



HAL
open science

Contribution de l'analyse électromyographique des muscles des membres supérieurs pour l'entraînement au saut à la perche

Julien Frère

► **To cite this version:**

Julien Frère. Contribution de l'analyse électromyographique des muscles des membres supérieurs pour l'entraînement au saut à la perche. Sciences de l'Homme et Société. Université de Rouen, 2009. Français. NNT : 2009ROUEL042 . tel-00590379

HAL Id: tel-00590379

<https://theses.hal.science/tel-00590379v1>

Submitted on 3 May 2011

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



UNIVERSITE DE ROUEN

FACULTE DES SCIENCES DU SPORT ET DE L'EDUCATION PHYSIQUE

Champ disciplinaire : STAPS, 74^e section du C.N.U.

Ecole Doctorale n° 350 : Savoirs, Critique et Expertises

THESE EUROPEENNE pour l'obtention du grade de

DOCTEUR D'UNIVERSITE

Présentée et soutenue publiquement le 27 novembre 2009

par

JULIEN FRÈRE

**CONTRIBUTION DE L'ANALYSE
ELECTROMYOGRAPHIQUE DES MUSCLES DES MEMBRES
SUPERIEURS POUR L'ENTRAÎNEMENT AU SAUT A LA
PERCHE.**

*DEVELOPPEMENT D'UNE PROCEDURE DE TRANSFORMATION EN ONDELETTES
DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE.*

*ANALYSE ET COMPARAISON DES ACTIVATIONS MUSCULAIRES LORS D'UN SAUT A
LA PERCHE ET LORS D'ELEMENTS GYMNiques EN BARRE FIXE.*

Directeurs de thèse : M^{me} le Professeur Claire Tourny-Chollet,

M. le Docteur Jean Slawinski

Pr. Alain Varray

Université de Montpellier I

Président

Pr. Arnaud Guével

Université de Nantes

Rapporteur

Pr. Eleftherios Kellis

Aristotle University of Thessaloniki

Rapporteur

Pr. Claire Tourny-Chollet

Université de Rouen

Directeur

Dr. Jean Slawinski

Team Lagardère, Paris

Co-directeur

UNIVERSITE DE ROUEN
FACULTE DES SCIENCES DU SPORT ET DE L'EDUCATION PHYSIQUE

Champ disciplinaire : STAPS, 74^e section du C.N.U.
Ecole Doctorale n° 350 : Savoirs, Critique et Expertises

THESE EUROPEENNE pour l'obtention du grade de

DOCTEUR D'UNIVERSITE

Présentée et soutenue publiquement le 27 novembre 2009

par

JULIEN FRÈRE

**CONTRIBUTION DE L'ANALYSE
ELECTROMYOGRAPHIQUE DES MUSCLES DES MEMBRES
SUPERIEURS POUR L'ENTRAÎNEMENT AU SAUT A LA
PERCHE.**

*DEVELOPPEMENT D'UNE PROCEDURE DE TRANSFORMATION EN ONDELETTES
DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE.*

*ANALYSE ET COMPARAISON DES ACTIVATIONS MUSCULAIRES LORS D'UN SAUT A
LA PERCHE ET LORS D'ELEMENTS GYMNINIQUES EN BARRE FIXE.*

Directeurs de thèse : M^{me} le Professeur Claire Tourny-Chollet,

M. le Docteur Jean Slawinski

Pr. Alain Varray	<i>Université de Montpellier I</i>	Président
Pr. Arnaud Guével	<i>Université de Nantes</i>	Rapporteur
Pr. Eleftherios Kellis	<i>Aristotle University of Thessaloniki</i>	Rapporteur
Pr. Claire Tourny-Chollet	<i>Université de Rouen</i>	Directeur
Dr. Jean Slawinski	<i>Team Lagardère, Paris</i>	Co-directeur

« Les machines un jour pourront résoudre tous les problèmes, mais jamais aucune d'entre elles ne pourra en poser un. »

Albert Einstein

Remerciements

La première personne que je tiens à remercier est ma directrice Claire Tourny-Chollet qui a su me laisser la liberté nécessaire à l'accomplissement de mes travaux, tout en gardant un œil critique et avisé.

Je tiens également à témoigner toute ma reconnaissance et ma gratitude à mon co-directeur Jean Slawinski pour m'avoir fait confiance en suivant mon travail malgré la distance.

Par leur aide, expérience, et rigueur scientifique, ils m'ont permis de mener à bien cette thèse dans les meilleures conditions.

Je remercie très sincèrement Monsieur Alain Varray Professeur au sein du laboratoire « Efficienc e et Déficienc e Motrice » à la Faculté des Sciences du Sport de l'Université de Montpellier I pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider ce jury.

J'exprime mes vifs remerciements à Monsieur Arnaud Guével Professeur au sein du laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » à la Faculté des Sciences du Sport de l'Université de Nantes d'être rapporteur de cette thèse de Doctorat.

Toute ma reconnaissance à Monsieur Eleftherios Kellis Professeur au Department of Physical Education and Sports Sciences of Serres at the Aristotle University of Thessaloniki pour avoir accepté d'être rapporteur de cette thèse de Doctorat indépendamment des kilomètres à parcourir pour assister à cette soutenance de thèse.

Ce travail n'aurait pas pu avoir lieu sans l'accueil, la sympathie et l'investissement des membres du Laboratory of Biomechanics & Biocalorimetry (Basel, Suisse), et plus particulièrement de Mrs A.U. Dan Daniels, Beat Göpfert, et Dieter Wirz. Ce stage effectué en Suisse aura été une belle occasion pour moi d'enrichir mes connaissances et mon expérience scientifique au contact de

gens qui m'ont toujours fait confiance et dont la disponibilité fut exemplaire. Thanks to all, your help and friendship has been very much appreciated every day!

Je tiens à remercier tous les membres du laboratoire CETAPS, notamment son directeur Pr. Didier Chollet, ainsi que toutes les personnes (professeurs certifiés et agrégés, techniciens, informaticiens, ...) de l'UFR STAPS de l'Université de Rouen, pour m'avoir permis de travailler quotidiennement dans un cadre agréable et communicatif.

Je n'oublie pas l'ensemble des athlètes Wilfried, Alexandre, Stéphane, Nicolas, Ludovic, Eric, Hugo, et Louis et gymnastes Geoffroy, Benoît, François, Angelo, Mathieu, et Romain, qui se sont tous prêtés au jeu des expérimentations avec volontariat et bonne humeur. Je les remercie et leur exprime ma profonde amitié.

Merci également aux doctorants, Barbara, Ingrid, Charly, et Audrey qui m'ont soutenu et aidé tout au long de ce travail.

Enfin, mes derniers remerciements iront à mes amis et à ma famille qui ont suivi mon parcours universitaire et m'ont encouragé chacun à leur manière : « Alors, cette thèse ? ... ».

A mes parents, j'espère qu'ils sont fiers de leurs enfants.

Une pensée toute particulière à ma compagne, Aurélie, pour m'avoir aidé à supporter le poids de cette thèse et soutenu tout ce temps, même quand il a fallu partir. Finalement, l'Alsace, c'était plutôt bien ...

Sans toi je ne suis plus rien, cette thèse est la notre.

SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE	- 1 -
CHAPITRE I : ANALYSE DU SAUT A LA PERCHE	- 5 -
I.1. DEFINITION DU MOUVEMENT ET MODELES D'ANALYSE	- 6 -
I.2. LA PHASE D'IMPULSION	- 12 -
I.2.1. ... en termes de vitesse	- 12 -
I.2.2. ... en termes d'énergie.....	- 13 -
I.2.3. ... en termes de force.....	- 16 -
I.2.4. ... en termes de moment.....	- 19 -
I.3. LES PHASES DE STOCKAGE ET DE RESTITUTION D'ENERGIE	- 21 -
I.3.1. ... en termes de vitesse	- 21 -
I.3.2. ... en termes d'énergie.....	- 22 -
I.3.3. ... en termes de force.....	- 26 -
I.3.4. ... en termes de moment.....	- 28 -
I.4. SYNTHESE.....	- 34 -
CHAPITRE II : LE COMPLEXE ARTICULAIRE DE L'EPAULE	- 36 -
II.1. STRUCTURE BIOMECANIQUE DE L'EPAULE.....	- 37 -
II.1.1. Le mécanisme en chaîne fermée.....	- 37 -
II.1.2. Le rythme scapulo-huméral	- 38 -
II.1.3. La stabilité gléno-humérale	- 43 -
II.1.3.1. <i>Les forces de réactions articulaires</i>	- 43 -
II.1.3.2. <i>Les structures capsulo-ligamentaires</i>	- 44 -
II.1.3.3. <i>Les structures musculo-tendineuses</i>	- 47 -
II.2. ACTIVATION MUSCULAIRE ET MOUVEMENT.....	- 48 -
II.2.1. Les muscles qui agissent sur l'humérus	- 49 -
II.2.1.1. <i>Elévation humérale</i>	- 49 -

II.2.1.2.	<i>Abaissement huméral</i>	- 51 -
II.2.1.3.	<i>La coiffe des rotateurs de l'humérus</i>	- 53 -
II.2.2.	Les muscles qui agissent sur la scapula.....	- 56 -
II.2.3.	Saut à la perche et les muscles de l'épaule.....	- 57 -
II.3.	SYNTHESE.....	- 58 -
 CHAPITRE III : METHODOLOGIE GENERALE ET PROBLEMATIQUE.....		- 60 -
III.1.	LES DISPOSITIFS EXPERIMENTAUX AU SAUT A LA PERCHE.....	- 61 -
III.1.1.	La capture du mouvement	- 61 -
III.1.2.	Les tables inertielles	- 66 -
III.2.	L'ELECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE	- 69 -
III.2.1.	Les traitements du signal EMG dans le domaine fréquentiel.....	- 71 -
III.2.2.	Les traitements du signal EMG dans le domaine temporel	- 75 -
III.2.3.	Les traitements du signal EMG non linéaires.....	- 78 -
III.2.3.1.	<i>L'analyse quantitative dérivée des diagrammes de récurrence</i>	- 78 -
III.2.3.2.	<i>La transformation en ondelettes du signal EMG</i>	- 80 -
III.2.4.	EMG du complexe articulaire de l'épaule.....	- 90 -
III.3.	ETUDE COMPARATIVE : INFLUENCE DE LA FONCTION D'ECHELLE SUR LA TRANSFORMATION EN ONDELETTES DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE DE SURFACE..	- 93 -
III.3.1.	Introduction	- 94 -
III.3.2.	Matériels & Méthodes	- 95 -
III.3.2.1.	<i>Population</i>	- 95 -
III.3.2.2.	<i>Procédure</i>	- 96 -
III.3.2.3.	<i>Electromyographie</i>	- 96 -
III.3.2.4.	<i>Traitement des données EMG</i>	- 96 -
III.3.2.5.	<i>Statistiques</i>	- 99 -
III.3.3.	Résultats.....	- 99 -
III.3.4.	Discussion.....	- 101 -
III.3.5.	Conclusion.....	- 103 -
III.4.	BILAN ET PROBLEMATIQUE DE LA THESE	- 105 -
 CHAPITRE IV : ETUDES EXPERIMENTALES		- 107 -

IV.1. AXE 1 : BIOMECHANIQUE DU SAUT A LA PERCHE ET COORDINATION MUSCULAIRE	- 108 -
IV.1.1. Etude 1 : Activité EMG des muscles des membres supérieurs au cours d'un saut à la perche.	- 109 -
<i>IV.1.1.1. Introduction</i>	- 109 -
<i>IV.1.1.2. Matériels & Méthodes</i>	- 110 -
<i>IV.1.1.3. Résultats</i>	- 118 -
<i>IV.1.1.4. Discussion</i>	- 122 -
<i>IV.1.1.5. Conclusion</i>	- 126 -
IV.1.2. Etude 2 : Influence des variables cinématiques et des actions des membres supérieurs sur la performance au saut à la perche : catapultage ou poussée ?	- 128 -
<i>IV.1.2.1. Introduction</i>	- 128 -
<i>IV.1.2.2. Matériels et Méthodes</i>	- 129 -
<i>IV.1.2.3. Résultats</i>	- 132 -
<i>IV.1.2.4. Discussion</i>	- 137 -
<i>IV.1.2.5. Conclusion</i>	- 141 -
IV.2. AXE 2 : BIOMECHANIQUE DES ELEMENTS GYMNIQUES EN BARRE FIXE ET COORDINATION MUSCULAIRE	- 142 -
IV.2.1. Activité EMG des muscles des membres supérieurs au cours d'éléments en barre fixe. -	143 -
<i>IV.2.1.1. Introduction</i>	- 143 -
<i>IV.2.1.2. Matériels & Méthodes</i>	- 145 -
<i>IV.2.1.3. Résultats</i>	- 150 -
<i>IV.2.1.4. Discussion</i>	- 156 -
<i>IV.2.1.5. Conclusion</i>	- 161 -
CHAPITRE V : DISCUSSION GENERALE	- 162 -
V.1. ACTIVATIONS MUSCULAIRES AU SAUT A LA PERCHE ET EN BARRE FIXE : CONTRIBUTION A L'AMELIORATION DE LA PERFORMANCE ET A L'OPTIMISATION DE L'ENTRAINEMENT.....	- 163 -
V.2. CONTRIBUTION POUR L'ANALYSE ELECTROMYOGRAPHIQUE DE SURFACE	- 170 -
CONCLUSIONS & PERSPECTIVES	- 174 -

