficients de variation des performances pour les deux groupes étaient de 2,8%.

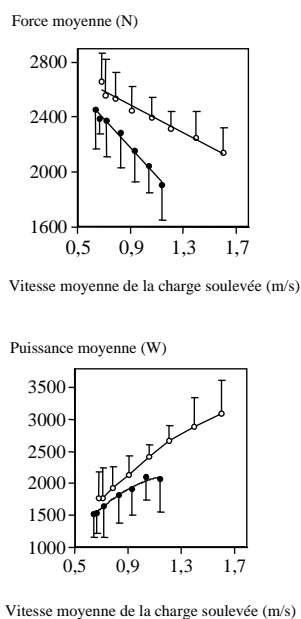
Caractéristiques	Sénégalais	Italiens	p
Age (années)	25,4 ± 3,0	23,5 ± 3,1	NS
Masse <i>M</i> (kg)	73,3 ± 8,8	75,5 ± 6,1	NS
Taille <i>T</i> (cm)	179,5 ± 8,2	179,9 ± 8,3	NS
<i>M/T</i> (kg/cm)	0,41 ± 0,03	0,42 ± 0,02	NS
Entraînement (années)	4,4 ± 2,3	5,6 ± 3,5	NS
Performance (s)	10,66 ± 0,3	10,61 ± 0,3	NS

**Tableau 1. Caractéristiques des sujets sénégalais (n = 13) et italiens (n = 15)**

NS : comparaison non significative entre les deux groupes

La performance en sprint est principalement caractérisée par une production élevée de force et de puissance des membres inférieurs (Young et coll. 1995 ; Mero et coll. 1992). Mero et coll. (1981) ont montré que la vitesse maximale sur 30 m était corrélée à la détente verticale et à la force maximale isométrique des quadriceps. D'après Mero (1988), les forces les plus importantes sont produites dès le début de la phase d'accélération, lorsque les vitesses de contraction sont les plus faibles. De plus, Kersting (1999) a démontré que le vainqueur, lors des Championnats du monde d'Athènes en 1997, a tiré son avantage lors des 10 premiers mètres de la course, sans influence du temps de réaction. Enfin, Bret et coll. (2002) ont montré que la détente verticale était un révélateur de la première phase et que la force maximale était liée à la performance sur 100 m ainsi qu'aux différentes vitesses sur chaque phase de course. Les deux groupes de notre étude ne présentaient aucune différence significative tant au niveau de la détente

verticale qu'au niveau de la force maximale extrapolée à partir des relations force-vitesse. On peut alors supposer que les deux groupes de sprinters étudiés présentaient les mêmes capacités à accélérer au cours de la première phase du sprint, et étaient capables de maintenir des productions de forces élevées tout au long du sprint. Si  $F_0$  ne montrait aucune différence significative, pour les charges légères, les Sénégalais produisaient des forces plus faibles que les Italiens, aux vitesses d'exécution les plus rapides (Figure 27). La pente plus raide de la relation force-vitesse pour le groupe de sprinters sénégalais suggère une plus grande proportion de fibres lentes dans leurs quadriceps (Thorstensson et coll. 1976). Ce résultat est également appuyé par les relations puissance-vitesse obtenues pour les deux groupes (Figure 26) et qui démontrent des puissances maximales et des vitesses optimales significativement inférieures pour les sprinters sénégalais. Hautier et coll. (1996) ont démontré que plus  $V_{opt}$  était important, plus le pourcentage de fibres rapides dans le muscle était grand. Ce résultat semble en opposition avec celui de Ama et coll. (1986) dont l'étude portait en fait sur des hommes sédentaires caucasiens, qui présentaient un plus grand pourcentage de fibres lentes que leurs homologues africains. Néanmoins, ce résultat soulève la question de trouver d'autres mécanismes susceptibles de compenser cette différence musculaire.



**Figure 26. Relations force-vitesse et puissance-vitesse des deux groupes de sprinters**

Dans ces deux groupes qui ont été sélectionnés pour la similarité de performance en sprint, ces différences de performances musculaires compensent peut-être des différences morphologiques. La longueur des membres inférieurs rapportée à la taille des athlètes sénégalais était significativement supérieure ( $p < 0,001$ ) à celle des sprinters italiens, en accord avec les études antérieures (Abe et coll. 1999 ; Himes 1988; Tanner 1964). Des membres inférieurs plus longs favorisent une foulée plus grande. D'après le nomogramme de Hoffman (1971), les sprinters sénégalais auraient une longueur de foulée plus grande de 8 cm, soit une fréquence de foulée inférieure de 4%. Ceci montre que l'énergie nécessaire pour accélérer les jambes est moins importante. De plus, la différence d'inertie des jambes entre les deux groupes (Tableau 2) amplifie cette différence. En effet, la proportion d'énergie mécanique consacrée au travail interne augmente avec la vitesse de course (Kaneko et coll. 1985 ; Cavagna et Kaneko 1977).

	Sénégalais	Italiens	$\Delta I$
$L / T$	$0,50 \pm 0,01^{***}$	$0,48 \pm 0,01$	
$I_z$ (kg.cm <sup>2</sup> )	$68,0 \pm 17,3^{**}$	$91,4 \pm 14,1$	26%
$I_y$ (kg.cm <sup>2</sup> )	$507,1 \pm 106,5$	$596,5 \pm 99,3$	15%
$I_x$ (kg.cm <sup>2</sup> )	$524,4 \pm 103,9$	$609,9 \pm 97,6$	14%

\*\*  $p < 0,01$  ; \*\*\*  $p < 0,001$

Tableau 2. Ratio longueur des membres inférieurs ( $L$ ) relative à la taille ( $T$ ), et inertie verticale  $I_z$ , antéro-postérieure  $I_y$  et médio-latérale  $I_x$

L'inertie des membres inférieurs, plus faible chez les sprinters sénégalais leur permet de dépenser moins d'énergie pour mobiliser leurs membres inférieurs à la même vitesse. Plus les jambes sont lourdes, plus le coût énergétique de la course est important (Ropret et coll. 1998 ; Myers and Steudel 1985). On peut donc supposer que les sprinters italiens compensent la plus grande inertie de leurs membres inférieurs en produisant des puissances plus grandes (Figure 27). On peut également penser qu'ils utilisent avantageusement leur plus grande raideur musculaire (Figure 23).

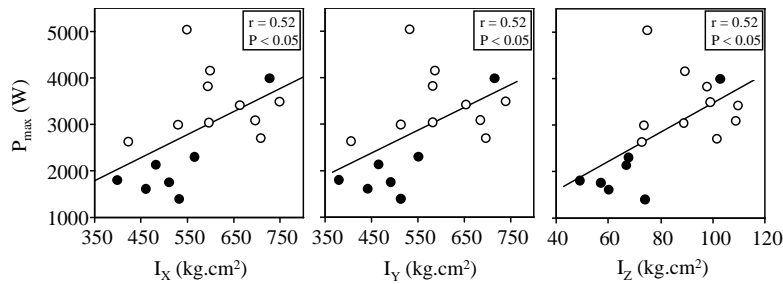



Figure 27. Relation entre  $P_{max}$  et l'inertie des jambes

### 3.2. Les lancers

 Bourdin M., Rambaud O., Dorel S., Lacour J-R., Moyen B., **Rahmani A.** (2010) Throwing performance is associated with muscular power. *International Journal of Sports Medicine*, 31, 505-510.

Le travail de thèse d'Olivier Rambaud (évoqué p. 38) consistait à déterminer les paramètres mécaniques en relation avec la performance en lancer afin dans un second temps de proposer un entraînement commun ou différencié des membres supérieurs et inférieurs aux athlètes.

Les lancers sont des mouvements d'extension d'intensité maximale et de brève durée des membres supérieurs et inférieurs. Ils nécessitent donc des qualités de force et de vitesse, et par conséquent de puissance avec un objectif commun : projeter l'engin le plus loin possible dans un secteur de chute délimité. Les athlètes doivent donc transmettre à l'engin une vitesse d'envol maximale. Ceci nécessite des qualités de force et de puissance des membres inférieurs et supérieurs. L'action des membres inférieurs permet de déclencher le mouvement puis d'accélérer le système lanceur-engin dans l'aire de lancer grâce à un mouvement de translation pour les lanceurs de poids (Lanka 2000 ; Hinz 1993 ; Zatsiorsky et coll. 1981) et un mouvement de rotation (3 ou 4 tours) pour les lanceurs de disque (Hinz et Hofmann 1993 ; Bartlett 1992) et de marteau (Bartonietz 2000a ; Schotte 1993). L'accélération finale de l'engin avant son éjection dépend ensuite de l'action des groupes musculaires du tronc et des membres supérieurs. Les muscles sollicités pendant les lancers sont les mêmes que ceux impliqués dans les mouvements de squat et de développé couché (Terzis et coll. 2007 ; Bartlett 1992). L'objectif était de vérifier que la performance en lancer était liée aux caractéristiques musculaires des membres inférieurs

et supérieurs. Cette étude porte sur les lancers de trois disciplines : le poids, le marteau, et le disque. La meilleure performance de l'année (rapportée au record du monde de la discipline) a été prise comme référence. Les caractéristiques musculaires ont été extrapolées *i)* à partir des relations force-vitesse et puissance-vitesse établies au cours d'une série de squats et de développés couchés, et *ii)* à partir de rebonds maximaux pour la raideur musculaire.

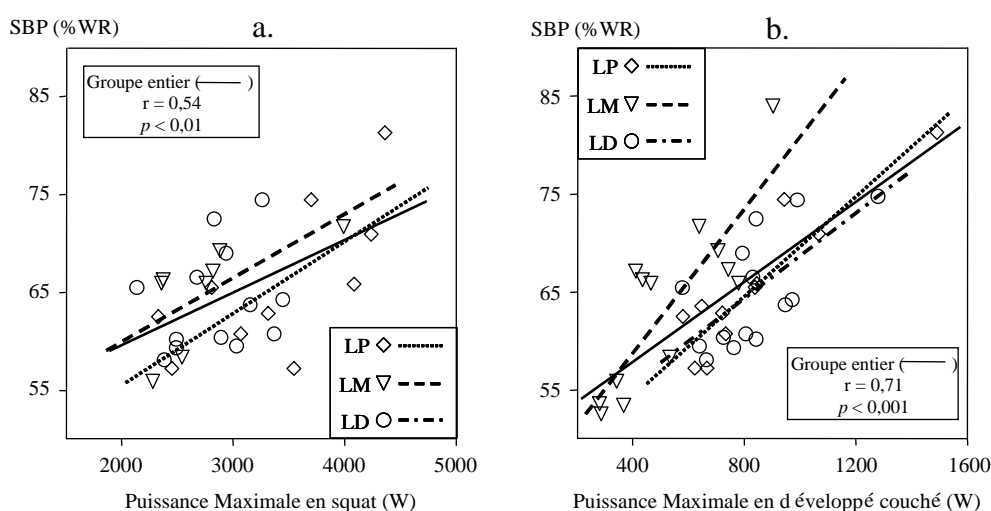
La comparaison des disciplines démontre que les qualités musculaires des membres inférieurs des trois disciplines sont comparables (Tableau 3). Tous les lancers demandent les mêmes qualités musculaires au niveau des membres inférieurs. Les athlètes doivent accélérer rapidement à partir d'une position de repos, ce qui implique le développement de forces importantes. Le groupe de lanceurs de marteau démontre des valeurs de puissance maximale très inférieures à celles des deux autres groupes pour les membres supérieurs, en accord avec la spécificité de la discipline pour laquelle les bras restent tendus tout au long du mouvement pour résister à la force centripète de l'engin tout en maintenant un rayon de giration optimale.