BIBLIOGRAPHIE	- 178 -
LISTE DES FIGURES	- 198 -
ANNEXES	- 206 -
ANNEXE 1 : LES 5 ETAPES DE LA TRANSFORMATION EN ONDELETTES CONTINUE (CWT) ...	- 207 -
ANNEXE 2 : ALGORITHME DEVELOPPE PAR TORRENCE & COMPO POUR LA TRANSFORMATION EN ONDELETTES D'UN SIGNAL.	- 209 -
ANNEXE 3-A : COMPARAISON STATISTIQUES (TESTS WILCOXON) INTER-PHASES DE L'INTENSITE TOTALE POUR CHAQUE MUSCLE LORS DE L'ELEMENT « BASCULE ». LA DIFFERENCE EST SIGNIFICATIVE A $P<0,05$	- 220 -
ANNEXE 3-B : COMPARAISON STATISTIQUES (TESTS WILCOXON) INTER-PHASES DE L'INTENSITE TOTALE POUR CHAQUE MUSCLE LORS DE L'ELEMENT « PASSE-FILE ». LA DIFFERENCE EST SIGNIFICATIVE A $P<0,05$	- 221 -
ANNEXE 3-C : COMPARAISON STATISTIQUES (TESTS WILCOXON) INTER-PHASES DE L'INTENSITE TOTALE POUR CHAQUE MUSCLE LORS DE L'ELEMENT « GRAND TOUR ARRIERE ». LA DIFFERENCE EST SIGNIFICATIVE A $P<0,05$	- 222 -
ANNEXE 3-D :COMPARAISON STATISTIQUES (TESTS WILCOXON) INTER-PHASES DE L'INTENSITE TOTALE POUR CHAQUE MUSCLE LORS DE L'ELEMENT « GRAND TOUR ARRIERE COUPE ». LA DIFFERENCE EST SIGNIFICATIVE A $P<0,05$	- 223 -
ANNEXE 4 : PUBLICATIONS	- 224 -
✓ Revues scientifiques internationales avec "Peer review"	- 224 -
✓ Actes de congrès publiés dans des revues internationales.....	- 244 -

INTRODUCTION GENERALE

Le 13 Octobre 2006, l'Américain Tim Mack, champion olympique du saut à la perche à Athènes en 2004, a été opéré à la clinique de Cleveland avec succès par une arthroscopie de l'épaule droite pour réparer un bourrelet glénoïdien déchiré. Le bourrelet glénoïdien est un anneau de cartilage fibreux dans l'articulation de l'épaule. Cette blessure fait partie des risques professionnels liés à l'exécution du saut à la perche. « *Il était complètement décollé de l'os. Ton bras n'est pas destiné à aller aussi loin en arrière* », a déclaré Tim Mack, un droitier, se référant à la position de son bras au décollage. La blessure a été aggravée par le « *choc de l'épaule* », causé par le « *planter* » de la perche dans le butoir après un sprint sur la piste.¹

A priori, cette blessure articulaire pourrait faire partie du type de blessures que peut rencontrer un sportif de haut-niveau tout au long de sa carrière. Mais, ce témoignage est révélateur de l'implication du complexe articulaire de l'épaule dans l'exécution d'un saut à la perche. En effet, le saut à la perche marque son originalité au regard des autres sauts athlétiques par l'utilisation d'une perche de saut. La perche sert de levier entre le sol et le perchiste occasionnant la continuité du contact avec le sol après l'impulsion. Cette spécificité à l'avantage de permettre à l'athlète l'application de forces sur la perche provoquant, par conséquent, une modification de la trajectoire du centre de gravité du perchiste. Ainsi, à partir du moment où la perche est plantée au sol, le complexe articulaire de l'épaule est très sollicité. Cette pratique induit une grande élévation humérale, nécessite l'emploi de forces musculaires importantes ainsi qu'une coordination spécifique pour résister aux forces générées par la perche au cours du saut (Houvion, 1994 ; Morlier & Mesnard, 2007). Dans ce contexte, le développement des forces musculaires engagées pour effectuer un saut à la perche est primordial pour l'amélioration de la performance. Cependant, les travaux de recherche du Centre d'Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives de l'Université de Rouen (CETAPS, EA 3832), ont montré qu'une pratique sportive intensive avait des conséquences sur l'appareil musculo-squelettique aussi bien au niveau des membres inférieurs (Tourny-Chollet *et al.*, 2000 ; Biette *et al.*, 2002 ; L'Hermette *et al.*, 2003) qu'au niveau des membres supérieurs (Dupuis *et al.*, 2004 ; Frère *et al.*, 2008b). Ces transformations correspondent à des adaptations liées à l'activité physique, pour des sportifs ayant une pratique intensive ou endurant des charges lourdes d'entraînement et sont révélatrices d'un haut niveau de pratique. Par exemple, la pratique intensive du saut à la perche montre le développement d'un différentiel de force musculaire entre les deux épaules, ainsi qu'un

¹ Extrait traduit de : "*Athletes Bios*", © 2001-2009 USA Track & Field, Inc. All Rights Reserved. http://www.usatf.org/athletes/bios/Mack_Tim.asp.

différentiel de force entre les muscles rotateurs médiaux et rotateurs latéraux chez des sujets perchistes experts (Frère *et al.*, 2008b). Cependant, si ces différentiels de force ne sont pas contrôlés et suivis, en particulier celui entre les muscles rotateurs médiaux/latéraux, ils peuvent engendrer à long terme des pathologies articulaires de type chroniques. Ainsi, la nécessité de connaître les sollicitations musculaires employées au cours du mouvement est essentielle à l'identification de l'impact de l'activité sportive sur les mécanismes musculo-squelettiques. Dans ce cadre, les études scientifiques comportent un objectif double : la prévention de blessures musculaires et articulaires et l'optimisation de la performance.

La performance au saut à la perche est déterminée par l'interaction entre le perchiste et sa perche. Cette interaction se caractérise par la transformation de l'énergie cinétique de l'athlète en énergie potentielle gravitationnelle. La transformation s'effectue par la déformation de la perche, qui va dans un premier temps emmagasiner de l'énergie élastique par flexion, puis renvoyer cette énergie à l'athlète par extension (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Mc Ginnis, 2005). Egalement, la littérature scientifique a établie que la vitesse d'approche, la hauteur du centre de gravité de l'athlète à l'appel, et les forces appliquées sur la perche des facteurs de la performance (Vaslin & Cid, 1993). Le choix de la longueur et de la rigidité de la perche en fonction des qualités physiques et techniques de l'athlète s'avère également décisif quant à la performance finale (Ekevad & Lundberg, 1997). La phase d'impulsion s'avère également décisive par rapport à la performance au saut à la perche. Ainsi, l'analyse électromyographique (EMG) des muscles des membres inférieurs lors de l'impulsion au saut à la perche montre une activation musculaire limitant la flexion du genou et permettant l'extension accélérée de la hanche (Bassement *et al.*, 2007a ; Bassement *et al.*, 2009). Ces mécanismes musculaires et cinématiques sont similaires à la stratégie de pivot pour l'impulsion au saut en longueur et semblent absorber puis restituer l'énergie mécanique du perchiste entre la pose et le décollage du dernier appui au sol. Ces mécanismes montrent également des différences significatives experts-novices (Bassement *et al.*, 2005). Cependant, une approche EMG des muscles des membres supérieurs reste encore inédite, alors que les actions musculaires des membres supérieurs sont considérées comme fondamentales dans l'exécution du saut à la perche. A ce jour, les approches en dynamique inverse ont permis de calculer les forces et moments de forces appliqués sur la perche (Morlier & Mesnard, 2007) ainsi que les moments articulaires des épaules au cours d'un saut (Mc Ginnis & Bergman, 1986). D'ailleurs, les simulations par ordinateur utilisent des modèles poly-articulés de perchiste capables d'appliquer des forces sur la perche et permettent d'obtenir des résultats

similaires aux meilleurs perchistes mondiaux (Hubbard, 1980a ; Ekevad & Lundberg, 1995). Cependant, l'utilisation de ces modèles poly-articulés (pour des considérations méthodologiques) pour ces approches dynamiques ne permet pas de considérer le complexe articulaire de l'épaule dans sa réalité anatomique.

Ainsi, l'objectif général de notre thèse sera d'analyser le comportement du complexe articulaire de l'épaule au cours d'un saut à la perche, en réponse aux contraintes mécaniques imposées par la pratique. Une meilleure compréhension de la coordination musculaire au cours d'un saut à la perche permet l'amélioration des programmes d'entraînement ainsi que l'amélioration de la performance. Les travaux expérimentaux développés dans ce document seront organisés selon deux axes de recherche. Le premier axe de recherche s'appuiera sur deux études EMG des muscles des deux membres supérieurs lors d'un saut à la perche. La première étude aura pour objectif de faire le lien entre le gain d'énergie mécanique du perchiste au cours du saut et la coordination musculaire employée dans le but de fléchir la perche pour y stocker de l'énergie élastique. La seconde étude analysera l'influence des actions musculaires du perchiste lors de la phase finale du saut sur la performance. L'originalité de ces deux études vient de l'utilisation d'un dispositif EMG portable, du traitement du signal EMG par transformation en ondelettes et par la comparaison inter-membre supérieur. Le deuxième axe de recherche sera développé selon une étude EMG des mêmes muscles au cours d'éléments effectués à la barre fixe en gymnastique. Le but de ce deuxième axe de recherche est de faire le lien entre la pratique du saut à la perche et celle d'exercices gymniques régulièrement utilisés dans la préparation physique des perchistes. L'objet de cette recherche est alors de vérifier scientifiquement des discours et usages empiriques.

L'élaboration des travaux expérimentaux a nécessité une revue de littérature des domaines abordés. Cette revue de littérature présente les informations recueillies concernant l'analyse biomécanique du saut à la perche et du complexe de l'épaule, ainsi que les méthodes d'analyse du mouvement et de l'électrophysiologie musculaire.

CHAPITRE I : ANALYSE DU SAUT A LA PERCHE

I.1.	DEFINITION DU MOUVEMENT ET MODELES D'ANALYSE	- 6 -
I.2.	LA PHASE D'IMPULSION	- 12 -
I.2.1.	... en termes de vitesse	- 12 -
I.2.2.	... en termes d'énergie.....	- 13 -
I.2.3.	... en termes de force.....	- 16 -
I.2.4.	... en termes de moment.....	- 19 -
I.3.	LES PHASES DE STOCKAGE ET DE RESTITUTION D'ENERGIE	- 21 -
I.3.1.	... en termes de vitesse	- 21 -
I.3.2.	... en termes d'énergie.....	- 22 -
I.3.3.	... en termes de force.....	- 26 -
I.3.4.	... en termes de moment.....	- 28 -
I.4.	SYNTHESE.....	- 34 -

I.1. Définition du mouvement et modèles d'analyse

Selon le Comité International Olympique¹, le saut à la perche se définit comme une discipline où l'athlète tente de franchir une barre à l'aide d'une longue perche. Cette activité physique et sportive sollicite un haut niveau de vitesse de course, de force musculaire et de sens gymnique (Anderson, 1997 ; Ferry, 1999). Pour cela, le perchiste va devoir adopter un comportement spécifique (la technique) lui permettant d'utiliser les capacités de restitution d'énergie de la perche dans le but d'atteindre une grande performance. Du point de vue de l'entraîneur (Houvion, 1994), le saut à la perche se décompose en 8 phases :

- [1] La course d'élan (Figure I-1 *photo 1*) est construite pour développer une grande vitesse horizontale et maîtrisable, permettant au perchiste de pouvoir exécuter les actions suivantes propre à l'impulsion et au saut ;
- [2] Le présenté de perche (Figure I-1 *2→4*) correspond à la descente progressive de l'extrémité inférieure de la perche alors que le perchiste élève l'extrémité supérieure de la perche au-dessus de la tête dans l'axe de la course. Il s'effectue durant les deux dernières foulées ou trois derniers appuis ;
- [3] L'impulsion (Figure I-1 *5→6*) a lieu lors du dernier appui. Le perchiste plante la perche dans le butoir, avec le bras supérieur tendu au-dessus de la tête, puis exécute un saut vers l'avant et le haut (Linthorne, 2000). Entraîneurs et scientifiques (Hay, 1980 ; Houvion, 1984 ; Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Houvion, 1994) s'accordent pour dire que le pied d'impulsion doit se trouver à l'aplomb de la main supérieure afin d'exécuter une impulsion verticale suffisante sans perdre de vitesse horizontale (Figure I-1 *5→6*) ;
- [4] Le balancé (Figure I-1 *7→8*) correspond à la poussée du bras inférieur et au balayage de la jambe d'impulsion. Ces deux actions favorisent la flexion de la perche et éloignent l'axe de rotation (épaules du perchiste) de la perche ;
- [5] Le groupé (Figure I-1 *9*) est la position de fin du balancé. Le perchiste se retrouve le dos parallèle au sol alors que la flexion de la perche est maximale ;

¹ Comité International Olympique, "*Glossary of athletics*", accessible sur <http://www.olympic.org>.