**Tableau 3. Force optimale ( $F_{opt}$ ), Vitesse optimale ( $V_{opt}$ ), Puissance maximale ( $P_{max}$ ) estimées au cours d'une série de squats et de développés couchés et raideur musculaire des membres inférieurs pour l'ensemble des lanceurs et pour les différentes disciplines (lanceurs de disque, LD ; lanceurs de marteau, LM ; lanceurs de poids, LP)**

	Paramètre	Groupe	LD	LM	LP
Développé couché	$F_{opt}$ (N)	1650 ± 205	1622 ± 92	1590 ± 210	1733 ± 287
	$F_{opt}$ (N/kg)	16,8 ± 1,2	17,1 ± 1,1	17 ± 1,2	16,2 ± 1,2
	$V_{opt}$ (m/s)	1,81 ± 0,25	1,75 ± 0,24	1,73 ± 0,17	1,96 ± 0,28
	$P_{max}$ (W)	2994 ± 610	2832 ± 402	2756 ± 552	3395 ± 721
	$P_{max}$ (W/kg)	30,4 ± 4,4	29,9 ± 3,9	29,5 ± 4,2	31,7 ± 5,3
Squat	$F_{opt}$ (N)	583 ± 141	574 ± 81	518 ± 105	673 ± 193*
	$F_{opt}$ (N/kg)	5,9 ± 1,1	6,0 ± 0,8	5,4 ± 1,2	6,3 ± 1,2
	$V_{opt}$ (m/s)	1,26 ± 0,3	1,47 ± 0,33**	1,02 ± 0,30	1,26 ± 0,24*
	$P_{max}$ (W)	732 ± 253	833 ± 177**	536 ± 204	835 ± 263**
	$P_{max}$ (W/kg)	7,3 ± 2,0	8,6 ± 1,5**	5,6 ± 2,1	7,7 ± 0,8**
Raideur musculaire (k/Nm)	40,6 ± 7,5	41,4 ± 7,2	38,8 ± 8,0	41,9 ± 7,4	

\*  $p < 0,05$ , \*\*  $p < 0,01$  significativement différent de LM

Les résultats démontrent des relations significatives entre la puissance maximale des membres supérieurs et inférieurs et la performance réalisée en compétition dans le groupe entier (Figure 28), en accord avec l'analyse de l'action des différents groupes musculaires impliqués dans les mouvements de lancer (cf. introduction page 42). La relation entre la performance et la vitesse optimale en développé couché est en accord avec l'accélération produite en fin de mouvement au moment de l'éjection de l'engin. Enfin, la raideur musculaire est également corrélée avec la performance et la puissance maximale des membres inférieurs. Un système musculaire présentant une grande raideur permet d'augmenter *i)* la capacité de production de force à une longueur optimale et *ii)* facilite la transmission de force aux structures squelettique (Wilson et coll. 1994).



**Figure 28. Relations entre la meilleure performance de la saison (SBP et la puissance maximale extrapolée à partir a. d'un test de demi-squat et b. d'un test de développé couché dans le groupe entier et dans chaque discipline**

Lorsqu'on étudie la relation à l'intérieur de chaque discipline, la raideur reste corrélée à la performance (Figure 30). La relation entre la puissance maximale et la performance reste significative pour les lanceurs de poids, montre une tendance pour les lanceurs de marteau, et n'existe pas pour les lanceurs de disque (Figure 29). Ceci peut probablement être attribué au faible nombre d'athlètes dans chaque groupe ( $n = 14$  pour LD,  $n = 13$  pour LM, et  $n = 11$  pour LP) et/ou à l'homogénéité des performances pour le disque (les coefficients de variation pour la

puissance et la performance sont respectivement 14,2% et 8,9% pour LD contre 21,2% et 11,3% pour les LP, et 20% et 14,1% pour les LM). La corrélation entre la puissance maximale en développé couché et la performance reste significative pour chaque discipline.

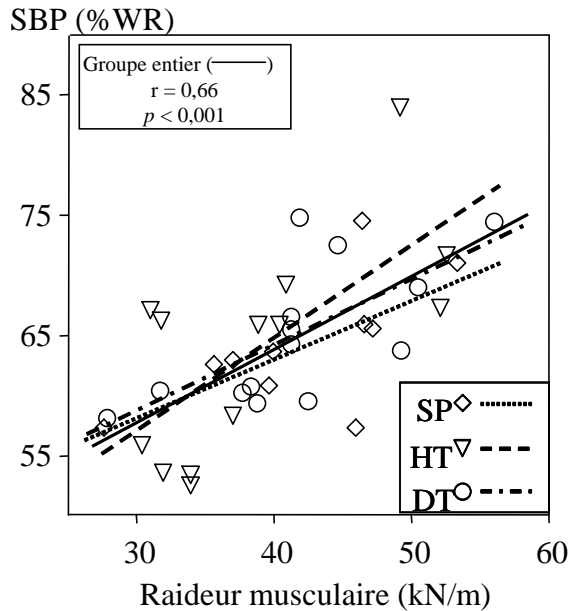


Figure 29. Relation entre la meilleure performance de la saison (SBP) et la raideur musculaire dans le groupe entier et dans chaque discipline

### 3.3. En résumé

Ce deuxième axe de recherche a permis de mettre en relation la performance dans deux disciplines explosives, le sprint et le lancer, avec les qualités musculaires extrapolées à partir des relations force-vitesse et puissance-vitesse. On a pu montrer que ces disciplines nécessitent des qualités de force maximale pour le sprint, et de puissance maximale pour le lancer. Quelle que soit la discipline considérée, ces caractéristiques extrapolées à partir des relations force-vitesse doivent être complétées par une évaluation des qualités de raideur musculaire. On peut également noter que ces facteurs musculaires peuvent être estimés à partir d'exercices couramment utilisés au cours de l'entraînement des athlètes, à savoir le demi-squat, le développé couché, les tests de détente verticale et de rebonds.

### **3.4. Perspectives**

L'évaluation de la force et de la puissance d'un même groupe musculaire peut être réalisée à l'aide de différents ergomètres. Par exemple, la capacité musculaire des membres inférieurs peut être estimée à l'aide de bicyclette ergométrique, de barre de squat, d'extensions mono-articulaires, de tapis de sprint, etc. On peut s'interroger sur la pertinence de l'ergomètre utilisé, et les relations entre les différents ergomètres. Par exemple, Bouhlef et coll. (2007) ont évalué des lanceurs de javelot sur bicyclette ergométrique. Ces résultats sont-ils corrélés à ceux obtenus sur demi-squat ? Quelles sont les implications sur la relation avec la performance ? On peut également s'intéresser aux disciplines qui associent un certain niveau de puissance et/ou de force avec des capacités aérobies comme le tennis pour lequel nous avons entamé quelques mesures préliminaires (Durand et coll. 2009).



## **4. Les facteurs musculaires et la relation avec la performance**

### **motrice dans la vie courante**

Dans la partie précédente, nous avons établi des relations entre les facteurs musculaires et la performance sportive. Cependant, si le développement de la force est un élément essentiel dans le cadre de l'entraînement, il trouve une place non négligeable dans le domaine de la remise en forme et de la rééducation. En effet, l'activité physique est nécessaire au maintien d'un bon état général, pour éviter la détérioration de certaines fonctions, développer ou maintenir des capacités physiques de base, voire conserver ou retrouver une certaine indépendance de mouvement, en particulier chez les seniors et chez les personnes atteintes de lombalgie.

Si dans le domaine sportif, il est important de se rapprocher le plus possible des conditions de réalisation d'un exercice, dans le domaine de la rééducation, l'aspect sécuritaire reste une priorité. L'évaluation peut alors se faire avec des appareils iso-inertiels mais avec des efforts contre des charges « raisonnables » même si l'effort reste maximal. Elle doit également faire appel à des mouvements simples, n'impliquant qu'une articulation. C'est ce que nous avons réalisé avec les personnes âgées qui ont participé à nos études. Le mouvement choisi était l'extension mono-articulaire des membres inférieurs parce qu'il implique le groupe musculaire nécessaire à la plupart des gestes quotidiens (marcher, monter des escaliers, se lever d'une chaise). Même si nos mouvements sont rarement exécutés à vitesse constante, on évalue souvent, dans le milieu clinique, la force musculaire avec les appareils isocinétiques, avec lesquels le mouvement est réalisé non pas contre une charge constante mais avec une vitesse de rotation imposée (Hislop et Perrine 1967). Lors de la rééducation, les exercices isocinétiques peuvent se situer dans la zone de force sous-maximale non douloureuse, tout en travaillant sur une amplitude totale du mouvement. De plus, le mode passif permet une mobilisation

musculaire tôt dans la prise en charge (ou après la chirurgie) (Perrin 1993). L'exercice isocinétique permet de s'adapter plus facilement à ces conditions.

Dans ce troisième axe de recherche, nous nous sommes intéressés à deux populations fragilisées : les personnes âgées et les personnes lombalgiques. Pour chaque population, nous avons évalué la fonction musculaire en estimant les paramètres de force et de puissance maximales à partir des relations force-vitesse et puissance-vitesse dans des conditions iso-inertielles (pour les personnes âgées) et isocinétiques (pour les personnes lombalgiques). L'objectif était 1) de mettre en relation les caractéristiques musculaires avec la performance motrice évaluée à partir d'exercices couramment utilisés dans les gestes de la vie quotidienne chez les personnes âgées, et 2) d'étudier l'intérêt de déterminer des relations force-vitesse et puissance-vitesse des muscles du tronc chez les personnes lombalgiques chroniques.

#### **4.1. Les personnes âgées**


En France, l'INSEE (Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques) a estimé, au 1<sup>er</sup> janvier 2009, à 64,9 millions de personnes la population de la France métropolitaine et des départements d'outre-mer. On assiste, depuis ces dernières années, à un continuel vieillissement de la population française (10,3 millions de personnes sont âgées de 65 ans ou plus au 1<sup>er</sup> janvier 2007). D'une manière générale, le processus de vieillissement conduit à une diminution progressive des capacités de réserve fonctionnelle de l'organisme entraînant des difficultés d'adaptations physiologiques. Ce déclin est accentué par la diminution de l'activité physique qui accompagne l'avancée en âge.

Le vieillissement implique, entre autres phénomènes, une diminution de la masse musculaire qui se traduit par une diminution de la force. Présente dès l'âge de 30 ans, la diminution de la masse musculaire des membres supérieurs et inférieurs, s'accroît à partir de 50 ans (Janssen et coll. 2000), aussi bien chez les hommes que chez les femmes. La diminution de la force se manifeste

pour tous les modes de contraction du muscle (isométriques ou anisométriques) (Vandervoort et coll. 2002 ; Izquierdo et coll. 1999 ; Lynch 1999 ; Poulin et coll. 1992). Or, le maintien de la force musculaire est un facteur important de la conservation de l'autonomie chez ces personnes.

Chez les hommes et les femmes actifs, on note une diminution régulière avec l'âge de la force musculaire au niveau des membres inférieurs qui s'accroît à partir de la tranche d'âge 45-50 ans (Lexell et coll. 1988). Cette perte est plus marquée au niveau des membres inférieurs où les facteurs nutritionnels, l'activité physique et les pathologies sont à l'origine de la variabilité de diminution de la force musculaire lors du vieillissement (Aoyagi et Shephard 1992). Chez les sujets âgés, la régression des capacités d'équilibration (Overstall et coll. 1977), de la vitesse de marche (Rubino 1993) et de la force musculaire au niveau des membres inférieurs (Larsson 1979) constitue des indices prédictifs de risque de chute et donc de détérioration de l'intégrité physique (Maki 1997). Le déclin de la force musculaire observé au cours de l'avancée en âge (Aoyagi et Shephard 1992) est suspecté d'être une cause d'augmentation de la dépendance. Il a été montré chez des femmes de plus de 60 ans que la diminution des capacités physiques associée à l'âge résultait, en partie, d'une réduction, voire d'un abandon des activités physiques (Nichols 1993). Il reste donc difficile de distinguer la cause de la conséquence. Chez la personne âgée, le facteur causal est avant tout la perte de dynamisme.

---

 Kostka T., **Rahmani A.**, Berthouze, Lacour J-R., Bonnefoy M. (2000) Quadriceps muscle function in relation to habitual physical activity and  $VO_{2max}$  in men and women aged more than 65 years. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55, 481-488.

---

Dans cette étude, réalisée en collaboration avec le Professeur Marc Bonnefoy de l'Université de Lyon et le Docteur Tomasz Kostka de l'Université de Lodz (Pologne), nous nous sommes intéressés aux relations qui pouvaient exister entre la force musculaire des quadriceps et l'activité physique habituelle chez des personnes âgées de plus de 65 ans. Le vieillissement est connecté au déclin de l'activité physique habituelle (DiPietro 1996 ; Åstrand 1992), de la


consommation maximale d'oxygène (Toth et coll. 1994) et de la fonction musculaire (Shephard 1991). L'exercice physique peut influencer à la fois les capacités aérobies et les capacités neuromusculaires. Il a été largement démontré que l'activité physique quotidienne atténue le déclin des capacités aérobies, et que les personnes âgées actives présentaient une plus grande consommation d'oxygène maximale que les personnes âgées inactives (Bonney et coll. 1998 ; Kostka et coll. 1997 ; Berthouze et coll. 1995 ; Green et Crouse 1995). L'influence de l'activité physique habituelle sur la fonction musculaire est plus controversée. Certaines études ont établi des relations entre l'activité physique habituelle et les fonctions neuromusculaires chez les femmes âgées (Kostka et coll. 1997 ; Sandler et coll. 1991), alors que d'autres ne montrent aucune différence des capacités musculaires entre les personnes âgées de sexe masculin actives et sédentaires (Bonney et coll. 1998 ; Harridge et coll. 1997 ; Alway et coll. 1996). On peut, par conséquent penser que l'adaptation des fonctions neuromusculaires est différente selon le sexe des sujets. Nous avons donc émis l'hypothèse que l'activité physique quotidienne était liée aux capacités musculaires et à la consommation d'oxygène chez des hommes et des femmes de plus de 65 ans (65 à 84 ans). Nous avons également comparé les femmes et les hommes pour identifier des différences entre les sexes.

Les résultats de cette étude montrent que chez les femmes âgées, l'activité physique quotidienne, la puissance maximale des quadriceps et la consommation maximale d'oxygène sont liées les unes aux autres. Chez les hommes, une tendance se dessine entre la consommation maximale d'oxygène et l'activité physique habituelle, sans aucune relation entre la puissance maximale et l'activité physique ou les capacités aérobies. Par contre, on peut observer une relation inverse entre l'activité physique et la vitesse optimale chez les hommes. Plus les hommes étaient actifs, plus leur vitesse optimale était faible.

Les différences observées entre les hommes et les femmes suggèrent des approches différentes dans la réalisation des tâches motrices quotidiennes. On peut penser que l'activité physique

réalisée par les femmes leur permet de maintenir suffisamment leur fonction musculaire et leur capacité aérobie. Chez les femmes actives, leur activité physique semble leur permettre de retarder le déclin de puissance et de consommation d'oxygène. Les hommes ayant participé à notre étude présentaient une consommation maximale d'oxygène ainsi qu'une puissance maximale des quadriceps significativement supérieures à celles de leurs homologues féminins. Le manque de relation observée chez eux peut supposer une activité physique insuffisante et/ou inappropriée pour influencer positivement leur fonction musculaire. L'évolution des modes de vie est loin d'avoir fait disparaître la répartition des tâches entre les sexes. Les tâches ménagères, considérées comme peu intenses chez l'adulte, font appel à la mise en œuvre de forces et de vitesses d'exécution qui représentent sans doute un entraînement spécifique de la femme. Une analyse qualitative des activités serait nécessaire pour apprécier dans quelle mesure cette différence d'évolution entre les sexes est la conséquence de ces différences.

---

 Clémenton M., Hautier C.A., **Rahmani A.**, Cornu C., Bonnefoy M. (2008) Potential role of optimal velocity as a qualitative factor of physical functional performance in women aged 72 to 96 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 1594-1599.

---

La force musculaire (Brooks et Faulkner 1994) et la vitesse d'exécution des mouvements (Bonnefoy et coll. 1998) diminuent avec l'âge. Ceci explique pourquoi le déclin de la puissance maximale est plus important que celui de la force (Young et Skelton 1994). L'étude précédente faisait ressortir les relations entre la puissance maximale et l'activité physique estimée à partir d'un questionnaire chez les femmes. Des femmes âgées entre 72 et 96 ans ont donc réalisé une série d'extension des membres inférieurs à partir de laquelle nous avons extrapolé les paramètres musculaires ( $F_{opt}$ ,  $V_{opt}$ ,  $P_{max}$ ). Parallèlement, les sujets ont réalisé une série de mesures physiques proches de gestes effectués quotidiennement : un test de marche sur six mètres le plus rapide possible (vitesse en m/s) ; le temps (en s) pour se lever cinq fois d'une chaise ; et le temps (en s) pour monter six marches d'un escalier. L'objectif était de déterminer si

la diminution de la puissance était principalement reliée à la diminution de force et/ou de vitesse.

Le principal résultat de cette étude montrait que  $P_{\max}$  et  $V_{\text{opt}}$  étaient reliées à la performance physique alors que  $F_{\text{opt}}$  ne l'était pas.  $P_{\max}$  expliquait 16% de la variance du test de marche ( $p < 0,05$ ), 33% ( $p < 0,001$ ) du test de levée de chaise, et 31% ( $p < 0,001$ ) du test de montée d'escalier. Ces résultats restent logiques dans le sens où il a été observé que le quadriceps était le groupe musculaire principalement sollicité lors de la montée d'escalier et de la levée de chaise (Goulare et Valls-Solé 1999). Cette étude confirme que  $P_{\max}$  exerce une grande influence sur les performances fonctionnelles des personnes âgées de sexe féminin.


Cette étude démontre également que  $V_{\text{opt}}$  exerce une grande influence sur les différents tests réalisés. En effet,  $V_{\text{opt}}$  expliquait, respectivement, 49% ( $p = 0,11$ ), 46% ( $p < 0,001$ ) et 89% ( $p < 0,001$ ) du test de marche, de levée de chaise et de montée d'escalier. Une vitesse de contraction optimale élevée représente donc une caractéristique nécessaire pour réaliser ces tâches motrices. De plus,  $V_{\text{opt}}$  était reliée à  $P_{\max}$ , alors que  $F_{\text{opt}}$  ne l'était pas. Ceci est en accord avec De Vito et coll. (1998) qui concluait que la diminution de  $V_{\text{opt}}$  était le paramètre déterminant de la diminution de la puissance chez les personnes âgées. Plusieurs études ont rapporté une réduction des vitesses de contraction maximale et optimale (Pearson et coll. 2006 ; Lanza et coll. 2005 ; Petrella et coll. 2005 ; Martin et coll. 2000), suggérant une diminution de la performance physique, du pourcentage de fibres rapides, et une augmentation du pourcentage de fibres lentes. Tous ces résultats tendent à indiquer que la diminution de puissance et la baisse des performances physiques observées dans la population étudiée peut être attribuée à une perte de fibres rapides. On peut également ajouter qu'une partie de ces pertes pourrait également être due à une réduction de la fréquence de stimulation nerveuse (Macaluso et De Vito 2004), ainsi qu'à une augmentation de la coactivation des muscles antagonistes (Macaluso et coll. 2002).

## **4.2. Les personnes lombalgiques**

La Société Française de Rhumatologie définit la lombalgie chronique comme étant une « douleur lombo-sacrée, à hauteur des crêtes iliaques, ou plus bas, médiane, ou latérale, avec possibilités d'irradiations ne dépassant pas le genou, mais avec prédominance des douleurs lombo-sacrées durant au moins 3 mois, quasi quotidiennes, sans tendance à l'amélioration ». Cette pathologie est qualifiée « maladie du siècle » car selon les estimations huit personnes sur dix souffriront de douleurs rachidiennes au moins une fois au cours de leur vie (Poiraudau et coll. 2004). Elle constitue la seconde cause de consultation chez le médecin et est responsable dans de nombreux cas d'arrêts de travail prolongés en France (Genêt et coll. 2002). En France, chaque année, 111 000 arrêts de travail d'une durée moyenne de 33 jours (soit l'équivalent de 3,5 millions de journées de travail perdues) sont directement liés à la lombalgie. Les formes chroniques représentent 6 à 8% des lombalgies et occasionnent plus de 80% des dépenses médicales directes ou indirectes (Véron et coll. 2008 ; Genêt et coll. 2002). Le traitement ainsi que la prévention de la lombalgie peuvent être considérés comme un enjeu majeur de santé publique (Olivier et coll. 2008), tant par ses conséquences sociales (isolement, diminution de la qualité de vie) que professionnelles (absentéisme, invalidité) (Véron et coll. 2008).

Mayer et coll. (1985) ont décrit la lombalgie chronique comme étant un syndrome de déconditionnement, qui se traduit principalement par une rupture des activités quotidiennes principalement liées à cette douleur permanente ou déclenchée par le mouvement. Sur le plan physique, cette diminution d'activité se répercute sur la souplesse des personnes, et sur les capacités musculaires, avec une diminution de l'endurance et de la force des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc (Bibré et coll. 1997).

---

 Ripamonti M., Colin D., **Rahmani A.** Torque-velocity and power-velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics*, 23 520-526.

---

L'évaluation isocinétique des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc est couramment utilisée (Akebi et coll. 1998 ; Luoto et coll. 1996 ; Vézirian et coll. 1996). Cependant, la plupart des études estime la force des muscles du tronc à partir de deux ou trois vitesses, ce qui ne permet pas d'établir des relations force-vitesse et puissance-vitesse. Dans cette première étude, nous avons tenté d'établir des relations force-vitesse et puissance-vitesse des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc. Le tronc étant solidarisé au module isocinétique au niveau des épaules et de la hanche (*Figure 30*), nous avons émis l'hypothèse que les vertèbres étaient fixes les unes par rapport aux autres et que la rotation ne se faisait qu'autour de la hanche. Les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc ont été évalués à six vitesses (120, 105, 90, 75, 60 et 45°/s), sur deux jours différents. Ce protocole devant, par la suite, être proposé dans le cadre de l'évaluation des patients lombalgiques, les muscles fléchisseurs ont été mesurés avant les muscles extenseurs. Afin d'éviter l'utilisation de la contraction excentrique lors des différents mouvements, il était demandé aux sujets de respecter un temps d'arrêt de 1 à 2 s entre les répétitions successives à une vitesse donnée. La vitesse de retour à la position initiale était pré-réglée à 300°/s dans le but d'éviter une fatigue du groupe musculaire étudié.




---

**Figure 30.** Système isocinétique du tronc, Biodex®. Les sujets sont solidarisés au module par des sangles au niveau des épaules et des hanches

---

Les relations force-vitesse et puissance-vitesse des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc (*Figure 31*) sont conformes à celles obtenues au cours de mouvements isocinétiques (Seck et



coll. 1995) ou iso-inertiels des membres supérieurs et inférieurs (Driss et coll. 1998 ; Rahmani et coll. 2001). Les relations moment-vitesse sont linéaires ( $r = 0,96$ ,  $p < 0,001$ ), et les relations puissance-vitesse sont polynomiales ( $r = 0,99$ ,  $p < 0,05$ ). Il est à noter que tout comme les relations puissance-vitesse décrites lors du développé couché, et du squat (deux mouvements pluri-articulaires), la relation puissance-vitesse des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc ne présente que la partie ascendante de la courbe. L'utilisation de vitesse supérieure à  $120^\circ/s$  n'est pas concevable car cinq sujets n'ont pas réussi à atteindre cette vitesse lors des flexions. Cependant, l'extrapolation de la  $P_{max}$  à partir de l'équation de la régression ne montre pas de différence significative avec la puissance mesurée pour la vitesse la plus élevée utilisée lors de cette expérimentation (*i.e.*  $120^\circ/s$ ). Nous pouvons donc supposer que la  $P_{max}$  extrapolée est acceptable.