Figure I-1 : Décomposition du saut à la perche. Saut de R. Mesnil, Lisbonne (2001).

[6] Le renversé (Figure I-1 ₁₀) s'effectue par une extension des genoux puis des hanches en suivant l'axe longitudinal de la perche.

[7] Le retournement (Figure I-1 $I1 \rightarrow I2$) se déroule lorsque la perche est complètement en extension. Le perchiste effectue une rotation longitudinale afin de préparer le franchissement de la barre.

[8] Le franchissement (Figure I-1 $I3 \rightarrow I5$) s'effectue d'abord par un passage des jambes puis du tronc, ventre face à la barre.

Ce type de découpage permet une première analyse quant aux mouvements réalisés par l'athlète, mais s'avère limité pour une approche mécanique du saut et dans la détermination de facteurs de performance. Dans ce cadre, une modélisation en quatre hauteurs partielles (Hay, 1980) du centre de gravité (CG) du perchiste a été envisagée lors d'un saut à la perche (Figure I-2) :

- ✓ H_1 correspond à la hauteur du CG du perchiste à l'instant de l'impulsion ;
- ✓ H_2 est la différence de hauteur du CG du perchiste entre l'impulsion et le lâché de perche ;
- ✓ H_3 est la différence entre la hauteur du CG du perchiste lors du lâché de perche et la hauteur maximale du CG ;
- ✓ H_4 est la différence entre la hauteur maximale du CG et la hauteur de la barre.

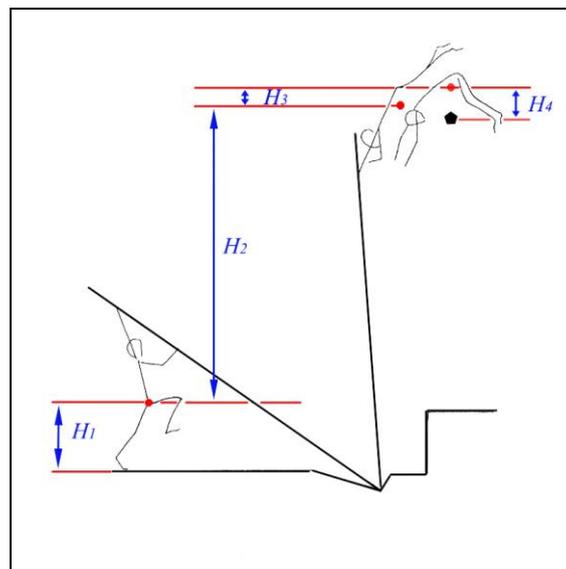


Figure I-2 : Modèle des hauteurs partielles du CG du perchiste au cours d'un saut. D'après Hay (1980).

Cette modélisation permet alors d'identifier et d'évaluer l'influence des facteurs de performance fondamentaux, tels que : la taille du perchiste (H_1) ; la grandeur du levier (H_2) ; la rigidité de la perche et la quantité d'énergie élastique restituée par celle-ci et permettant l'augmentation de l'énergie potentiel du perchiste (H_3 et H_4).

Les analyses biomécaniques du saut à la perche lors des finales olympiques de 1988 (Gros & Kunkel, 1990) et de 1992 (Angulo-Kinzler *et al.*, 1994) ont modélisé le saut à partir d'événements invariants. Ces événements clés du saut ont l'avantage de garantir la comparaison intra- et inter-athlète des différentes variables biomécaniques (vitesse, énergie, moment d'inertie, moment cinétique), quelque soit les techniques de sauts employées. Pour ces deux études biomécaniques, le saut à la perche est divisé en 4 phases, incluant les différents événements clés :

- [1] La phase d'approche ou course d'élan : elle comprend tous les contacts au sol et décollages pour chaque appui de la course, à l'exception de l'ultime appui ;
- [2] La phase d'impulsion : elle commence à l'ultime contact au sol (TD1, *last touchdown*), contient le planté de perche (PP, *pole plant*) et se termine à l'ultime décollage (TO1, *last take-off*) ;
- [3] La phase d'envol avec perche : elle commence à TO1, contient la flexion maximale de la perche (MPB, *maximum pole bend*), l'extension maximale de la perche (PS, *pole straight*) et se termine lorsque l'athlète lâche sa perche (PR, *pole release*) ;
- [4] La phase d'envol libre : elle commence à PR et se termine au plus haut point du CG du perchiste (HP, *height peak*).

La plus ancienne de ces deux études (Gros & Kunkel, 1990) définit deux sous-phases dans la phase d'envol avec perche, à la différence de l'étude la plus récente (Angulo-Kinzler *et al.*, 1994). La première sous-phase commence à TO1 et se termine à MPB alors que la deuxième phase se situe entre MPB et PR.

Une autre approche envisage la modélisation du saut à la perche par l'interaction énergétique entre l'athlète et sa perche (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2006). La phase d'envol est divisée en deux parties. Pendant la première (de TO1 à MPB), l'énergie cinétique de l'athlète diminue par le ralentissement du perchiste qui cherche à fléchir la perche. Cette flexion engendre le stockage d'énergie élastique au sein de la perche (Sheehan, 2002). Pendant la deuxième partie (de MPB à HP), la restitution de l'énergie élastique s'opère

par l'extension de la perche qui retrouve sa forme initiale. Cette restitution d'énergie va propulser verticalement, en direction de la barre, le perchiste dont l'énergie potentielle augmente.

Devant la diversité des modèles exposés, répondant chacun à des objectifs particuliers, il convient de proposer un modèle capable de prendre en compte l'ensemble des aspects mécaniques du saut à la perche. La base de ce nouveau modèle s'appuie sur quatre phases, ayant chacune un objectif énergétique précis. Au sein de ces phases, nous retrouvons les événements invariants déjà existants. Ainsi, les phases successives de ce modèle sont (Figure I-3) les suivantes.

- [1] La phase de production énergétique : correspond à la course d'élan et a pour but le développement de la vitesse de déplacement du perchiste et donc le développement de l'énergie du sauteur. Le déplacement du perchiste étant principalement horizontal, l'énergie du perchiste est majoritairement composée d'énergie cinétique et, dans une moindre mesure, d'énergie potentielle.
- [2] La phase d'impulsion : commence à TD1, contient PP et se termine à TO1. Cette phase d'impulsion, commune à tous les sauts athlétiques, est l'occasion d'une réorientation de la trajectoire du CG de l'athlète. La composante horizontale de la vitesse du CG du perchiste diminue alors que la composante verticale augmente. Ainsi, il y a une transformation d'une part d'énergie cinétique du sauteur en énergie potentielle.
- [3] La phase de stockage d'énergie : se situe entre TO1 et MPB et correspond à la phase de flexion de la perche. Sous l'influence de la vitesse du perchiste et de ses actions musculaires, la perche se déforme. Plus la déformation est grande, plus le stockage d'énergie élastique est important.
- [4] La phase de restitution d'énergie : commence à MPB et se termine à HP. Dans cette phase, la perche retrouve sa forme initiale, restituant l'énergie élastique au perchiste qui est alors propulsé vers la barre. Ainsi, son énergie potentielle augmente jusqu'au franchissement de la barre.

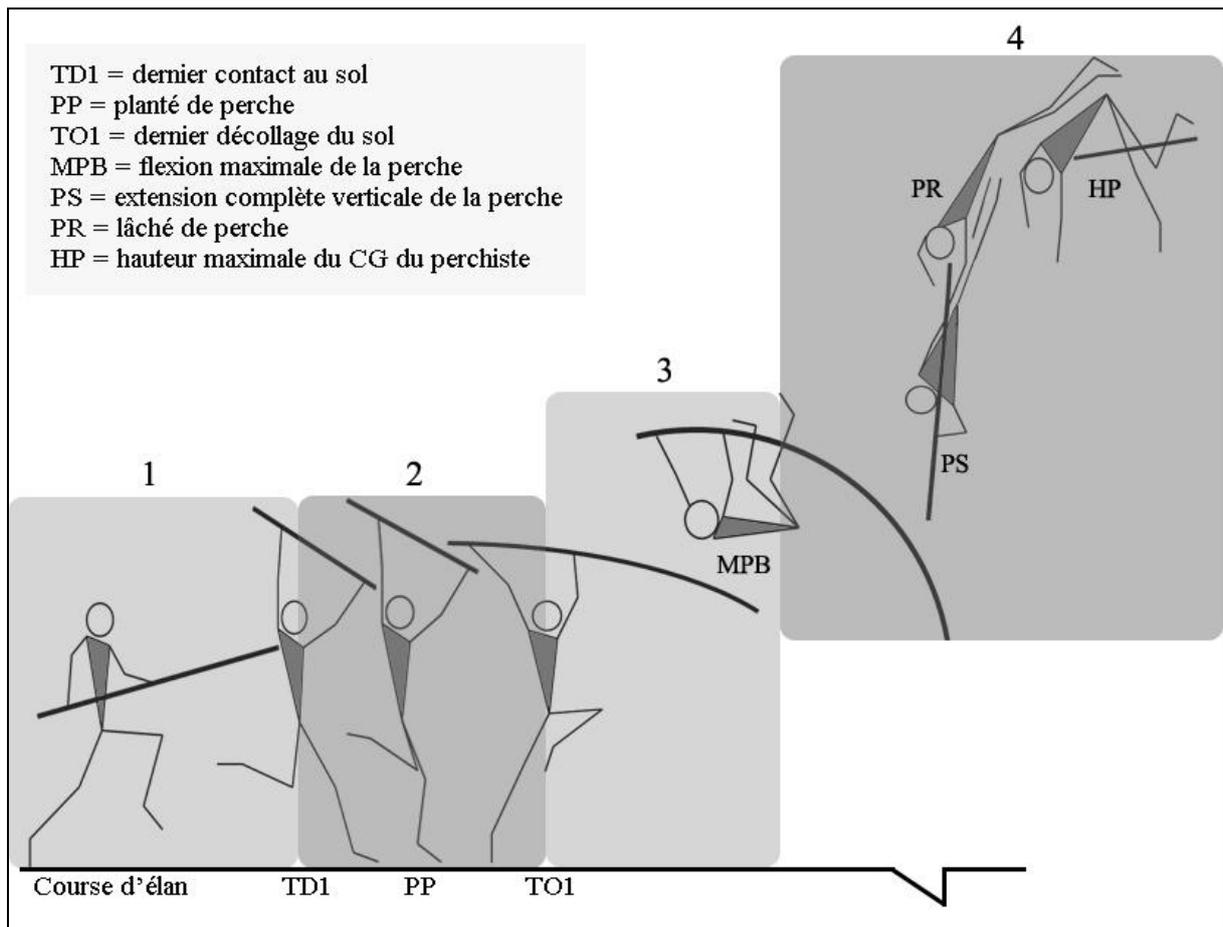


Figure I-3: Modélisation du saut à la perche. 1.- La phase de production d'énergie correspondant à la course d'élan ; 2.- La phase d'appel, définie par TD1, PP et TO1 ; 3.- La phase de stockage d'énergie entre TO1 et MPB ; 4.- La phase de restitution d'énergie entre MPB et HP, contenant PS et PR.

A la différence des modèles utilisés pour les Jeux Olympiques (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994), ce nouveau modèle ne fait pas la distinction entre une phase d'envol avec perche et une phase d'envol libre, à partir de PR. Puisque le nouveau modèle se base sur une approche énergétique, il est nécessaire de considérer qu'entre MPB et HP, l'énergie mécanique du perchiste augmente continuellement sous l'influence de la restitution d'énergie élastique de la perche (Schade *et al.*, 2000). C'est pourquoi, la phase de restitution d'énergie comporte tous les événements situés entre MPB et HP.

En s'appuyant sur ce nouveau modèle, une revue de littérature des variables biomécaniques d'un saut à la perche est proposée afin de mettre en lumière les actions du perchiste au cours d'un saut et plus particulièrement les actions des membres supérieurs. Dans ce contexte, la phase de production d'énergie ne sera pas abordée, puisque l'action des membres supérieurs est largement minoritaire par rapport à l'action des membres inférieurs.

De plus, dans un souci de clarté, les phases de stockage et de restitution d'énergie seront exposées en une seule et même partie.

I.2. La phase d'impulsion ...

I.2.1. ... en termes de vitesse

Une analyse statistique par régression linéaire a démontré que l'augmentation de la performance est liée à l'augmentation de la vitesse de course. Cette relation a déterminé un gain de hauteur de 50 cm pour une augmentation de la vitesse de 1 m.s^{-1} (Adamczewski & Perlt, 1997).

Lors du dernier appui, le perchiste effectue une réorientation de la trajectoire de son CG, pour en augmenter la dominante verticale, à l'instant où le pied quitte le sol. Cette réorientation va engendrer une augmentation de la vitesse verticale du CG ainsi qu'une diminution de sa vitesse horizontale (Figure I-4, entre TD1 et TO1) (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994). La perche étant plantée alors que le perchiste a toujours un contact au sol, celle-ci tend à freiner l'avancement de l'athlète. Cette opposition accentue d'autant plus la réduction de vitesse horizontale du sauteur à l'impulsion (Morlier, 1999).

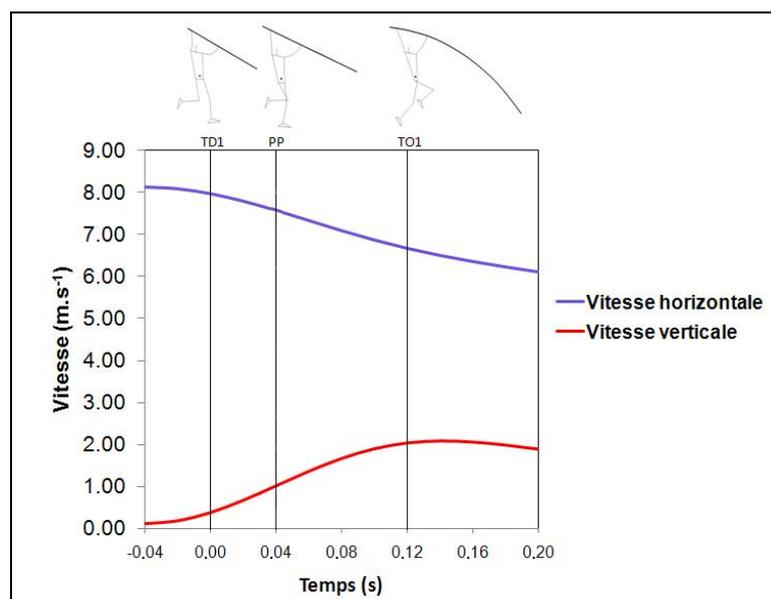


Figure I-4: Vitesse horizontale et verticale du CG du perchiste pendant la phase d'impulsion. TD1: Pose du dernier appui ; PP: Planté de perche ; TO1: Décollage du dernier appui.

Cette diminution de vitesse prend des proportions nettement plus importantes lorsque la vitesse horizontale au décollage de l'avant-dernier appui (TO2, *second last take-off*) est comparée à la vitesse horizontale à TO1. Par exemple, les champions olympiques en 1988 (Gros & Kunkel, 1990) et en 1992 (Angulo-Kinzler *et al.*, 1994) ont respectivement franchit des barres placées à 5,90 et 5,80 m avec une perte de vitesse horizontale d'environ 2 m.s⁻¹ entre TO2 et TO1 (de 9,86 à 7,90 m.s⁻¹ et de 9,74 à 7,74 m.s⁻¹, respectivement). Des différentiels similaires entre TO2 et TO1 ont également été mesurés, passant de 9,57 à 7,57 m.s⁻¹ en moyenne pour 16 perchistes franchissant entre 5,50 à 5,80 m (Mc Ginnis, 1987).

I.2.2. ... en termes d'énergie

A l'impulsion, le niveau d'énergie mécanique du système sauteur-perche est influencé par l'énergie cinétique initiale de l'athlète, acquise par la vitesse de la course d'élan et par le comportement de l'athlète durant l'interaction avec la perche (Hubbard, 1980a ; Gros & Kunkel, 1990 ; Ekevad & Lundberg, 1995 ; 1997 ; Arampatzis *et al.*, 1997 ; 1999). Durant toute la phase d'impulsion, l'énergie de l'athlète du sauteur diminue par le fait des transformations énergétiques ayant lieu au niveau des membres inférieurs par l'action d'impulsion et au niveau du tronc et des membres supérieures pendant le planté de perche et la flexion initiale de la perche (Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Linthorne, 2000 ; Schade *et al.*, 2004b). Ces transformations énergétiques s'opèrent au sein des deux systèmes, que sont le perchiste et la perche. Le système « perchiste » est dit actif du fait de ses actions musculaires des membres inférieurs et supérieurs. Le système « perche » est dit passif du fait des propriétés élastiques de la perche menant à une augmentation de l'énergie élastique stockée dans la perche lors de sa déformation.

L'application d'un modèle mathématique de saut à la perche a démontré qu'une quantité d'énergie cinétique est dissipée sous forme de chaleur au sein du corps des perchistes à l'impulsion. La première version du modèle (Linthorne, 1994) a simulé la quantité d'énergie dissipée lors du planté de perche (ΔE , en Joules) pour des sauts avec des perches rigides, par l'équation suivante :

$$\Delta E = \frac{1}{2}mv^2 \cdot \cos^2(\phi + \alpha) \tag{I-1}$$

Où m correspond à la masse du perchiste (en kg), v à la vitesse d'impulsion (en $m.s^{-1}$) dirigée à un angle ϕ (en degré) par rapport à l'horizontal. L'angle α (en degré) correspond à l'angle formé entre la perche et le sol à TO1. Dans cette équation (I-1), la vitesse d'impulsion fait référence à la vitesse résultante du perchiste à TO1. La trajectoire du CG du perchiste lors d'un saut à la perche est ensuite calculée par intégration numérique par l'utilisation de l'équation (I-1) combinée à une longueur de perche et un angle ϕ . Ce premier modèle a permis d'obtenir des performances similaires à celles de l'ère des perches rigides (bambou et acier). Mais cette version du modèle n'est pas applicable pour simuler des sauts à la perche avec des perches flexibles, générant des résultats non réalistes avec une performance maximale de 7,70 m pour un angle d'impulsion de 0° (Linthorne, 2000). Par conséquent, une deuxième version inclue un mécanisme de dissipation d'énergie au sein du corps de l'athlète en fonction de la résistance imposée par la perche et en fonction de la déformation du perchiste à l'impulsion. Cette nouvelle version du modèle considère le perchiste comme un ressort linéaire fortement amortissant qui dissipe toutes formes d'énergies qui lui sont transférée. Ainsi à l'impulsion, l'énergie totale dissipée ΔE (en Joules) au sein du corps, dépend de la rigidité de la perche et de l'angle d'impulsion selon :

$$\Delta E = \frac{F_0^2}{2k} \cos^2 (\phi + \alpha) \tag{I-2}$$

Où k est une constante de la raideur du modèle du perchiste lors du planté de perche (en $N.m^{-1}$), F_0 représente la rigidité de la perche (charge critique d'Euler, en Newtons), ϕ représente l'angle d'impulsion (en degrés) et α correspond à l'angle entre le sol et la perche (en degrés). La valeur de k reflète le niveau de résistance des bras et du torse du perchiste. La charge critique d'Euler est un indicateur de la force de compression nécessaire au flambage (flexion) d'une poutre. Pour les perches en fibres composites (fibres de verre/carbone), la flexion de la perche est recherchée et immédiate sous l'effet d'une force de compression. Par conséquent, la charge critique d'Euler pour les perches flexibles correspond à une valeur de la force de compression sous laquelle la perche serait excessivement fléchiée et ne permettrait pas le renvoi du perchiste vers la verticale (Ekevad & Lundberg, 1997). Les constructeurs de

perches flexibles mentionnent un indice (en kg) signalant que la rigidité de la perche est adaptée aux perchistes ayant un poids similaire à cet indice. Il a été démontré que cet indice de rigidité de perche est équivalent à la charge critique d'Euler de la perche (Fuchimoto *et al.*, 1991). Par exemple, une perche indiquant un taux de rigidité de 80 kg a une charge critique d'Euler équivalente de $80 \text{ kg} \times 9,81 \text{ m.s}^{-2} = 785 \text{ N}$.

Entre PP et TO1, le perchiste tente de maintenir l'orientation de ses bras et de son torse à travers une activation musculaire, mais la force de réaction au sol de la perche (F_p) est trop grande. Ainsi les bras du perchiste sont repoussés vers l'arrière par rapport aux épaules et le torse par rapport aux hanches. Cette déformation du corps, modélisée par un ressort linéaire amortissant, entraîne une dissipation d'une partie de l'énergie cinétique du perchiste. En suivant l'équation (I-2), il apparaît que plus la raideur du ressort linéaire est faible (plus le perchiste est « déformable »), plus l'énergie dissipée (sous forme de chaleur au sein des muscles du perchiste) est grande. De l'énergie peut également être transmise au niveau des tendons et ligaments (structures moins élastiques) lorsque le corps est en hyper-extension. Le facteur $\cos^2(\phi+\alpha)$ de l'équation (I-2) explique le rôle de l'angle d'impulsion dans la dissipation d'énergie. Aucune énergie n'est dissipée si le perchiste a un angle d'impulsion perpendiculaire à la perche, alors que la ΔE est la plus grande lorsque l'angle d'impulsion est parallèle à la perche.

La modélisation d'une perche flexible en une verge élastique a permis de déterminer la force de réaction au sol de la perche (F_p) en s'appuyant sur la déformation de la perche en fonction de la force et du moment appliqués par le perchiste (Hubbard, 1980a). Les calculs issus de ce modèle suivent l'équation suivante :

$$F_p \approx F_0 + \frac{3F_0}{4} \cdot \frac{L_0 - L}{L_0} \quad (\text{I-3})$$

L_0 correspond à la longueur initiale du levier (en m) et L correspond à la corde (en m) de la perche en flexion. Le levier correspond à la distance entre la main supérieure du perchiste et le bout inférieur de la perche (planté dans le butoir) lorsque la perche n'est pas fléchie, alors que la corde de la perche correspond à la distance entre la main supérieure et le bout inférieur de la perche lorsque la perche est fléchie (Figure I-5). Puisqu'à l'impulsion, la flexion de la perche représente seulement quelques pourcents de la longueur initiale de la

perche, par conséquent la force exercée par la perche sur l'athlète est approximativement égale à F_0 . Ainsi, le facteur F_0^2 dans l'équation (I-2) signifie que l'énergie totale dissipée dans le corps du perchiste dépend de la rigidité de la perche. En effet, cette quantité d'énergie dissipée augmente fortement si le perchiste décide d'utiliser une perche rigide.

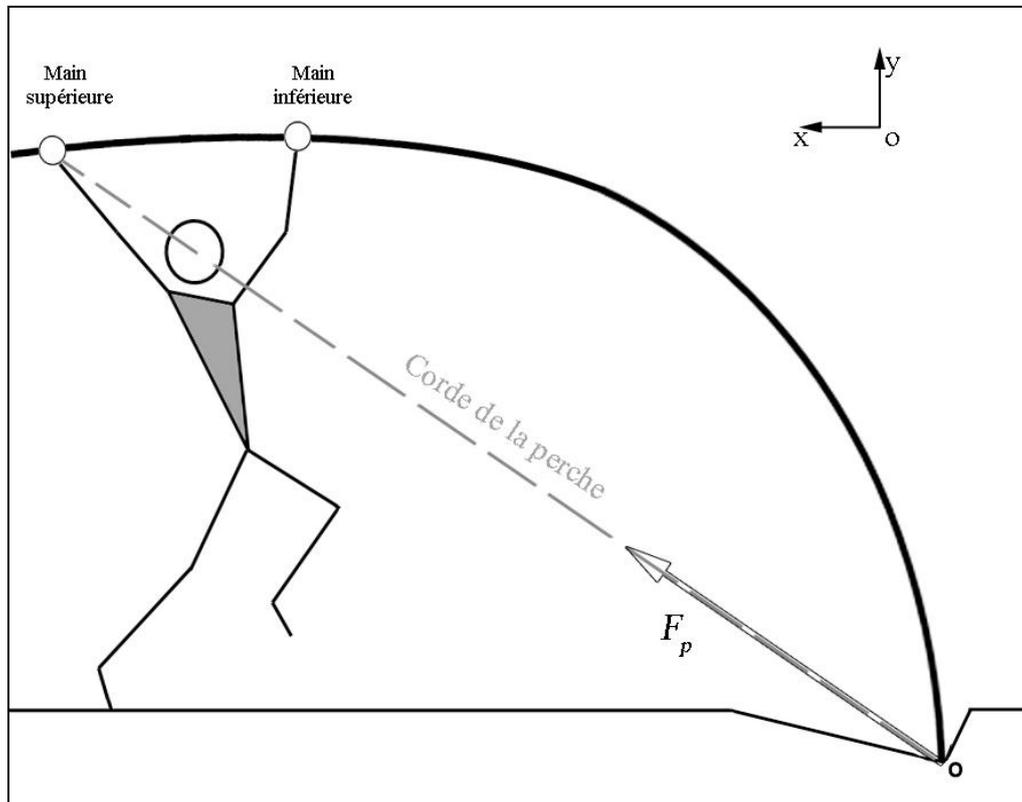


Figure I-5 : Définition de la main supérieure et de la main inférieure sur la perche et représentation de la corde de la perche lorsque celle-ci est déformée. La flèche blanche est une représentation de la force de réaction au sol de la perche (F_p) en fonction de sa déformation.