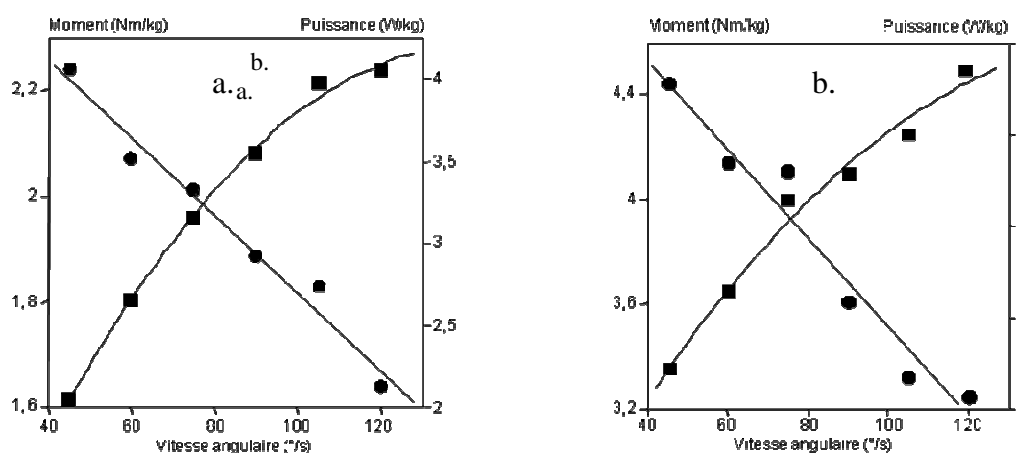


Figure 31. Relations moment-vitesse (cercle) et puissance-vitesse (carré) des muscles a. fléchisseurs du tronc, et b. extenseurs du tronc

Il est à noter que lorsque les muscles extenseurs étaient évalués lors de la même session que les muscles fléchisseurs, la relation moment-vitesse de ce groupe musculaire était décrite par une relation polynomiale d'ordre 2, et la relation puissance-vitesse par une fonction polynomiale d'ordre 3 (Figure 32). Ce résultat peut s'expliquer par la fatigue qu'imposerait le protocole si les deux groupes musculaires étaient évalués l'un à la suite de l'autre. En effet les vitesses de 60 et

45°/s seraient les dernières vitesses de contraction. L'effet de la randomisation n'a pas été testé car les patients lombalgiques devant être rassurés, il est nécessaire 1) de commencer par évaluer les muscles fléchisseurs du tronc pour les mettre en confiance, 2) d'augmenter progressivement la contrainte imposée (ici en réduisant la vitesse de contraction).

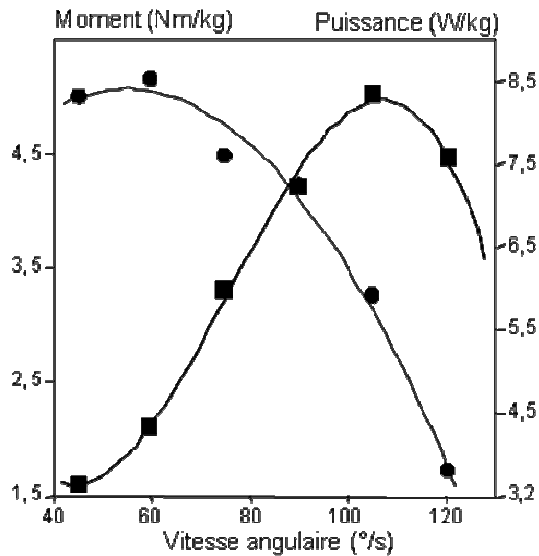


Figure 32. Relations moment-vitesse (cercle) et puissance-vitesse (carré) des muscles extenseurs lors de l'évaluation du groupe musculaire consécutivement aux muscles fléchisseurs du tronc

Ripamonti M., Mariot J-P., Colin D., **Rahmani A.** Torque- and power-velocity relationships of trunk muscle during isokinetic conditions in chronic low back pain patients. *XXXIII<sup>ème</sup> Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Compiègne, septembre 2008. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **11**(Suppl. 1), 193-194.

La première étude ayant démontré la possibilité d'établir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse pour les muscles du tronc, la seconde étape consistait à proposer ce protocole à des patients lombalgiques. La relation moment-vitesse permet de déterminer les caractéristiques musculaires générales d'un individu. Les muscles extenseurs du tronc étant les principaux muscles atteints par la lombalgie, il apparaît donc intéressant de voir si cette pathologie pouvait avoir une influence sur la relation moment-vitesse. La détermination des paramètres musculaires à partir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse nous a également permis de déterminer si un paramètre permettait de différencier les sujets valides des sujets lombalgiques.

Les résultats ont démontré que la lombalgie n'influçait pas la forme des relations moment-vitesse et puissance-vitesse qui restaient conformes à celles établies avec les patients sains. Cependant, les valeurs de moment et de puissance estimées pour les sujets sains étaient 20% supérieures à celles des sujets lombalgiques. La comparaison entre les deux populations a permis de montrer que seule la  $P_{max}$  était significativement différente pour chaque groupe musculaire (Tableau 4). La puissance étant le produit de la force et de la vitesse, on peut observer que la différence de puissance entre les deux populations est principalement due à une moindre production de force musculaire par les sujets lombalgiques pour les muscles extenseurs du tronc, alors qu'elle est reliée à une vitesse de contraction plus faible pour les muscles fléchisseurs. Lorsqu'on détermine le rapport fléchisseurs/extenseurs à partir de ces paramètres mécaniques et des moments de force estimés à chaque vitesse, on ne note aucune différence significative entre les deux populations. Ce rapport ne peut donc être considéré comme un paramètre prédictif de la lombalgie avec le système de mesure et le protocole utilisés dans notre étude. Par contre, la comparaison des paramètres musculaires conduit à penser que le programme de renforcement musculaire des extenseurs et fléchisseurs du tronc ne doit pas répondre aux mêmes exigences de travail pour être efficace.

	Fléchisseurs		Extenseurs	
	Contrôle	Lombalgique	Contrôle	Lombalgique
$T_0$ (Nm/kg)	2,78 ± 1,06	2,41 ± 0,67	<b>4,94 ± 1,43*</b>	3,78 ± 0,88
$V_0$ (°/s)	<b>490,3 ± 189*</b>	276,5 ± 56,6	437 ± 214,6	317,8 ± 182,9
$P_{max}$ (W/kg)	<b>4,29 ± 0,98*</b>	2,70 ± 0,76	<b>6,74 ± 1,67*</b>	4,57 ± 1,32
$V_{opt}$ (°/s)	192 ± 93,6	135,1 ± 33	164,5 ± 53,9	127,3 ± 56,6

\*  $P < 0,05$  différence significative entre les deux groupes

**Tableau 4. Paramètres musculaires des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc pour les sujets contrôles et les patients lombalgiques**

### **4.3. En résumé**

La puissance maximale s'avère être un paramètre important dans la caractérisation de l'effort musculaire chez les personnes âgées et chez les personnes souffrant de lombalgie. Les études réalisées chez les personnes âgées ont confirmé les relations entre  $P_{\max}$  et la performance physique. Elles ont également montré que la diminution de  $P_{\max}$  était principalement liée à la diminution de  $V_{\text{opt}}$  et non à la perte de force musculaire. Dans la population de lombalgiques, on a également montré que  $P_{\max}$  était le seul paramètre discriminant de la lombalgie. Dans ce cas, la différence de puissance entre les personnes atteintes de lombalgie et les sujets sains était principalement due à une différence, somme toute logique, de la force pour les muscles touchés par cette pathologie, les extenseurs du tronc, alors que la différence de  $P_{\max}$  était principalement liée à la vitesse maximale pour les fléchisseurs du tronc.

Pour les deux populations, le renforcement musculaire des sujets (âgés et lombalgiques) doit prendre en considération des contraintes différentes afin d'optimiser la réadaptation et/ou retarder les effets du vieillissement.

### **4.4. Perspectives**

Les différentes études présentées ont montré l'importance du type d'exercices à mettre en place dans le renforcement ou le maintien des capacités musculaires. Ces hypothèses restent à être confirmées. De plus, l'équilibre est un paramètre physique important pour les personnes âgées. La perte d'équilibre qui survient avec l'âge est en grande partie liée au manque de mobilité du bassin. Il en résulte une perte de puissance. Il serait intéressant de mettre en relation cette diminution de puissance avec l'autonomie des personnes en condition habituelle de vie (fréquence-cardiaque, actimétrie..), la motivation des personnes et l'activité physique.

Dans le cadre de notre collaboration avec l'Arche, le centre de rééducation et de réadaptation de Saint Saturnin (72), la première perspective consistera à étudier l'intérêt de l'estimation des paramètres musculaires à partir des relations moment-vitesse par rapport aux évaluations traditionnellement réalisées pendant le programme de renforcement des patients lombalgiques. De plus, nous envisageons également de comparer le programme de renforcement musculaire actuellement réalisé avec un programme de renforcement en balnéothérapie. Enfin, il semblerait que le syndrome de déconditionnement ait non seulement un effet sur les muscles du tronc mais également sur les membres inférieurs par un déséquilibre prononcé entre les quadriceps et les ischio-jambiers. L'évaluation de la capacité musculaire des muscles du tronc et des membres inférieurs permettra de quantifier l'impact de la lombalgie sur l'individu.

## **5. Synthèse**

En poste à l'université du Maine depuis 2001, j'ai pris en charge des responsabilités institutionnelles et administratives au sein du département STAPS (présidence de jury), de la Faculté de Sciences et Techniques (membre du Conseil d'Administration), et du laboratoire (membre du conseil de laboratoire, porteur du projet du laboratoire sur le site manceau pour le quadriennal 2012-2015). Je participe également au rayonnement du laboratoire en participant en tant que membre à des comités scientifiques des colloques régionaux Sport et Recherche en Pays de La Loire, et à l'organisation du prochain 35<sup>ème</sup> Congrès Annuel de la Société de Biomécanique au Mans du 25 au 27 août 2010.

Mon activité d'enseignement mêlant théorie et pratique me permet d'introduire des notions d'enseignements scientifiques en application directe avec le principal centre d'intérêt des étudiants : la pratique des activités physiques. La variété des formes d'enseignement (cours magistraux, travaux dirigés et travaux pratiques) me permet de connaître une grande partie des étudiants suivant le cursus. Mon implication dans le Service Universitaire des Activités Physiques et Sportives en tant qu'enseignant de judo me permet également de promouvoir les activités physiques auprès d'étudiants issus des autres facultés.

Dans le cadre de mes travaux de recherche, depuis mon recrutement à l'Université du Maine, j'ai continué à développer mes thématiques de recherche, dans un premier temps, au sein d'une équipe en émergence (Laboratoire des Activités Physiques et Sportives), et depuis deux ans au sein d'une équipe d'accueil (Laboratoire Motricité, Interactions, Performance, EA 4334).

Jusqu'à présent, ces travaux se sont concrétisés par la publication de 17 articles parus dans des revues internationales à comité de lecture (dont 14 articles postérieurs à mon travail de thèse), le co-encadrement de 3 thèses de doctorat en collaboration avec des équipes de recherche nationales (Lyon et Saint Etienne) et le Centre de l'Arche (centre de rééducation et réadaptation fonctionnelle), et l'encadrement de 14 étudiants en master 2.