I.2.3. ... en termes de force

Les perches en fibres de carbone/verre fournissent un moyen efficace de convertir l'énergie cinétique du perchiste en énergie potentielle, par leur faculté à se fléchir et stocker l'énergie élastique. Dès que la perche est plantée, le perchiste tente de la fléchir au moyen d'un travail musculaire permettant d'appliquer des forces sur la perche. Entre PP et TO1, le perchiste et la perche sont tous les deux en contact au sol. Par conséquent, le perchiste est sous la contrainte de plusieurs forces, auxquelles il devra réagir :

- ✓ La force gravitationnelle au niveau du CG du perchiste et la force de réaction au sol au niveau du pied d'impulsion sont opposées aux forces musculaires produites par le membre inférieur du perchiste ;
- ✓ La force de réaction au sol de la perche s'applique au point de contact avec le perchiste, *i.e.* sur la main inférieure et supérieure. Selon le type de perche utilisée (rigide ou flexible), le perchiste va appliquer des forces différentes (Figure I-6).

Un plus large écart de main peut être utilisé avec des perches flexibles par rapport à des perches en acier, autorisant un meilleur contrôle de la direction de la flexion de la perche. La distance entre les mains et la position des bras permettent au perchiste d'exercer des forces perpendiculaires à l'axe longitudinal de la perche et dans des sens opposés. En effet, la main haute applique une force résultante vers le bas et l'avant, alors que la main basse applique une force résultante vers le haut et l'avant (Figure I-6b). Ces forces résultantes créent alors un couple de forces permettant la flexion de la perche, celle-ci étant elle-même fixée par son extrémité inférieure au fond du butoir (Hubbard, 1980a ; Dapena & Braff, 1983).

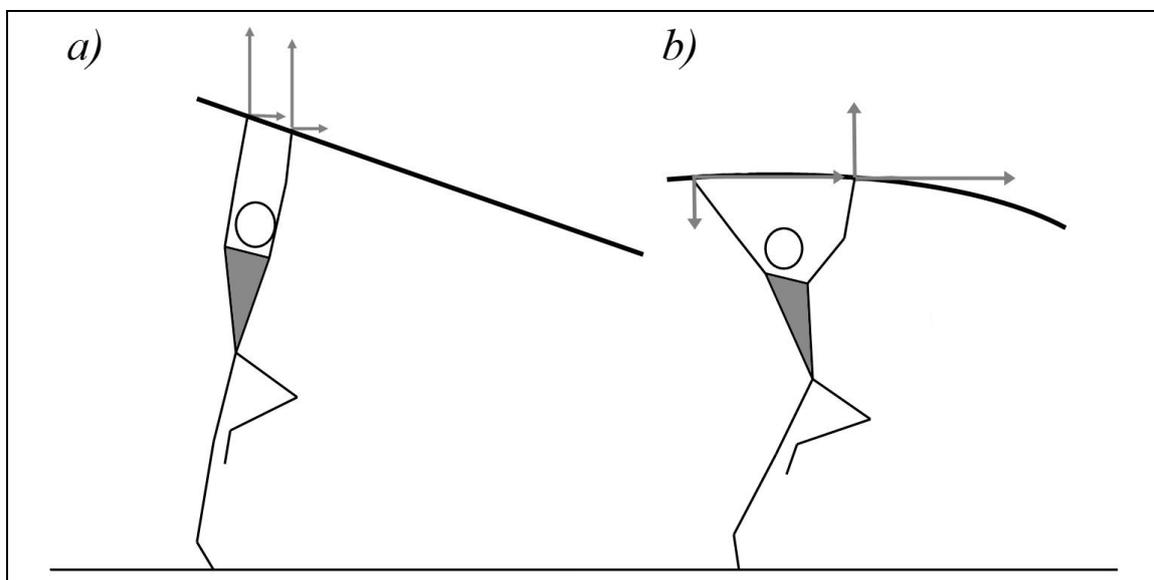


Figure I-6 : Forces exercées par le perchiste sur la perche via les mains. a) lors de l'utilisation de perche métallique (rigide) et b) en utilisant des perches flexibles (en fibre de verre/carbone). Adaptée de Hay (1980).

Lors du double contact athlète-perche avec le sol, la main inférieure exerce une force approximativement perpendiculaire à la tangente de la perche au point de contact avec la main. Cette force facilite la flexion de la perche. Un large écart de main permettra une flexion plus précoce et mieux contrôlée, due à l'utilisation de composantes perpendiculaires et longitudinales des forces exercées sur la perche par chaque main, dans des sens opposées (Hay, 1980 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994). De plus, les forces appliquées par le perchiste sur la perche lors du dernier appui s'effectuent principalement dans l'axe vertical et horizontal, avec une force verticale supérieure à 1000 N (Morlier & Mesnard, 2007). Ce résultat a permis de constater qu'un dernier appui prolongé permet de déformer de manière plus sensible la perche. Par simulation informatique (Dapena & Braff, 1983), il apparaît que la force de réaction au sol de la perche, ainsi que sa composante verticale diminuait par l'augmentation de l'écart entre les deux-mains. Ce résultat correspond à un des avantages les plus marquants de l'utilisation des perches en fibres de verre par rapport aux perches métalliques, qui elles n'autorisent qu'un faible écart de mains. En effet, cette diminution de la force de réaction au sol de la perche permet aux athlètes d'augmenter la longueur du levier sans pour autant augmenter l'angle d'impulsion permettant de garder ainsi une grande quantité d'énergie cinétique lors de l'impulsion (Figure I-7).

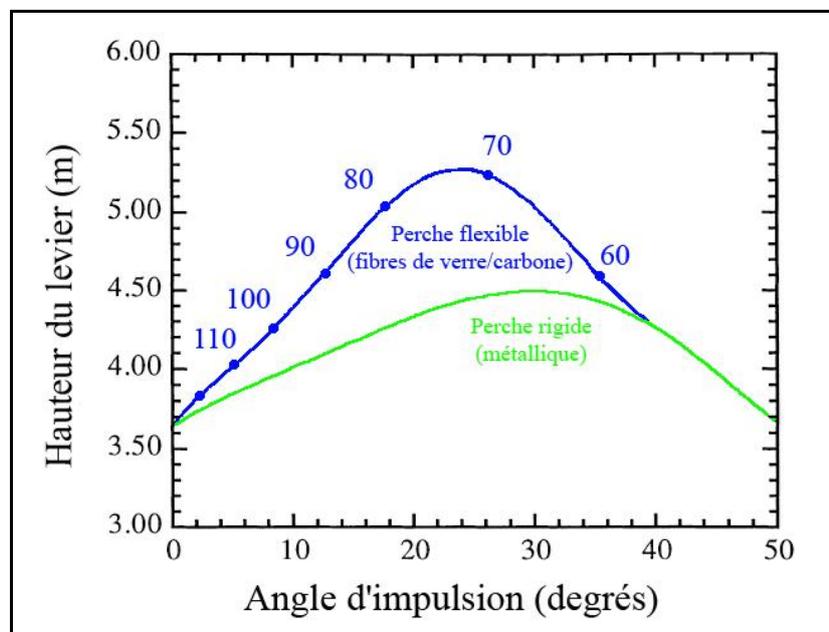


Figure I-7 : Hauteur du levier en fonction de l'angle d'impulsion pour le modèle de perche rigide et le modèle de perche flexible. L'angle d'impulsion réfère à l'angle formé entre la vitesse résultante du perchiste et l'axe horizontal à TO1. Les nombres autour de la courbe du modèle de perche flexible montrent les changements d'indice de rigidité de perche (en kg). D'après Linthorne (2000).

Selon l'équation (I-2) (Linthorne, 2000), le perchiste est considéré comme un ressort linéaire fortement amortissant, avec un coefficient de raideur k reflétant le niveau de résistance des bras et du torse du perchiste. En d'autres termes, plus k est élevé, plus la force employée est grande, moins le ressort est déformé, et moins le perchiste subit le choc de la perche contre le butoir. A partir de ce modèle (Linthorne, 2000), il a été déterminé que plus le paramètre k est grand, plus la performance est grande par l'augmentation du levier, du taux de rigidité de la perche (déterminé par les constructeurs), de la poussée finale (hauteur partielle H_3 , cf. page 8 et Figure I-2) et par la diminution de l'angle d'impulsion (Tableau I-1). Il apparaît que pour une raideur k de 250 N.m^{-1} , les paramètres de saut optimum correspondent à ceux mesurés pour des perchistes de niveau mondial (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994).

Tableau I-1 : Comparaison des paramètres de saut optimum pour différentes valeurs de raideur du modèle du corps du perchiste. D'après Linthorne (2000).

Raideur du corps du perchiste, k (N.m^{-1})	Hauteur du saut (m)	Grandeur du levier (m)	Indice de rigidité de la perche (kg)	Poussée finale, H_3 (m)	Angle d'impulsion (degré)
125	5,40	4,75	72	0,85	24
250	6,00	5,10	80	1,10	18
500	6,45	5,10	93	1,55	13

I.2.4. ... en termes de moment

Une étude récente a développé un modèle de calcul tridimensionnel des torseurs d'actions appliqués par le perchiste (CG) en un point médian (nommé M) situé entre les deux mains sur la perche (Morlier & Mesnard, 2007). Le but de cette étude est d'évaluer le torseur d'action exercé par le perchiste sur la perche à partir de l'instant où la perche entre en contact avec le butoir et non de calculer les efforts interarticulaires. L'application d'un modèle multi corps rigide 3D au perchiste a permis de déterminer les forces et les moments de force du CG sur M. Les résultats ont montré que lors de la phase d'impulsion, le perchiste applique un moment de flexion autour de l'axe médio-latéral, variant de 200 à 1800 N.m (Figure I-8). Ce résultat signifie que le perchiste cherche à résister à l'effort de réaction de la perche par l'application de ce moment positif important. Cet effort permet aussi d'augmenter l'angle

entre la perche et le sol, favorisant la déformation initiale de la perche et l'énergie élastique emmagasinée dans cette dernière.

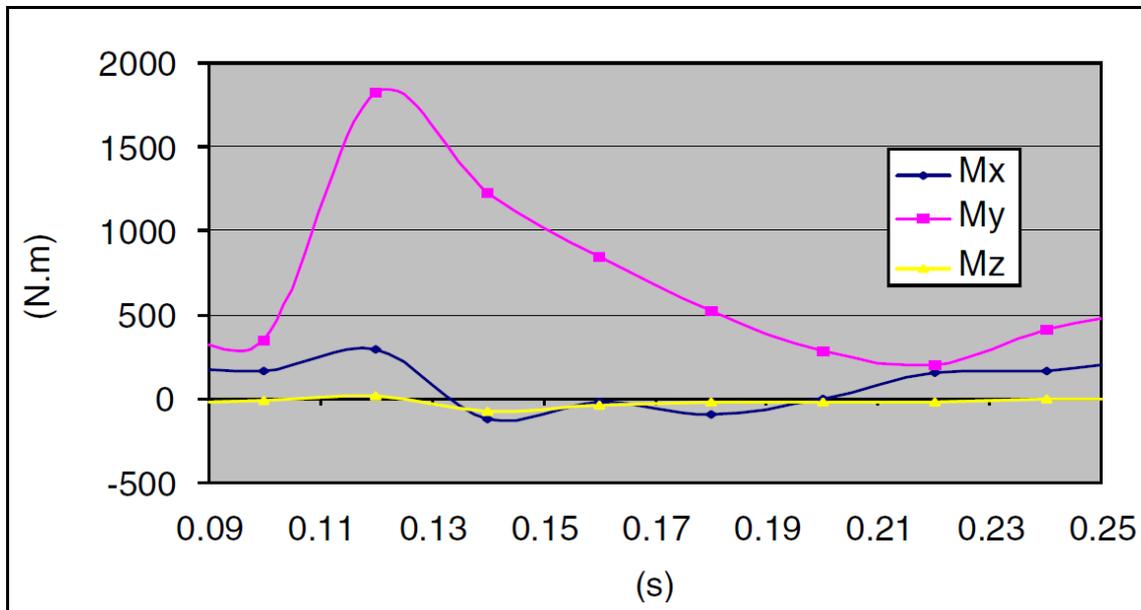


Figure I-8 : Composantes du moment de force exercé par le perchiste sur la perche pendant le dernier appui au sol. Mx : moment autour de l'axe horizontal ; My : moment autour de l'axe médio-latéral ; Mz : moment autour de l'axe vertical. D'après Morlier & Mesnard (2007).

Egalement, le modèle développé par Hubbard (1980a ; 1980b) révèle que la force de réaction au sol résultante de la perche diminue lorsque le perchiste applique un moment de force à l'extrémité supérieure de la perche. L'impact de ce moment de force est plus grand durant les faibles pourcentages de flexion de perche ayant lieu entre PP et TO1. Les données montrent que pour un moment de force de 250 N.m appliqué sur une perche ayant une diminution de longueur initiale inférieure à 10%, la force de réaction au sol de la perche diminue de 28% (Hubbard, 1980a). Des simulations ultérieures (Dapena & Braff, 1983) concordent avec ce résultat et expliquent qu'une plus grande distance entre les mains entraîne un moment de force plus important et donc une plus faible force de réaction au sol de la perche.