L'objectif de ce travail porte sur *i)* la modélisation de mouvements humains pour établir de manière fiable des relations force-vitesse et puissance-vitesse dans des conditions iso-inertielles ; *ii)* l'étude des relations entre les capacités musculaires et la performance sportive ; et *iii)* l'étude des capacités musculaires dans le domaine de la santé.

La première partie de ce travail a permis de valider un système cinématique adaptable à tous les appareils de musculation utilisant une masse constante comme résistance extérieure. Nous avons constaté que l'accélération mesurée au niveau de la masse soulevée représentait réellement l'accélération du centre de masse du système en mouvement. L'utilisation de cet outil sur des mouvements couramment utilisés en musculation (demi-squat, développé couché et extension membres inférieurs) a permis de démontrer l'importance des différentes inerties (représentées par la masse soulevée, le poids du corps ou des segments corporels impliqués et les systèmes de levier de l'appareil) intervenant dans le mouvement et leur influence quant à la détermination des relations force-vitesse et puissance-vitesse.

Dans la deuxième partie de ce travail, nous avons observé que les paramètres musculaires, extrapolés à partir des relations force-vitesse, et la raideur musculaire des membres inférieurs étaient reliés à la performance sportive dans des disciplines sportives telles que le sprint et le lancer. Chacune de ces disciplines nécessitait respectivement des qualités de force maximale,

de puissance maximale et de raideur musculaire. Nous avons également pu mettre en évidence une adaptation de ces qualités musculaires en fonction des caractéristiques anthropométriques pour le sprint (africains vs. caucasiens), ou de la spécificité de la discipline pour le lancer (poids, disque, marteau).

Enfin, la troisième partie a démontré que la détermination des capacités musculaires à partir des relations force-vitesse pouvait nous apporter des informations intéressantes dans le domaine de la santé.  $P_{max}$  semble être un paramètre important pour caractériser la perte des capacités musculaires chez les personnes âgées et les personnes souffrant de lombalgie. Ce résultat suppose qu'une stratégie de renforcement musculaire adaptée aux individus et/ou aux groupes musculaires considérés apporterait une réponse adéquate au maintien des capacités musculaires, voire au rééquilibrage des groupes musculaires.



## **V. Références bibliographiques**

- Abe, T., Brown, J. B., Brechue, W. F.** (1999) Architectural characteristics of muscle in black and white college football players, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31, 1448–1452.
- Abernethy, P., Wilson, G., Logan, P.** (1995) Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges, *Sports Medicine* 19, 401-417.
- Akebi, T., Saeki, S., Hieda, H., Goto, H.** (1998) Factors affecting the variability of the torque curves at isokinetic trunk strength testing, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 79, 33-35.
- Alexander, R. M.** (1988) The spring in your step: the role of elastic mechanisms in human running, Biomechanics. Groot G, H. A., Huijing, P. A., van Ingen Schenau, G. J., Amsterdam, Free University Press, XI-A: 17-25.
- Alway, S., Coggan, A., Sproul, M., Abduljalil, A., Robitaille, P.** (1996) Muscle torque in young and old untrained and endurance-trained men, *The Journal of Gerontology: Biological sciences* 51, 195-201.
- Ama, P. F. M., Simoneau, J.A., Boulay, M. R., Serresse, O., Thériault, G., Bouchard, C.** (1986) Skeletal muscle characteristics in sedentary Black and Caucasian males, *Journal of Applied Physiology* 61, 1758–1761.
- Ama, P. F. M., Lagasse, P., Bouchard, C., Simoneau, J-A.** (1990) Anaerobic performances in Black and White subjects, *Medicine and Science in Sports Exercise* 22, 508–511.
- Aoyagi, Y., Shepard, R.J.** (1992) Aging and muscle function, *Sports Medicine* 14, 376–396.
- Arsac, L. M., Belli, A., Lacour, J. R.** (1996) Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 74, 100-6.
- Ashe, A.** (1993) A hard road to glory: a history of the African American athlete, Amistad Press, New York.
- Åstrand, P. O.** (1992) Physical activity and fitness, *American Journal of Clinical Nutrition* 55, 1231-1236.
- Baker, D.** (2003) Acute effect of alternating heavy and light resistances on power output during upper-body complex power training, *Journal of Strength and Conditioning Research* 17, 493–497.
- Baltzopoulos, V., Brodie, D.A.** (1989) Isokinetic dynamometry : applications and limitations, *Sports Medicine* 8, 101-116.
- Barany, M.** (1967) ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening, *Journal of General Physiology* 50, 197-218.
- Bartlett, R. M.** (1992) The biomechanics of the discus throw: a review, *Journal of Sports Science* 10, 467-510.
- Bartonietz, K.** (2000) Hammer Throwing: Problems and Prospects. Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention, V., Z., Blackwell Science, 458-486.
- Berg, H., Eiken, O.** (1999) Muscle control in elite alpine skiing, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31, 1065-1067.
- Berg, H. E., Eiken, O., Tesch, P. A.** (1995) Involvement of eccentric muscle actions giant slalom racing, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27, 1666-1670.
- Berthouze, S. E., Minaire, P. M., Castells, J., Busso, T., Vico, L, Lacour, J-R.** (1995) Relationship between mean habitual daily energetic expenditure and maximal oxygen uptake, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27, 1170-1179.
- Bibré, P., Voisin, P., Vanvelcenaher, J.** (1997) Ischio-jambiers et lombalgies chroniques, *Annales de Kinésithérapie* 24, 328-334.
- Blickhan, R.** (1989) The spring-mass model for running and hopping, *Journal of Biomechanics* 22,1217-1227.

- Bonnefoy, M., Kostka, T., Arzac, L. M., Berthouze, S. E., Lacour, J-R.** (1998) Peak anaerobic power in elderly men, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 77, 182-188.
- Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., Tsarpela, O., Foti, C., Manno, R., Tranquilli, C.** (1995) A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70, 379-86.
- Bouhlef, E., Chelly, M. S., Tabka, Z., Shephard, R.** (2007) Relationships between maximal anaerobic power of the arms and legs and javelin performance, *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 47, 141-146.
- Bourdin, M., Rambaud, O., Dorel, S., Lacour, J-R., Moyen, B., Rahmani, A.** (2010) Throwing performance is associated with muscular power, *International Journal of Sports Medicine*, sous presse.
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A-B., Messonnier, L., Lacour, J-R.** (2002) Leg strength and stiffness as ability factors in 100-m sprint running, *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 42, 274-281.
- Brooks, S., Faulkner, J.** (1994) Skeletal muscle weakness in old age: underlying mechanisms, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26, 432-439.
- Brüggeman, G. P., Glad B.** (1990) Time analysis of the sprint events, in: Brüggeman G.P., Glad D. editors. Biomechanical analyses of the jumping events – Time analyses of the sprint and hurdle events. Scientific research project at the games of the XXIVth Olympiad – Seoul 1988, Monaco, International Athletic Foundation, 11-89.
- Caiozzo, V. J., Perrine, J. J., Edgerton, V. R.** (1981) Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle, *Journal of Applied Physiology* 51, 750-4.
- Cavagna, G. A., Kaneko, M.** (1977) Mechanical work and efficiency in level walking and running, *Journal of Physiology (London)* 268, 467-481.
- Chelly, S. M., Denis, C.** (2001) Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33, 326-333.
- Cléménçon, M., Hautier, C. A., Rahmani, A., Cornu, C., Bonnefoy, M.** (2008) Potential role of optimal velocity as a qualitative factor of physical functional performance in women aged 72 to 96 years, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89, 1594-1599.
- Close, R.** (1964) Dynamic Properties of Fast and Slow Skeletal Muscles of the Rat During Development, *Journal of Physiology* 173, 74-95.
- Close, R. I.** (1972) Dynamic properties of mammalian skeletal muscles, *Physiological Review* 52: 129-97.
- Crist, D.M., Stackpole, P.J., Peake, G.T.** (1983) Effects of androgenic-anabolic steroids on neuromuscular power and body composition, *Journal of Applied Physiology* 54, 366-370.
- Cronin, J. B., Henderson, M. E.** (2004) Maximal strength and power assessment in novice weight trainers, *Journal of Strength and Conditioning Research* 18, 48-52.
- Cronin, J. B., McNair, P. J., Marshall, R. N.** (2003) Force-velocity analysis of strength-training techniques and load: implications for training strategy and research, *Journal of Strength and Conditioning Research* 17, 148-155.
- Cronin, J. B., McNair, P. J., Marshall, R. N.** (2002a) Is velocity-specific strength training important in improving functional performance? *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 42, 267-273.
- Cronin, J. B., McNair, P. J., Marshall, R. N.** (2002b) Power absorption and production during slow, large-amplitude stretch-shorten cycle motions, *European Journal of Applied Physiology* 87, 59-65.
- Cronin, J. B., McNair, P. J., Marshall, R. N.** (2001) Magnitude and decay of stretch-induced enhancement of power output, *European Journal of Applied Physiology* 84, 575-581.
- Cronin, J. B., McNair, P. J., Marshall, R. N.** (2000) The role of maximal strength and load on initial power production, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, 1763-1769.

- Dalleau, G., Rahmani, A., Verkindt, C.** (2007) Relationship between power and musculotendinous stiffness in high level athletes, *Sciences et Sports* 22, 110-116.
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J. R., Bourdin, M.** (2004) A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping, *International Journal of Sports Medicine* 25, 170-176.
- Delecluse, C., Van Coppenolle, H., Willems, E., Diels, R., Goris, M., Van Leemputte, M., Vuylsteke, M.** (1995) Analysis of 100 meter sprint performance as a multidimensional skill, *Journal of Human Movement Studies* 28, 87-101.
- De Vito, G., Bernardi, M., Forte, R., Pulejo, C., Macaluso, A., Figura, F.** (1998) Determinants of maximal instantaneous muscle power in women aged 50-75 years, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 78, 59-64.
- DiPietro, L.** (1996) The epidemiology of physical activity and physical function in older people, *Medicine and Science in Sports Exercise* 28, 596-600.
- Dorel, S., Hautier, C. A., Rambaud, O., Rouffet, D., Van Praagh, E., Lacour, J. R., Bourdin, M.** (2005) Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists, *International Journal of Sports Medicine* 26, 739-46.
- Durand, S., Beaune, B., Gagé, G., Ripamonti, M., Rahmani, A.** (2009) Puissance anaérobie des membres inférieurs chez des joueurs de tennis de deuxième et troisième série - Lower limbs anaerobic power in tennis players, *Science et Sports* 24, 320-322.
- Eveleth, P. B., Tanner, J. M.** (1976) Worldwide variation in human growth, Cambridge University Press, Cambridge.
- Faulkner, J. A., Clafin, D. R., McCully, K. K.** (1986) Power output of fast and slow fibres from human skeletal muscles, Human muscle power. Jones, N. L., McCartney, N. and McComas, A. J. Champaign, Ill., Human Kinetics Publishers, 81-94.
- Fenn, W. O., Marsh, B. S.** (1935) Muscular force at different speeds of shortening, *Journal of Physiology (London)* 85, 277-297.
- Fitts, R. H., McDonald, K. S., Schluter, J. M.** (1991) The determinants of skeletal muscle force and power: their adaptability with changes in activity pattern, *Journal of Biomechanics*, 24: 111-122.
- Fitts, R. H., Widrick, J. J.** (1996) Muscle mechanics: adaptations with exercise-training, *Exercise Sport Science Review* 24, 427-73.
- Fry, A.C., Kraemer, W.J., Weseman, C.A., Conroy, B.P., Gordon, S.E., Hoffman, J.R., Marsh, C.M.** (1991) Effects of an off-season strength and conditioning program on starters and non-starters in women's collegiate volleyball, *Journal of Applied Sports Science Research* 5, 174-181.
- Gasser, H. S., Hill, A. V.** (1924) The dynamics of muscular contraction, *Proceedings of Royal Society London (Biology)* 96, 398-437.
- Genêt, F., Poiraudreau, S., Revel, M.** (2002). Etude de l'efficacité et de l'observance à un an d'un programme court de rééducation assorti d'un autoprogramme dans la lombalgie chronique, *Annales de Rééducation de Médecine Physique* 45, 265-272.
- Gleeson, N.P., Mercer, T.H.** (1992) Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of adult men and women, *European Journal of Applied Physiology* 65, 221-228.
- Goldspink, G.** (1978) Energy turnover during contractions of different types of muscle, Biomechanics VI A. Asmussen, E. and Jorgensen, A. Baltimore, Baltimore : University Park Press, 27-39.
- Goubel, F., Lensele-Corbeil, G.** (2003) Biomécanique Eléments de mécanique musculaire, Paris, Masson.