Finalement, l'ambition du perchiste lors de son dernier appui est double : (i) résister à la force imposée par la perche en prolongeant la durée de contact au sol et (ii) augmenter l'angle entre la perche et le sol (Morlier & Mesnard, 2007). Ce double objectif confirme des études antérieures (Hay, 1980 ; Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994) et

souligne le rôle primordial des bras et des épaules lors de l'impulsion et dans l'exécution d'une performance de haut niveau au saut à la perche (Frère *et al.*, 2008b).

I.3. Les phases de stockage et de restitution d'énergie ...

Dans le nouveau modèle proposé d'analyse du saut à la perche (Figure I-3), les phases de stockage et de restitution d'énergie incluent tous les événements invariants du saut entre TO1 et HP.

I.3.1. ... en termes de vitesse

A partir de TO1, différentes études (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Morlier, 1999) montrent une diminution progressive de la vitesse horizontale du perchiste avec en parallèle une augmentation de la vitesse verticale jusqu'au redressement complet de la perche (PS). Durant la phase de stockage d'énergie, la vitesse horizontale est supérieure à la vitesse verticale, signifiant que le perchiste a un déplacement plutôt horizontal. A MPB, la vitesse horizontale et verticale sont identiques, puis la vitesse verticale devient supérieure à la vitesse horizontale pour le reste du saut jusqu'au lâché de la perche (PR). Ce qui signifie que dans la phase de restitution d'énergie, le déplacement du perchiste est principalement d'ordre vertical. La vitesse verticale est maximale à PS et la hauteur maximale du CG (HP) est atteinte lorsque la vitesse verticale devient nulle (Figure I-9, entre TO1 et HP). Plus le perchiste possédera une vitesse verticale importante à PR, plus la hauteur partielle H_3 sera grande, garantissant ainsi un haut niveau de performance. Lors de la finale des Jeux Olympiques (Angulo-Kinzler *et al.*, 1994), le médaillé d'or possède une vitesse verticale à PR de $1,81 \text{ m.s}^{-1}$ alors que celle du perchiste classé septième est de $1,12 \text{ m.s}^{-1}$, menant respectivement à des hauteurs partielles H_3 (modèle de Hay, Figure I-2) de 19 et 8 cm. Cette différence de 11 cm explique la différence de performance entre ces deux sauteurs (HP= 5,91 et 5,74m, respectivement). Une fois que la vitesse verticale a atteint son maximum (à PS), celle-ci diminue jusqu'à la fin du saut. Ce phénomène démontre que malgré la poussée finale de l'athlète sur la perche entre PS et PR, il y a un ralentissement vertical sous l'influence de la gravité. Ainsi, plus la vitesse verticale sera grande à PS, plus H_3 sera importante. La vitesse horizontale diminue progressivement jusqu'à environ PS, puis se maintient en moyenne à $1,5 \text{ m.s}^{-1}$ jusqu'à la fin du saut, assurant le perchiste de franchir la barre dans le plan horizontal (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994).

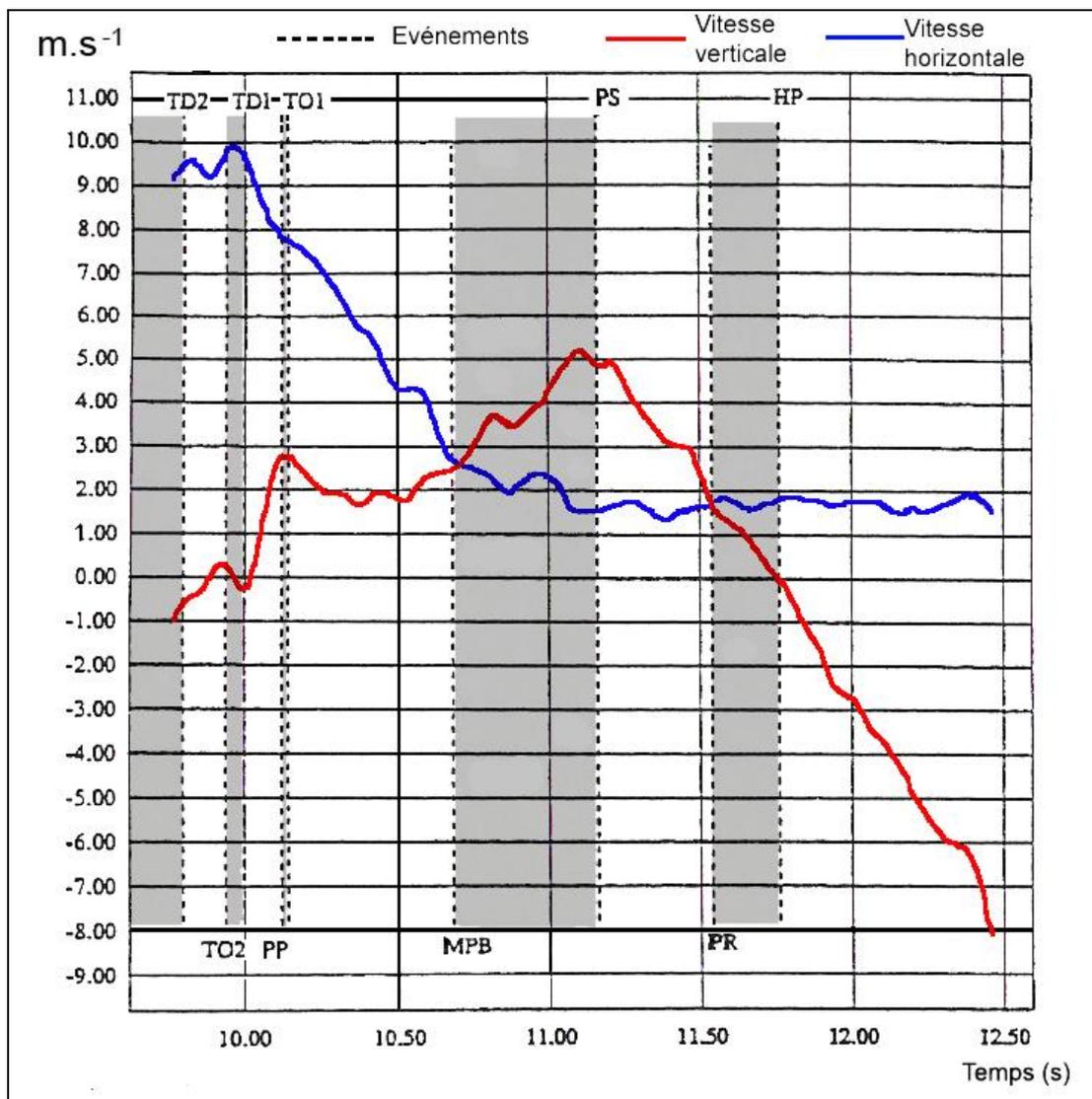


Figure I-9: Vitesse horizontale (en bleu) et verticale (en rouge) du CG du perchiste au cours d'un saut à la perche. D'après Angulo-Kinzler *et al.* (1994).

I.3.2. ... en termes d'énergie

L'interaction entre l'athlète et sa perche au cours d'un saut influence aussi bien l'énergie du sauteur (énergie cinétique + énergie potentielle) que l'énergie élastique de la perche (Arampatzis *et al.*, 2004). Pour les perchistes hommes et femmes, la hauteur maximale du CG du perchiste est significativement corrélée avec l'énergie du perchiste à HP (Schade *et al.*, 2004b). Cette relation montre l'intérêt de l'interaction entre le sauteur et la perche au regard de la performance et souligne également l'attention portée par les scientifiques sur le développement de l'énergie de l'athlète au cours d'un saut à la perche (Dillman & Nelson,

1968 ; Gros & Kunkel, 1990 ; Morlier, 1999 ; Schade *et al.*, 2000 ; 2004a ; 2004b ; 2006 ; Schade & Brüggemann, 2006). Lorsqu'un projectile n'est soumis à aucune force externe autre que la gravité, l'énergie mécanique de ce projectile est constante, car l'augmentation de l'énergie potentielle du projectile par une élévation de son CG compense la diminution de l'énergie cinétique du projectile qui décélère sous l'effet de la gravité (Mc Ginnis, 2005). Or entre TO1 et PR, le perchiste est toujours en contact avec le sol via la perche et donc n'est pas uniquement soumis à la force gravitationnelle. La perche appliquant une force sur le perchiste au cours du saut, l'énergie du perchiste n'est donc pas constante jusqu'à PR.

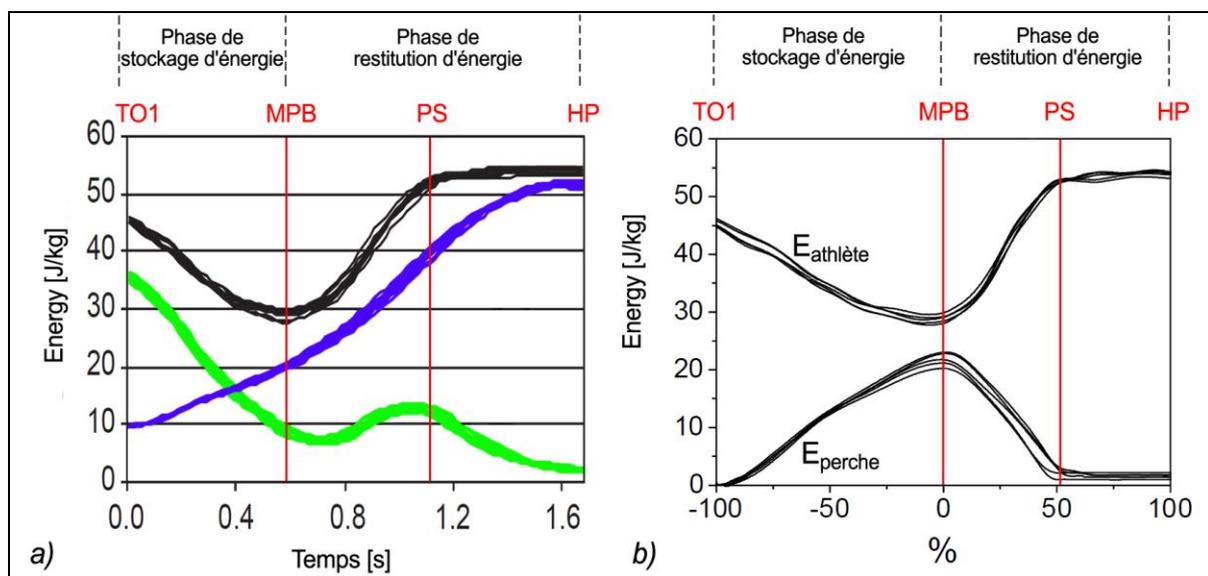


Figure I-10 : a) Variation des différentes énergies du perchiste au cours d'un saut. Energie de l'athlète (en noir) ; Energie cinétique (en vert) ; Energie potentielle (en bleu). D'après Schade *et al.* (2006). b) Transfert d'énergie entre la perche et l'athlète au cours d'un saut. $E_{\text{athlète}}$: énergie du perchiste ; E_{perche} : énergie élastique de la perche. D'après Arampatzis *et al.* (2004).

Durant la phase de stockage d'énergie, l'énergie cinétique du sauteur diminue alors que son énergie potentielle augmente (Figure I-10a). La diminution de l'énergie cinétique étant plus marquée que l'augmentation de l'énergie potentielle, l'énergie du perchiste diminue entre TO1 et MPB. A l'inverse, l'énergie élastique stockée dans la perche augmente jusque MPB, en relation avec le taux de flexion de la perche (Figure I-10b). L'étude des interactions énergétiques entre la perche et l'athlète a permis de développer des critères de performance au cours d'un saut (Arampatzis *et al.*, 2004). Ainsi, il est apparu que les athlètes bénéficient de l'élasticité de la perche pendant la phase de stockage d'énergie, du fait d'une plus grande

quantité d'énergie élastique stockée dans la perche par rapport à la diminution de l'énergie de l'athlète (Figure I-10b). Ce qui indique que la quantité d'énergie élastique stockée dans la perche provient à la fois d'un transfert de l'énergie du sauteur et d'une énergie additionnelle (Arampatzis *et al.*, 2004). Cette quantité d'énergie additionnelle provient du travail musculaire effectué par le perchiste lors du mouvement de balancé (Figure I-1 7→8). Ce travail musculaire se traduit par des forces de compression et des moments de flexion sur la perche (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2004a ; 2006). Lors de la phase de restitution d'énergie, l'énergie élastique de la perche est transférée à l'athlète principalement sous forme d'énergie potentielle. En effet, l'énergie élastique de la perche diminue jusqu'à PS alors que l'énergie du perchiste augmente jusqu'à HP. Cette augmentation d'énergie du perchiste est principalement liée à l'augmentation de l'énergie potentielle (Figure I-10a). Cette dominance d'énergie potentielle est due au redressement de la perche, provoquant ainsi l'ascension du perchiste vers la barre.

Par comparaison, le niveau d'énergie du perchiste est plus élevé à HP qu'à TO1 (Figure I-10). Ce gain d'énergie marque la différence entre le saut à la perche et les autres sauts athlétiques, puisque ces derniers entraînent une perte d'énergie lors de la transformation de l'énergie cinétique en énergie potentielle, *i.e.* lors de la transformation de l'énergie de course en énergie ascensionnelle (Arampatzis *et al.*, 1999). Ce gain d'énergie souligne également l'importance des actions du perchiste sur la perche entre TO1 et PR, en particulier pendant la phase de stockage d'énergie. En effet, l'énergie additionnelle emmagasinée sous forme d'énergie élastique dans la perche provient des actions musculaires lors du mouvement de balancé-groupé (Arampatzis *et al.*, 2004). De ce point de vue, le saut à la perche présente des similarités avec les grands balancés effectués autour d'une barre fixe en gymnastique (Arampatzis & Brüggemann, 1998 ; 1999b). Sur le même principe qu'au saut à la perche, un échange d'énergie entre le gymnaste et la barre apparaît avec un travail musculaire important au niveau des épaules. De plus, les résultats et conclusions de l'étude expérimentale (Arampatzis *et al.*, 2004) sont en accord avec ceux d'une étude précédente par simulation (Hubbard, 1980a), qui détermina (i) une plus grande énergie mécanique du perchiste à HP qu'à TO1, (ii) une augmentation de l'énergie élastique de la perche jusque MPB, puis une diminution jusque PS et (iii) un travail (en Joules) supérieur effectué par les épaules comparé aux poignets et aux hanches.

De plus, dans la détermination de critères de performance, l'étude des paramètres énergétiques au saut à la perche permet une comparaison entre les perchistes hommes les

perchistes femmes (Schade *et al.*, 2004b). Cette comparaison souligne des stratégies de sauts différentes selon les sexes, lors des finales olympiques à Sydney en 2000. Après TO1, les perchistes féminines ont plutôt une action de balancé vers le haut plus qu'une action de flexion active de la perche, malgré le fait que les perchistes hommes et femmes montrent un gain d'énergie similaire. Les perchistes hommes montrent une flexion active de la perche et il apparaît qu'ils bénéficient plus des avantages des propriétés élastiques de la perche. Le saut à la perche féminin étant une discipline récente, puisqu'officialisée en 1999 aux championnats du monde de Séville, elle est encore grandement évolutive. Ainsi, lors des championnats du monde d'Helsinki en 2005, des mesures similaires ont été effectuées (Schade & Brüggemann, 2006 ; Schade *et al.*, 2007). Cinq ans plus tard, il s'avère que l'évolution de l'énergie des perchistes au cours d'un saut est de plus en plus semblable entre les femmes et hommes. En d'autres termes, les perchistes femmes ont maintenant une stratégie de saut différente, se rapprochant nettement de celle des perchistes hommes, avec une flexion active de la perche (Schade & Brüggemann, 2006 ; Schade *et al.*, 2007).

Néanmoins, une perte de 6 à 10% de l'énergie stockée dans la perche a été mesurée pendant l'interaction entre l'athlète et la perche. Cette perte d'énergie est probablement due au fait que la perche ne soit pas parfaitement élastique (propriétés viscoélastiques) et aux frictions entre le butoir et la perche (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2006). Si l'énergie du perchiste est la somme de l'énergie potentielle et de l'énergie cinétique du perchiste, cette approche ne considère pas le travail interne produit par les muscles pour fournir l'énergie mécanique totale du perchiste. Une étude a déterminé l'influence des différentes approches pour calculer l'énergie du perchiste (Schade *et al.*, 2000). Les résultats montrent qu'un calcul de l'énergie du perchiste à partir des données tridimensionnelles de l'ensemble des segments corporels aboutit à des résultats similaires (différence inférieure à 5%) par rapport à l'énergie du perchiste à partir des données bidimensionnelles du CG. Mais l'approche la plus complète (3D et l'ensemble des segments corporels) ne fournit toujours pas d'information quant au travail interne des muscles pour permettre les mouvements des segments autour du CG. Le travail interne fourni par les muscles (en Watts ou Joules.s⁻¹) est positif lorsque les muscles se contractent en mode concentrique et est négatif lorsque les muscles se contractent en mode excentrique (Herman, 2007). Ce qui signifie que l'interprétation des auteurs (Arampatzis *et al.*, 2004), relative à une énergie additionnelle emmagasinée sous forme d'énergie élastique dans la perche entre TO1 et MPB provenant d'un travail musculaire, doit être soit approfondie par le calcul du travail interne par une

approche en dynamique inverse, soit complétée par l'étude électromyographique de la coordination musculaire. En d'autres termes, nous savons qu'un travail musculaire permet un stockage d'énergie additionnelle, mais nous ne savons pas comment ce travail musculaire se produit.

I.3.3. ... en termes de force

L'énergie élastique stockée dans la perche peut être calculée à partir du moment de flexion et de la force de compression appliquée par le perchiste sur l'extrémité supérieure de la perche (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade, 2006 ; Schade *et al.*, 2006 ; Schade & Brüggemann, 2006). Les auteurs ont calculé que 75% de l'énergie élastique emmagasinée dans la perche est fournie par la force de compression. Le principe de la troisième loi de Newton stipule que pour chaque force agissant sur un objet, l'objet lui-même exerce une force égale et opposée. Par conséquent, la mesure ou le calcul des forces de réaction au sol de la perche détermine les forces que le perchiste applique sur la perche au cours du saut.

Cette force de réaction au sol de la perche augmente en fonction de la rigidité de la perche et en fonction de la réduction de la corde de la perche. Les données mesurées à MPB varient entre 27,8% (Schade *et al.*, 2004b ; 2006) et 31,1% (Angulo-Kinzler *et al.*, 1994) de réduction de la longueur initiale de la perche. Ainsi, la force résultante de réaction au sol de la perche calculée à partir de l'équation I-3 (page 15) est maximale à MPB et peut atteindre une valeur de 1082 N pour une perche ayant un indice de rigidité de 90 kg et une réduction maximale de sa corde de 30% (Hubbard, 1980a ; Fuchimoto *et al.*, 1991). Au regard des forces de réaction au sol de la perche mesurées dans le butoir (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2006 ; Morlier & Mesnard, 2007), l'estimation du modèle d'Hubbard (équation I-3, page 15) est similaire, puisque la force résultante maximale apparaît à MPB (Figure I-11).

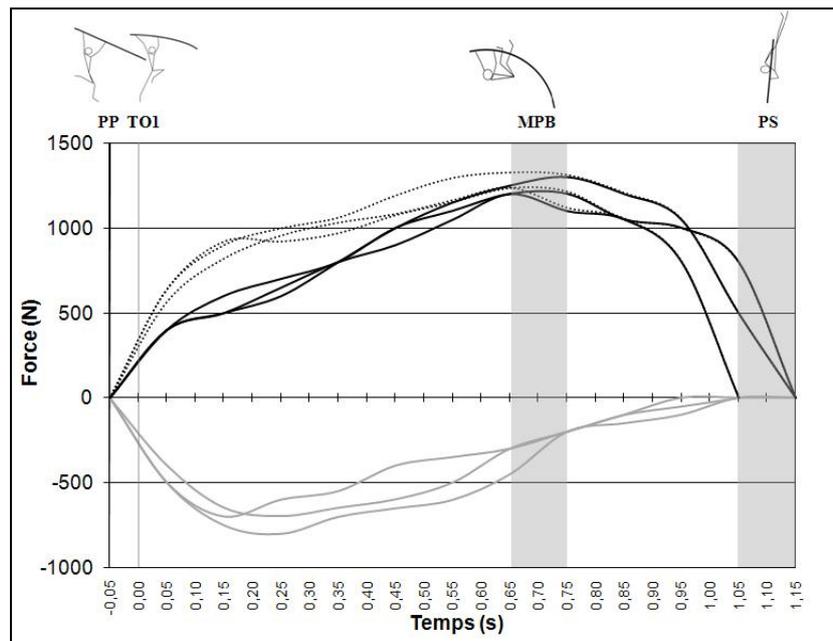


Figure I-11: Forces de réaction au sol de la perche mesurées dans le butoir. D'après les données issues d'Arampatzis *et al.* (2004), Schade *et al.* (2006) et Morlier & Mesnard (2007). La composante horizontale (en gris), la composante verticale (en noir) et la force résultante (en pointillé) sont illustrées, alors que la composante latérale quasi-nulle a été négligée.

Alors que la composante latérale de la force de compression du perchiste sur la perche est quasiment nulle, les composantes horizontale et verticale ont un pattern spécifique :

- ✓ Jusque 0,20 s après TO1 (Figure I-11), la composante horizontale est légèrement supérieure à la composante verticale. Juste après le décollage, la compression de la perche par le perchiste est en priorité sous l'influence de la vitesse de course (composante horizontale) et sous l'influence des actions musculaires des membres supérieurs (composante verticale) qui repoussent la perche.
- ✓ Ensuite la composante verticale est supérieure à la composante horizontale jusque PS. Le perchiste est suspendu à la perche augmentant par conséquent la force de compression verticale sous l'effet du poids du perchiste et du moment d'inertie obtenu par le mouvement de balancé-groupé, jusque MPB. Puis, la composante verticale de la force de réaction au sol diminue tout en restant majoritaire. Ce qui signifie (i) que la force de redressement de la perche est supérieure à la force de compression du perchiste et (ii) que le redressement de

la perche s'effectue principalement à la verticale, propulsant le sauteur vers la barre.

La composante verticale de la force de compression appliquée par le perchiste sur la perche peut servir d'indicateur de performance, par comparaison inter-perchistes ayant des niveaux de performance différents (Morlier & Mesnard, 2007). Les meilleurs perchistes du groupe étudié ont produit des valeurs maximales de la composante verticale de la force supérieures (de 1000 N à 1350 N pour des performances de 4,49 m et 4,79 m, respectivement) et dans des délais plus courts. Les auteurs ont conclu que les meilleurs perchistes étaient capables de stocker plus d'énergie élastique dans la perche entraînant un redressement de la perche plus rapide (Morlier & Mesnard, 2007). Cette relation entre la composante verticale de la force et la performance finale existe également lorsque des perchistes utilisent une perche identique sans pour autant obtenir une performance égale.

Enfin, une étude cinématique a démontré qu'il y avait une corrélation significative entre l'extension du bras inférieur entre TO1 et MPB et la performance finale (Steben, 1970). Une analyse par régression multiple a également montré la dépendance significative de la performance finale au regard de la distance entre le CG du perchiste et la main inférieure sur la perche, ainsi qu'au regard de l'extension du coude du bras inférieur. Plus l'extension du coude du bras inférieur du perchiste en grande, plus son CG sera éloigné de la perche, plus la performance finale sera importante. Cette approche cinématique ne fournit pas de données directes quant aux forces appliquées sur la perche, mais elle suscite l'emploi de forces musculaires sous-jacentes à l'extension complète du bras inférieur pour garder éloigné le perchiste par rapport à la perche et ainsi améliorer la performance (Steben, 1970). Ce bras inférieur doit rester en extension de manière à (i) appliquer une force résultante vers l'avant et le haut sur la perche peu après TO1 (Hay, 1980 ; Dapena & Braff, 1983 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Morlier & Mesnard, 2007) et (ii) permettre l'application d'un moment de force sur la perche (Schade *et al.*, 2000 ; 2006 ; Schade, 2006).

I.3.4. ... en termes de moment

Quelque soit les méthodologies pour les calculer, les moments de force majeurs appliqués sur la perche par le sauteur se produisent autour de l'axe latéro-médial (Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Morlier & Mesnard, 2007). L'analyse tridimensionnelle des torseurs d'action de l'athlète sur la perche a déterminé que le moment maximal appliqué par le

perchiste variait entre 210 et 410 N.m et était effectué pendant la phase de stockage d'énergie (Morlier & Mesnard, 2007). A partir d'une approche en dynamique inverse bidimensionnelle (Mc Ginnis & Bergman, 1986), différents moments de force ont été calculés, comme le moment de force produit sur l'extrémité supérieure de la perche, le moment articulaire résultant autour de l'épaule, les moments articulaires autour des hanches droite et gauche, et ceux autour des genoux droit et gauche.