- Goulart, F. R., Valls-Solé, J.** (1999) Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement, *Clinical Neurophysiology* 110, 1634-1640.
- Gransberg, L., Knuttson, E.** (1983) Determination of dynamic muscle strength in man with acceleration controlled isokinetic movements, *Acta Physiologica Scandinavica* 119, 317-320.
- Green, J., Crouse, S.** (1995) The effects of endurance training on functional capacity in the elderly: a meta-analysis, *Medicine and Science in Sports Exercise* 27, 920-926.
- Harridge, S., Magnusson, G., Saltin, B.** (1997) Life-long endurance-trained elderly men have high aerobic power, but have similar muscle strength to non-active elderly men, *Aging Clinical and Experimental research* 9, 80-87.
- Hautier, C. A., Linossier, M. T., Belli, A., Lacour, J-R., Arzac, L. M.** (1996) Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition, *European Journal of Applied Physiology* 74, 114-118.
- Herzog, W.** (2000) Muscle properties and coordination during voluntary movement, *Journal of Sports Sciences* 18, 141-152.
- Hill, A. V.** (1922) The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed, *Journal of Physiology (London)*, 19-41.
- Hill, A. V.** (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle, *Proceedings of Royal Society London (Biology)* 126, 136-195.
- Himes, J. H.** (1988) Racial variation in physique and body composition, *Canadian Journal of Sports Science*, 13, 117-126.
- Hintermeister, R. A., O'Connor, D. D., Dillman, C. J., Suplizio, C. L., Lange, G. W., Steadman, J.R.** (1995) Muscle activity in slalom and giant slalom skiing, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27, 315-322.
- Hinz, L.** (1993) Technique du lancer du poids, Les Lancers, Hinz, L. Paris, Vigot, 60-96.
- Hinz, L., Hofmann, S.** (1993) Technique du lancer du disque, Les Lancers. Hinz, L. Paris, Vigot, 97-130.
- Hislop, H., Perrine, J.** (1967) The isokinetic concept of exercise, *Physical Therapy* 47, 114-117.
- Hoffmann, K.** (1971) Stature, leg length, and stride frequency, *Track Technique* 46:1463-1469
- Huxley, A. F.** (1957) Muscle structure and theories of contraction, *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry* 7, 255-318.
- Ingemann-Hansen, T., Halkjaer-Kristensen, J.** (1979) Force-velocity relationships in the human quadriceps muscles, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 11, 85-89.
- Izquierdo, M., Hakkinen, K., Gonzalez-Badillo, J. J., Ibanez, J., Gorostiaga, E. M.** (2002) Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports, *European Journal of Applied Physiology* 87, 264-271.
- Jaskolska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskolski, A., Skinner, J. S.** (1999a). Treadmill measurement of the force-velocity relationship and power output in subjects with different maximal running velocities, *Sports Medicine Training and Rehabilitation* 8, 347-358.
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zuniga, A., Anton, A., Larrion, J. L. , Hakkinen, K.** (1999b) Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men, *Acta Physiologica Scandinavica* 167, 57-68.
- Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z., Ross, R.** (2000) Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-80 years, *Journal of Applied Physiology* 89, 81-88.

- Jaskolska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskolski, A., Skinner, J. S.** (1999b) Comparison of treadmill and cycle ergometer measurements of force-velocity relationships and power output, *International Journal Sports Medicine* 20, 192-197.
- Jones, D., Round, J., de Haan, A.** (2005) *Physiologie du muscle squelettique*, Elsevier.
- Kanehisa, H., Miyashita, M.** (1983) Specificity of velocity in strength training, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 52, 104-106.
- Kaneko, M., Ito, A., Fuchimoto, T., Shishikura, Y., Toyooka, J.** (1985) Influence of running speed on the mechanical efficiency of sprinters and distance runners, in: Winter DA et al. (eds) *Biomechanics IXb*. Human Kinetics Publishers, Champaign, Ill., 307–312.
- Kaneko, M., Fuchimoto, T., Toji, H., Suei, K.** (1983) Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle, *Scandinavian Journal of Sports Science* 5, 50-55.
- Kannus, P.** (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation, *International Journal of Sports Medicine* 15, 11-18.
- Kannus, P.** (1989) Isokinetic peak torque and work relationship in the laterally unstable knee, *Canadian Journal of Sport Science* 14, 17-20.
- Kannus, P.** (1988a) Ratio of hamstring to quadriceps femoris muscles' strength in anterior cruciate ligament in sufficiency knee. Relationship to long term recovery, *Physical Therapy* 68, 961-965.
- Kannus, P.** (1988b) Peak torque and total work relationship in the thigh muscles after anterior cruciate ligament injury, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 10, 97-101
- Katz, B.** (1939) The relation between force and speed in muscular contraction, *Journal of Physiology* 96, 45-64.
- Kersting U.G.** (1999) Biomechanical analysis of the sprinting events – Men's 100 m, in: G-P Brüggemann, D. Koszewski, H Müller (eds) *International Athletic Foundation/IAAF biomechanical project, Athens 1997, final report*. Meyer and Meyer Sport (UK), 12–72.
- Kostka, T., Rahmani, A., Berthouze, S. E., Lacour, J-R., Bonnefoy, M.** (2000) Quadriceps muscle function in relation to habitual physical activity and  $VO_{2max}$  in men and women aged more than 65 years, *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 55, 481-488.
- Kostka, T., Bonnefoy, M., Arzac, L., Berthouze, S., Belli, A., Lacour, J-R.** (1997) Habitual physical activity and peak anaerobic power in elderly women, *European Journal of Applied Physiology* 76, 81-87.
- Lakomy, H. K. A.** (1984) An ergometer for measuring the power generated during sprinting, *Journal of Physiology* 354, 33.
- Lakomy, H. K. A.** (1987b) The use of a non-motorized treadmill for analysing sprint performance. *Ergonomics* 30, 627-637.
- Lanka, J.** (2000). *Shot Putting. Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*, V., Z., Blackwell Science, 435-457.
- Lanza, I.R., Towse, T. F., Caldwell, G. E., Wigmore, D. M., Kent-Braun, J.A.** (2003) Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups, *Journal of Applied Physiology* 95, 2361-2369.
- Larsson, L., Grimby, G., Karlsson, J.** (1979) Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology, *Journal of Applied Physiology* 46, 451–456.
- Levin, A., Wyman J.** (1927) The viscous elastic properties of muscle, *Proceedings of the Royal Society of London, B* 101, 218-243.

- Lexell, J., Taylor, C. C., Sjöström, M.** (1988) What is the cause of ageing atrophy? Total number size, and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year old men, *Journal of the Neurological Sciences* 84, 275-294
- Lynch, N. A., Metter, E. J., Lindle, R. S., Fozard, J. L., Tobin, J. D., Roy, T. A., Fleg, J. L., Hurley, B. F.** (1999) Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups, *Journal of Applied Physiology* 86, 188-194.
- Luoto, S., Hupli, M., Alaranta, H., Hurri, H.** (1996) Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part II: coefficient of variation in isokinetic measurement in maximal effort and in submaximal effort, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 28, 207-210.
- Macaluso, A., De Vito, G.** (2004) Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people, *European Journal of Applied Physiology* 91, 450-72.
- Macaluso, A., Nimmo, M. A., Foster, J. E., Cockburn, M., McMillan, N. C., De Vito, G.** (2002) Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women, *Muscle Nerve* 25, 858-863.
- Maki, B.E.** (1997) Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of American Geriatrics Society* 45, 313-320.
- Malina, R. M.** (1988) Racial/ethnic variation in the motor development and performance of American children, *Canadian Journal of Sport Sciences* 13, 136-143.
- Martin, J.C., Farrar, R.P., Wagner, B.M., Spirduso, W.W.** (2000) Maximal power across the lifespan, *Journal of Gerontology: A Biological Sciences and Medical Sciences* 55, 311-316.
- Mayer, T.G., Gatchel, R.J., Kishino, N.D., Keeley, J., Capra, P., Mayer, H., Barnett, J., Mooney, V.** (1985) Objective assessment of spine function following industrial injury: a prospective study with comparison group and one-year follow-up, *Spine* 10, 482-493.
- McCarthy, J.P., Agre, J.C., Graf, B.K., Pozniak, M.A., Vailas, A.C.** (1995) Compatibility of adaptative responses with combining strength and endurance training, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27, 429-436.
- McCartney, N., Heigenhauser, G. J., Sargeant, A. J., Jones, N. L.** (1983) A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function, *Journal of Applied Physiology* 55, 212-217.
- McMahon, T. A., Cheng, G. C.** (1990) The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics* 23, 65-78.
- Mero, A., Komi, P. V., Gregor, R.J.** (1992) Biomechanics of sprint running, *Sports Medicine* 13, 376-392.
- Mero, A.** (1988) Force-time characteristics and running velocity of male sprinters during acceleration phase of sprinting, *Research Quarterly* 59, 94-98
- Mero, A., Luhtanen, P., Viitasalo, J. T., Komi, P.V.** (1981) Relationships between the maximal running velocity, muscle fiber characteristics, force production and force relaxation of sprinters, *Scandinavian Journal of Sports Science* 3, 16-22.
- Monod, H., Flandrois, R.** (2003) *Physiologie du Sport : Bases physiologiques des activités physiques et sportives.*
- Morin, J.B., Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F.** (2002) Relations force-vitesse et performances en sprint chez des athlètes entraînés, *Sciences et Sports* 17, 78-85.
- Murphy, A. J., Wilson, G. J.** (1996) Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 73, 353-357.
- Murphy, A.J., Wilson, G.J., Pryor, J.F.** (1994) Use of the iso-inertial force mass relationship in the prediction of dynamic human performance, *European Journal of Applied Physiology* 69, 250-257.

- Myers, M. J., Steudel, K.** (1985) Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running, *The Journal of Experimental Biology* 116, 363–373.
- Nakazawa, K., Kawakami, Y., Fukunaga, T., Yano, H., Miyashita, M.** (1993) Differences in activation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 66, 214-220.
- Nelson, S.G., Duncan, P.W.** (1983) Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity, *Physical Therapy* 63, 674-676
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., Hull, M. L.** (1997) The effect of pedaling rate on coordination in cycling, *Journal of Biomechanics* 30, 1051-1058.
- Newton, R. U., Kraemer, W. J., Häkkinen, K., Humphries, B. J. and Murphy, A. J.** (1996) Kinematics, kinetics, and muscle activation during explosive upper body movements, *Journal of Applied Biomechanics* 12, 31-43.
- Nichols, J. F., Omizo, D. K., Peterson, K. K., Nelson, K.P.** (1993) Efficacy of heavy resistance training for active women over sixty: muscular strength, body composition, and program adherence, *Journal of the American Geriatrics Society* 41, 205–210.
- Olivier, N., Lepretre, A., Caby, I., Dupuis, M.A., Prieur, F.** (2008). Le réentraînement à l'effort de la lombalgie chronique nécessite-t-il un renforcement musculaire isocinétique quotidien du tronc ? *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 51, 284-291.
- Overstall, P. W., Exton-Smith, A. N., Imms, F. J., Johnson, A. L.** (1977) Falls in the elderly related to postural imbalance, *British Medical Journal* 1, 261–264.
- Paulet, F., Perrey, S.** (2007) Les déterminants biomécaniques de la performance en sprint sur 50 m. La préparation physique : optimisation et limites de la performance sportive, Le Gallais D., Millet G., Masson.
- Pearson, S.J., Cobbold, M., Orrell, R.W., Harridge, S.D.** (2006) Power output and muscle myosin heavy chain composition in young and elderly men, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 38, 1601-1607.
- Perrin, D.H.** (1993) Isokinetic exercise and assessment, Human Kinetics.
- Perrine, J.J.** (1968) Isokinetic exercise and the mechanical energy potentials of muscle, *Journal of Health Physical Education and Recreation* 39, 40-44.
- Perrine, J. J., Edgerton, V. R.** (1978) Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading, *Medicine and Science in Sports* 10, 159-166.
- Person, R. S.** (1974) Rhythmic activity of a group of human motoneurons during voluntary contraction of a muscle, *Electroencephalographic and clinical Neurophysiology* 36, 585-595.
- Petrella, J. K., Kim, J. S., Tuggle, S.C., Hall, S.R., Bamman, M.M.** (2005) Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability, *Journal of Applied Physiology* 98, 211-220.
- Poiraudeau, S., Lefevre Colau, M-M., Fayad, F., Rannou, F., Revel, M.** (2004) Lombalgies, *EMC-Rhumatologie Orthopédie*, 295-319.
- Poulin, M. J., Vandervoort, A. A., Kramer, J. F., Paterson, D. H., Cunningham, D. A.** (1992) Eccentric and concentric strength of knee and elbow extension in young and elderly men, *Canadian Journal of Sport Science* 17, 3–7.
- Pryor, J.F., Wilson, G.J., Murphy, A.J.** (1994) The effectiveness of eccentric, concentric and isometric rate of force development tests, *Journal of Human Movement Studies* 27, 153-172.
- Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B., Levine, W. S.** (1997) Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of Biomechanics* 30, 595-602.



- Rahmani, A., Rambaud, O., Bourdin, M., Mariot, J-P.** (2009) A virtual model of the bench press, *Journal of Biomechanics* 42, 1610-1615.
- Rahmani, A., Locatelli, E., Lacour, J. R.** (2004) Differences in morphology and force/velocity relationship between Senegalese and Italian sprinters, *European Journal of Applied Physiology* 91, 399-405.
- Rahmani, A., Rambaud, O., Bourdin, M., Mariot, J-P.** (2004) Bench press exercise. A preliminary dynamic model of the upper limb thrower, *Archives of Physiology and Biochemistry*, 112 (Supplement), Abstract 29<sup>ème</sup> Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Paris.
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., Lacour, J. R.** (2001) Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise, *European Journal of Applied Physiology* 84, 227-232.
- Rahmani, A.** (2000). Mesure de la force musculaire à partir de l'accélération appliquée à une charge. Relation force- vitesse dans des conditions ballistiques, Thèse de doctorat, Lyon, Université Claude Bernard.
- Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Hautier, C. A., Lacour, J. R.** (2000) Validity and Reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting, *Journal of Applied Biomechanics* 16, 27-36.
- Rahmani, A., Belli, A., Kostka, T., Dalleau, G., Bonnefoy, M., Lacour, J.-R.** (1999) Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects, *Journal of Applied Biomechanics* 15, 337-344.
- Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B., Bourdin, M.** (2008) Importance of the upper-limb inertia in calculating bench press force, *Journal of Strength and Conditioning Research* 22, 383-389.
- Ripamonti, M., Colin, D., Rahmani, A.** (2008) Torque-velocity and power-velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension, *Clinical Biomechanics* 23, 520-526.
- Ripamonti, M., Mariot, J-P., Colin, D., Rahmani, A.** (2008) Torque- and power-velocity relationships of trunk muscle during isokinetic conditions in chronic low back pain patients, 33<sup>ème</sup> Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Compiègne, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 11, 193-194.
- Ropret, R., Kukulj, M., Ugarkovic, D., Matavulj, D., Jaric, S.** (1998) Effects of arm and leg loading on sprint performance, *European Journal Applied Physiology* 77, 547-550.
- Rubino, F.A.** (1993). Gait disorders in the elderly - Distinguishing between normal and dysfunctional gait, *Postgraduate Medecine* 6, 185-190.
- Sale, D.G.** (1991) Testing Strength and Power, in: JD MacDougall, HA Wenger, HJ Green editors (2<sup>nd</sup> edition), *Physiological testing of the high performance athlete*, Champaign, Ill: Human Kinetics, 21-106
- Samozino, P., Horvais, N., Hintzy, F.** (2007) Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling? *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39, 680-687.
- Sandler, R., Burdett, R., Zaleskiewicz, M., Spowls-repcheck, C., Harwell, M.** (1991) Muscle strength as an indicator of the habitual level of physical activity, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23, 1375-1381.
- Sargeant, A. J., Hoinville, E., Young, A.** (1981) Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise, *Journal of Applied Physiology* 51, 1175-1182.
- Schotte, K.-H.** (1993) Technique du lancer du marteau, Les Lancers. Hinz, L. Paris, Vigot, 158-189.
- Seck, D., Vandewalle, H., Decrops, N., Monod, H.** (1995) Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70, 161-168.
- Shephard, R. J.** (1991) Physical fitness: exercise and ageing, in: Pathy M. S. J., ed. *Principle and practice of geriatric medicine*, 2<sup>nd</sup> ed, London: John Wiley and sons, 279-294.

- Shim, A. L., Bailey, M. L., Westings, S. H.** (2001) Development of a field test for upper-body power, *Journal of Strength and Conditioning Research* 15, 192-197.
- Tanner, J. M.** (1964) *The physique of the Olympic athletes*, George Allen and Unwin, London.
- Taylor, N.A.S., Cotter, J.D., Stanley, S.N., Marshall, R.N.** (1991) Functional torque-velocity and power-velocity characteristics of elite athletes, *European Journal of Applied Physiology* 62, 116-121.
- Terzis, G., Karampatsos, G., Georgiadis, G.** (2007) Neuromuscular control and performance in shot-put athletes, *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 47, 284-290.
- Thorstensson, A., Grimby, G., Karlsson, J.** (1976) Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles, *Journal of Applied Physiology* 40, 12-16.
- Tihanyi, J., Apor, P., Fekete, G.** (1982) Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 48, 331-343.
- Toth, M. J., Gardner, A. W., Ades, P. A., Poehlman, E.T.** (1994) Contribution of body composition and physical activity to age-related decline in peak  $\dot{V}O_2$  in men and women, *Journal of Applied Physiology* 77, 647-652.
- Vandervoort, A. A.** (2002) Aging of the human neuromuscular system, *Muscle Nerve* 25, 17-25.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., Monod, H.** (1987) Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 56, 650-656.
- Véron, O., Tcherniatinsky, E., Fayad, F., Revel, M., Poiraudeau, S.** (2008) Lombalgie chronique et réentraînement à l'effort: application de la notion de niveau de douleur cliniquement acceptable, *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 51, 642-649.
- Vézirian, T., Voisin, P., anhée, J.L.** (1996) Evaluation isocinétique des fléchisseurs et extenseurs du tronc avec et sans correction de la gravité, *Annales de Kinésithérapie* 23, 62-67.
- Volkov, N. I., Lapin, V. I.** (1979) Analysis of the velocity curve in sprint running, *Medicine and Science in Sports Exercise* 11, 332-337.
- Weis-Fogh, T., Alexander, R. M.** (1977) *The sustained power output from striated muscle. Scale effects in animal locomotion*, Pedley, T. J. London London : Academic, 511-525.
- Wells, J. B.** (1965) Comparison of Mechanical Properties between Slow and Fast Mammalian Muscles, *Journal of Physiology* 178, 252-269.
- Westing, S.H., Cresswell, A.G., Thorstensson, A.** (1991) Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension, *European Journal of Applied Physiology* 62, 104-108.
- Wilkie, D.R.** (1950) The relation between force and velocity in human muscle, *Journal of Physiology* 110, 249-280.
- Wilson, G. J., Murphy, A. J. and Pryor, J. F.** (1994) Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance, *Journal of Applied Physiology* 76, 2714-2719.
- Wilson, G. J., Elliott, B. C., Wood, G. A.** (1991a) The effect on performance of imposing a delay during a stretch-shorten cycle movement, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23, 364-370.
- Wilson, G. J., Wood, G. A., Elliott, B. C.** (1991b) Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity, *Journal of Applied Physiology* 70, 825-833.
- Winter, D.A.** (2005) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, New York, NY.

**Winter, D.A., Wells, R.P., Orr, G.W.** (1981) Errors in the use of isokinetic dynamometers. *European Journal of Applied Physiology* 46, 397-408

**Yamauchi, J., Mishima, C., Fujiwara, M., Nakayama, S., Ishii, N.** (2007) Steady-state force-velocity relation in human multi-joint movement determined with force clamp analysis, *Journal of Biomechanics* 40, 1433-1442.

**Yamauchi, J., Mishima, C., Nakayama, S., Ishii, N.** (2005) Torque-velocity relation of pedaling movement against stepwise increase in load, *International Journal of Sport and Health Science* 3, 110-115.

**Young, W., McLean, B., Ardagna, J.** (1995) Relationship between strength qualities and sprinting performance, *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 35, 13-19.

**Young, A., Skelton, D. A.** (1994) Applied physiology of strength and power in old age, *International Journal of Sports Medicine* 15, 149-152.

**Zatsiorsky, V. M., Lanka, G. E., Shalmanov, A. A.** (1981) Biomechanical analysis of shot putting technique, *Exercise Sport Science Review* 9, 353-389.

## **VI. Annexe – Liste des publications**

### Articles publiés dans des revues indexées (ISI)

Pour chaque publication, l'impact factor (IF 2008) de la revue et son classement AERES (section STAPS – décembre 2009) figurent entre parenthèses.

#### 2010

1. Bourdin M., Rambaud O., Dorel S., Lacour J-R., Moyen B., **Rahmani A.** Throwing performance is associated with muscular power. *International Journal of Sports Medicine*, sous presse. (IF = 1,63 ; A – 2<sup>ème</sup> niveau)

#### 2009

2. **Rahmani A.**, Rambaud O., Bourdin M., Mariot J-P. A virtual model of the bench press. *Journal of Biomechanics* 42, 1610-1615. (IF= 2,78; A - 1<sup>er</sup> niveau)
3. Durand S., Beaune B., Gagé G., Ripamonti M., **Rahmani A.** Puissance anaérobie des membres inférieurs chez des joueurs de tennis de 2ème et 3ème série. *Sciences et Sports*, 24, 320-322. (IF = 0,15, NC)

#### 2008

4. Rambaud O., **Rahmani A.**, Moyen B., Bourdin M. Importance of the upper-limb inertia in calculating bench press force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 383-389. (IF= 0,815; NC)
5. Ripamonti M., Colin D., **Rahmani A.** Torque-velocity and power-velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics*, 23, 520-526. (IF= 1,93 ; A - 1<sup>er</sup> niveau)
6. Cléménçon M., Hautier C.A., **Rahmani A.**, Cornu C., Bonnefoy M. Potential role of optimal velocity as a qualitative factor of physical functional performance in women aged 72 to 96 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 1594-1599. (IF= 2,16 ; A - 1<sup>er</sup> niveau)

#### 2007

7. Dalleau G., **Rahmani A.**, Verkindt C. Relationship between power and musculotendinous stiffness in high level athletes. *Sciences et Sports*, 22, 110-116. (IF = 0,15, NC)

#### 2005

8. Diop M., **Rahmani A.**, Belli A., Gautheron V., Geysant A., Cottalorda J. Influence of speed variation and age on ground reaction forces and stride parameters of children normal gait. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 682-687. (IF = 1,63 ; A – 2<sup>ème</sup> niveau)

#### 2004

9. **Rahmani A.**, Locatelli E., Lacour J-R. Differences in morphology and force-velocity relationship between Senegalese and Italian sprinters. *European Journal of Applied Physiology*, 91, 399-405. (IF= 1,93; A – 2<sup>ème</sup> niveau)
10. Diop M., **Rahmani A.**, Belli A., Gautheron V., Geysant A., Cottalorda J. Influence of speed variation and age on the asymmetry of ground reaction forces and stride parameters of normal gait in children. *Journal of Pediatrics Orthopaedics B*, 13, 308-314. (IF= 0,74; NC)

#### 2003

11. Cottalorda J., **Rahmani A.**, Diop M., Gautheron V., Ebermeyer E., Belli A. Influence of school bag carrying on gait kinetics. *Journal of Paediatrics Orthopaedics, Part B*, 12, 357-364. (IF= 0,74; NC)
12. Bonnefoy M., Cornu C., Normand S., Boutitie F., Bugnard F., **Rahmani A.**, Lacour J-R., Laville, M. The effects of exercise and protein-energy supplements on body composition and muscle function in frail elderly individuals: a long-term controlled randomised study. *British Journal of Nutrition*, 89, 731-739. (IF= 2,76 ; A – 2<sup>ème</sup> niveau)

#### 2002

13. Bret C., **Rahmani A.**, Dufour A-B., Messonnier L., Lacour J-R. Leg strength and stiffness as ability factors in 100-m sprint running. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42, 274-281. (IF=070 ; NC)

#### 2001

14. **Rahmani A.**, Viale F., Dalleau G., Lacour J-R. Force and power-velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 227-232. (IF= 1,93; A – 2<sup>ème</sup> niveau)

#### 2000

15. **Rahmani A.**, Dalleau G., Viale F., Hautier C.A., Lacour J-R. Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 27-36. (IF= 1,20; A – 2<sup>ème</sup> niveau)
16. Kostka T., **Rahmani A.**, Berthouze, Lacour J-R., Bonnefoy M. Quadriceps muscle function in relation to habitual physical activity and VO<sub>2max</sub> in men and women aged more than 65 years. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55, 481-488. (IF= 4,0 ; A – 2<sup>ème</sup> niveau)

#### 1999

17. **Rahmani A.**, Belli A., Kostka T., Dalleau G., Bonnefoy M., Lacour J-R. Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 337-344. (IF= 1,20; A – 2<sup>ème</sup> niveau)

### Articles publiés dans des revues non indexées

#### 2004

18. Diop M., **Rahmani A.**, Calmels P., Gautheron V., Geysant A., Cottalorda J. (2004) Influence de la vitesse et de l'âge sur la variabilité intrasujet des forces de réaction et des paramètres spatio-temporels de la marche de l'enfant sain. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 47(2) : 72-80.

#### 2002

19. Bonnefoy M., Patricot MC., Lacour J-R., **Rahmani A.**, Berthouze S., Kostka T. Relation between physical activity, muscle function and IGF-1, testosterone and DHEAS concentrations in the elderly. *Revue de Médecine interne*, 23(10), 819-827.

#### 2001

20. Bret C., **Rahmani A.**, Messonnier L., Bourdin M., Bedu E., Lacour J-R. Relation entre la concentration sanguine de lactate mesurée en fin de compétition et la performance sur 100 m. *Sciences et Motricité*, 42, 24-28.

### Ouvrages, chapitres d'ouvrages

#### 2002

1. Cottalorda J., Belli A., **Rahmani A.**, Bourelle S., Ebermeyer E., Gautheron V., Geysant A. Marche et port du cartable. La marche de l'enfant, sous la direction de A. Dimeglio, C Herisson, L. Simon, Ed : Sauramps Medical, Montpellier, 193-199.
2. Cottalorda J., Bourelle S., Belli A., **Rahmani A.**, Diop M., Gautheron V., Geysant A. Marche et Tapis Ergométrie ADAL. La marche de l'enfant, sous la direction de A. Dimeglio, C Herisson, L. Simon, Ed : Sauramps Medical, Montpellier, 213-219.

### Communications orales et affichées dans des congrès internationaux et nationaux

#### 2009

1. Ripamonti M., Colin D., Schmidt D., Ritz M., **Rahmani A.** Isokinetic evaluation of trunk muscles in healthy and low back pain subjects. *XXXIV<sup>ème</sup> Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Toulon, Septembre 2009. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(Suppl. 1), 215-216.

#### 2008

2. Ripamonti M., Mariot J-P., Colin D., **Rahmani A.** Torque- and power-velocity relationships of trunk muscle during isokinetic conditions in chronic low back pain patients. *XXXIII<sup>ème</sup> Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Compiègne, septembre 2008. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(Suppl. 1), 193-194.

#### 2007

3. Rambaud O., **Rahmani A.**, Moyen B., Bourdin M. Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench-press force. *XXXII<sup>ème</sup> Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Lyon, août 2007. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10(Suppl. 1), 33-34.
4. **Rahmani A.**, Rambaud O., Bourdin M., Mariot J-P. Développé couché : modèle sagittal et validation. *2<sup>ème</sup> Colloque de Sport et Recherche en Pays De la Loire, Le Mans, octobre 2007.*
5. Ripamonti M., **Rahmani A.**, Colin D. Etude des muscles du tronc lors d'un mouvement de flexion-extension sur un appareil isocinétique. *2<sup>ème</sup> Colloque de Sport et Recherche en Pays De la Loire, Le Mans, octobre 2007.*

#### 2006

6. **Rahmani A.**, Auvinet B., Martineau J-B., Beaune B. Effet du réentraînement sur la qualité de la marche chez des personnes âgées. *XXVI<sup>ème</sup> Congrès National Scientifique de la Société Française de Médecine du Sport, Evry Marcoussis.*

#### 2005

7. **Rahmani A.**, Rambaud O., Bourdin M., Mariot J-P. Mechanical model of the upper limb thrower during a bench press exercise. *30<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique, Bruxelles. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 28(Suppl. 1), 225-226.
8. Ripamonti M., **Rahmani A.**, Colin D.. Mise en place d'un protocole d'évaluation des muscles du tronc dans des conditions isocinétiques. *XXV<sup>ème</sup> Congrès National Scientifique de la Société Française de Médecine du Sport, Saint Etienne.*
9. Mariot J-P., **Rahmani A.**, Rambaud O., Bourdin M. Modèle mécanique du mouvement de développé couché. *17<sup>ème</sup> Congrès Français de Mécanique, Troyes.*
10. Ripamonti M., **Rahmani A.**, Colin D. Force-Velocity of extensors and flexors trunk muscles under isokinetics conditions. *72<sup>ème</sup> Congrès de la société de Physiologie, Rennes.*
11. Rambaud O., **Rahmani A.**, Dorel S., Moyen B., Bourdin M. Evaluation des qualités musculaires associées à la performance en lancer. *Rencontres de l'athlétisme, Lyon*

2004

12. Rambaud O., **Rahmani A.**, Dorel S., Moyen B., Bourdin M. Evaluation des qualités musculaires associées à la performance en lancer. *XXIV<sup>ème</sup> Congrès National Scientifique de la Société Française de Médecine du Sport, Lyon.*
13. **Rahmani A.**, Rambaud O., Bourdin M., Mariot J-P. Bench press exercise. A preliminary dynamic model of the upper limb thrower. *Société de Biomécanique, Congrès de Paris.*
14. Rambaud O., **Rahmani A.**, Dorel S., Moyen B., Bourdin M. Force-Velocity relationship and discus throw performance. *9<sup>th</sup> Annual Congress of the European College of Sport Science, Clermont-Ferrand.*

2003

15. Rambaud O., **Rahmani A.**, Dorel S., Lacour J-R., Bourdin M. Evaluation des facteurs de la performance en lancer. Analyse des relations Force-Vitesse. *10<sup>ème</sup> Congrès ACAPS (Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives), Toulouse.*

2001

16. Cottalorda J., Belli A., **Rahmani A.**, Diop M., Gautheron V., Geysant A. Intérêt du coefficient de variabilité dans l'analyse dynamique de la marche. *Poster, 58<sup>ème</sup> Congrès de Chirurgie Pédiatrique, Paris-La Défense.*
17. Bourelle S., Cottalorda J., Belli A., **Rahmani A.**, Diop M., Gautheron V., Geysant A. Intérêt du coefficient de variabilité dans l'analyse dynamique de la marche. *Communication orale, 6<sup>ème</sup> Congrès National Scientifique, Saint Etienne.*
18. Gautheron V., Bourelle S., Cottalorda J., Belli A., **Rahmani A.**, Diop M. Intérêt du coefficient de variabilité dans l'analyse dynamique de la marche. *Poster, 16<sup>ème</sup> Congrès National de Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, Bordeaux.*

2000

19. Cottalorda J., Gautheron V., Sudre A., Lefevre C., **Rahmani A.**, Ebermeyer E., Royer M., Geysant A. Port du cartable et modifications dynamiques de la marche. Analyse avec le tapis ADAL. Présentation orale, *3<sup>èmes</sup> Journées Internationales sur la Recherche en Orthopédie Pédiatrique, Toulouse.*

1999

20. Lacour J-R., **Rahmani A.**, Locatelli E.. The energetics of sprint running: are Africans different from Caucasians? Présentation orale, *4<sup>th</sup> Annual Congress of the European College of Sport Science, Rome, 307*
21. Hautier C.A., **Rahmani A.**, Bret C., Letuppe P., Rolle D., Lacour J-R. Power production and blood lactate accumulation during sprint cycling and 100-m sprint running. *Poster, 4<sup>th</sup> Annual Congress of the European College of Sport Science, Rome, p 592.*

1998

22. **Rahmani A.**, Dalleau G., Viale F., Belli A., Lacour J-R. Mesure de la force dynamique par un test balistique. *Science & Sports, 13, 241-242.*
23. Kostka T., **Rahmani A.**, Lacour J-R., Bonnefoy M. Quadriceps muscle fatigability in men and women aged 65 years. *Medicina Sportiva, 2(1): 88.*
24. Viale F., Dalleau G., **Rahmani A.**, Belli A., Lacour J-R. Mesure de force isométrique sous barre guidée de squat. *Science & Sports, 13, 239-240.*
25. **Rahmani A.** Research Methods and Mechanisms in Neuromuscular Function. Jyväskylä (Finlande) - Symposium - Abstract and Poster Presentation.
26. **Rahmani A.** Neuromuscular Performance : Advanced Research Methods. Louvain (Belgique) - Symposium - Abstract and Poster Presentation.
27. **Rahmani A.** Analyse du mouvement. Marseille-Luminy (France) - Ecole thématique.

1996

28. Bonnefoy M., Kostka T., **Rahmani A.**, Belli A., Berthouze S.E., Lacour J-R. Habitual physical activity (PA) and quadriceps muscle Force-Velocity relationship in men aged > 65 yrs. Présentation orale, *First Annual Congress of the European College of Sport Science, Nice, p 780-781.*
29. Kostka T., Bonnefoy M., **Rahmani A.**, Belli A., Berthouze S.E., Lacour J-R. Determinants of quadriceps muscle power in elderly women. Présentation orale, *Fourth International Congress Physical Activity, Aging and Sports, Heidelberg (Germany), p 86.*