Le moment produit sur l'extrémité supérieure de la perche a été calculé à partir de la force appliquée avec la main inférieure agissant autour de la main supérieure. Un moment positif indique que l'action de la main inférieure contribue à la flexion de la perche par une poussée perpendiculaire à la corde de la perche. Un moment négatif indique que la main inférieure a une action de traction sur la perche. Afin de résoudre l'indétermination liée à l'hyperstaticité du tronc, le moment résultant autour des épaules représente la somme des moments articulaires des deux épaules ainsi que la somme des moments liés aux forces de réaction pour chaque épaule. Ce moment résultant des épaules agit sur le tronc à un point à mi-chemin entre les deux épaules. Un moment articulaire des épaules positif indique une action des muscles fléchisseurs de l'humérus, alors qu'un moment articulaire négatif indique une action des muscles extenseurs de l'humérus. Les moments articulaires autour des hanches droite et gauche, lorsqu'ils sont positifs, indiquent une action des muscles fléchisseurs de la hanche. Lorsque ces moments articulaires sont négatifs, ils indiquent une action des muscles extenseurs de la hanche. Les moments articulaires autour des genoux droit et gauche, lorsqu'ils sont positifs, indiquent une action des muscles fléchisseurs du genou. Lorsque ces moments articulaires sont négatifs, ils indiquent une action des muscles extenseurs du genou.

Après TO1, le moment de force produit sur l'extrémité supérieure de la perche est positif variant de 100 à 250 N.m selon les perchistes et permettant l'augmentation de la flexion de la perche par une action de poussée de la main inférieure sur la perche (Mc Ginnis & Bergman, 1986). Ce moment de force appliqué sur la perche dure en moyenne 0,2 s après TO1 et correspond à l'initiation du mouvement de balancé du perchiste (Figure I-12a). Simultanément, le perchiste développe un moment de flexion autour des épaules d'une valeur moyenne de 89,8 N.m (Figure I-12b). Puis le perchiste développe un moment autour des épaules par une forte activité des muscles extenseurs de l'épaule. Ce moment en extension atteint une valeur maximale moyenne de 366,4 N.m, variant de 220 à 450 N.m parmi les différents perchistes de l'étude (Mc Ginnis & Bergman, 1986). La forte activité des muscles

extenseurs des épaules entraînent la réduction de l'angle entre les bras et le tronc associée au mouvement de balancé-groupé du perchiste lors de la phase de stockage d'énergie.

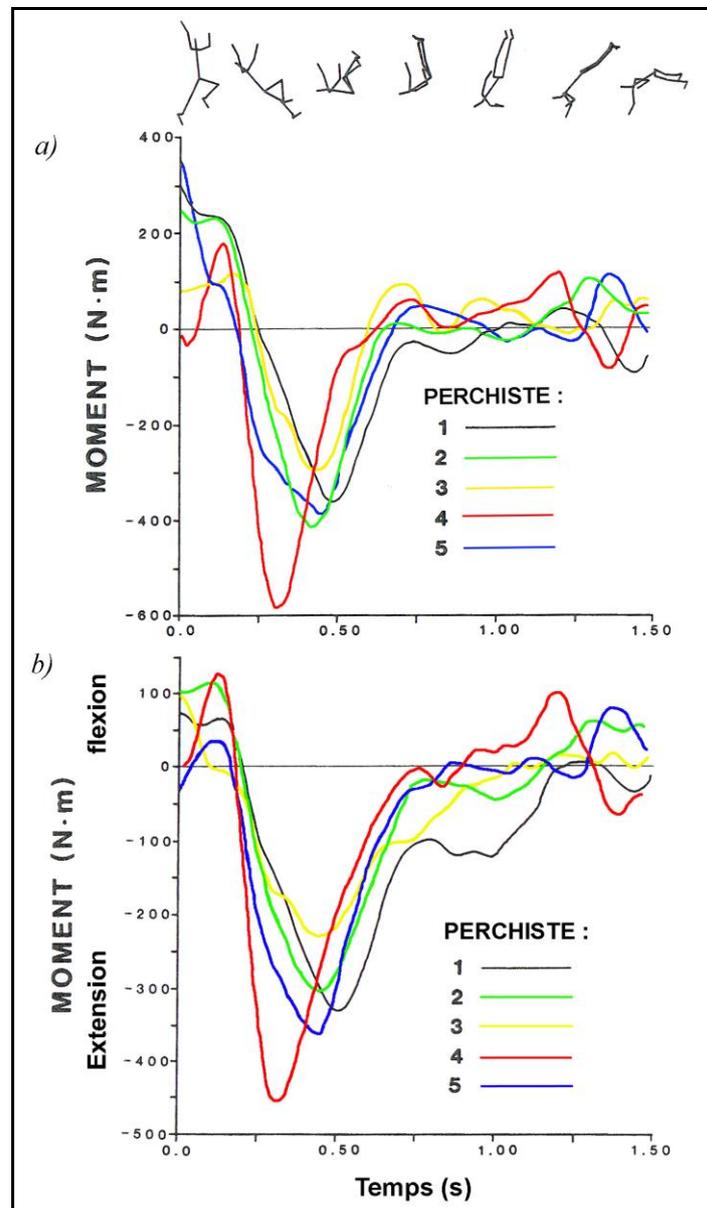


Figure I-12 : Chronologie des moments appliqués par le perchiste sur la perche autour de l'axe latéro-médial. a) moments appliqués sur l'extrémité supérieure de la perche ; b) moments articulaires des épaules du perchiste. D'après Mc Ginnis & Bergman (1986).

Les courbes des moments articulaires des épaules sont très proches de celles des moments de force appliqués sur l'extrémité supérieure de la perche (Figure I-12) et montrent des valeurs supérieures aux moments articulaires autour des hanches et des genoux (Mc Ginnis & Bergman, 1986). Le début du moment en extension des épaules concorde avec celui

du moment négatif appliqué sur l'extrémité supérieure de la perche. Ce qui signifie que lorsque le perchiste développe une forte activité des muscles extenseurs des épaules, son bras inférieur effectue une traction sur la perche. Lors du mouvement de balancé, ce n'est donc plus l'action de poussée du bras inférieur qui va augmenter la flexion de la perche mais plutôt la suspension du perchiste (force de compression) ainsi que le moment d'extension humérale autour des épaules (Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Durey, 1997).

Par analogie avec le saut à la perche, les mouvements de grand tour arrière en barre fixe en gymnastique impliquent des moments de force au niveau des épaules plus importants que ceux produits au niveau des hanches et des genoux (Arampatzis & Brüggemann, 1998 ; 1999b). Les valeurs des moments de force au niveau des épaules montrent un moment en flexion maximal de 400 N.m, à la fin de la phase descendante du grand tour arrière (lorsque le gymnaste passe l'axe horizontal et atteint l'axe vertical suspendu à la barre). Puis, lorsque le gymnaste passe l'axe vertical sous la barre et remonte pour finir l'exécution du grand tour arrière, un moment en extension de 500 N.m est mesuré (Arampatzis & Brüggemann, 1998). Finalement, cette organisation de moment de force en flexion-extension autour des épaules en barre fixe est très similaire à celle du saut à la perche (Figure I-12b).

Les moments articulaires calculés par Mc Ginnis & Bergman (1986) ont été implémentés à un modèle poly-articulé à six segments (Figure I-13) d'un perchiste afin de simuler des sauts à la perche et déterminer l'influence des moments articulaires du perchiste sur la performance (Ekevad & Lundberg, 1995). Ce modèle de perchiste « actif » est capable d'ajuster la position de ses segments par l'application de moments de force maximaux autour des coudes (200 N.m), des épaules (500 N.m), des hanches (300 N.m) et des genoux (130 N.m). Par comparaison avec un perchiste « passif », *i.e.* représenté par un point ayant une masse de 75 kg correspondant à la masse d'un perchiste de haut-niveau (Ekevad & Lundberg, 1997), les auteurs de ces deux études ont déterminé la part des moments de forces du perchiste sur la performance, en fonction de la rigidité et la longueur de la perche. Un ratio de performance η (énergie potentielle maximale du perchiste divisée par l'énergie cinétique du perchiste à l'impulsion) est supérieur lorsque le modèle de perchiste applique des moments de force articulaire ($\eta = 1,27$) par rapport au modèle de perchiste dit « passif » ($\eta = 0,87$) (Ekevad & Lundberg, 1995 ; 1997). Cette comparaison illustre l'importance des moments de forces appliqués par le perchiste au cours du saut au regard de la performance.

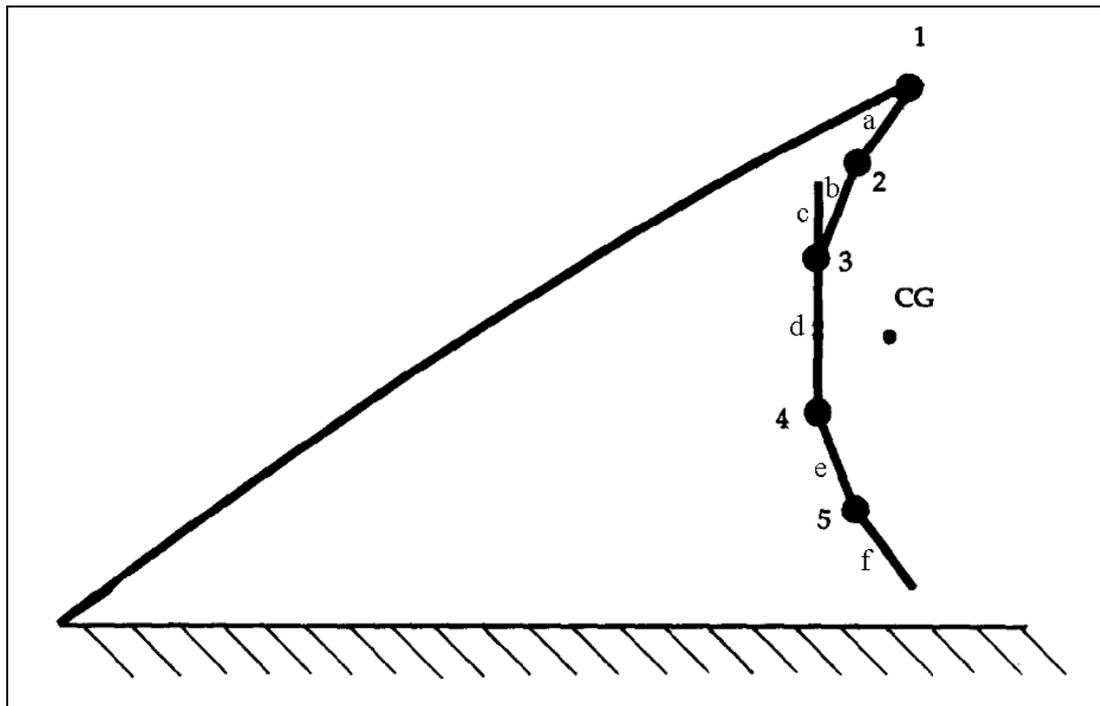


Figure I-13 : Représentation du modèle développé par Ekevad & Lundberg (1995), lorsque le perchiste quitte le sol. 1 = articulation entre la main et la perche, 2 = articulation du coude, 3 = articulation de l'épaule, 4 = articulation de la hanche, et 5 = articulation du genou ; a = avant-bras, b = bras, c = tête, d = tronc, e = cuisse, et f = jambe. . Le membre inférieur représenté correspond à un membre intermédiaire entre les positions réelles des deux membres inférieurs du perchiste. Le point « CG » représente la position du CG du model.

Finalement, les torseurs d'action et des moments appliqués par le perchiste sur la perche permettent une meilleure comparaison inter-perchistes par rapport à l'analyse des forces appliquées sur la perche et correspondent à un critère de performance essentiel (Morlier & Mesnard, 2007). Par conséquent, l'étude des moments de force appliqués par le perchiste permet (i) d'identifier le mouvement de balancé-groupé comme un facteur significatif de la performance et (ii) montre la part majeure des muscles des épaules dans l'exécution de ce mouvement.

L'analyse des moments d'inertie et des moments cinétiques montrent également l'intérêt du mouvement de balancé-groupé pour la performance (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994). Alors que le moment d'inertie (en kg.m^2) correspond à la distribution de la masse autour du CG de l'objet, le moment cinétique (en $\text{kg.m}^2.\text{s}^{-1}$) est la grandeur physique qui joue un rôle analogue à la quantité de mouvement dans le cas des rotations. Le moment cinétique se calcule par le produit entre moment d'inertie et la vitesse

angulaire (Ariel, 1989). Placé dans le contexte du saut à la perche, un moment d'inertie élevé du perchiste se traduit par une extension complète de l'athlète entre la première moitié de la phase de stockage d'énergie ainsi qu'entre PS et PR dans la phase de restitution d'énergie. Un faible moment d'inertie correspond à une position groupée du perchiste autour de son CG, peu après MPB (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994). Quant aux valeurs du moment cinétique du perchiste autour de son CG, elles sont maximales lors de la phase de stockage d'énergie, entre 0,3 et 0,4 s après TO1 (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Morlier & Cid, 1996 ; Schade *et al.*, 2004b ; 2007). Cette valeur maximale du moment cinétique traduit une rotation angulaire élevée des segments corporels autour du CG du perchiste associée à une extension complète du corps du perchiste.

En 1996, une étude de Morlier & Cid a déterminé les moments cinétiques du perchiste dans les trois dimensions de l'espace, au cours d'un saut à la perche (Figure I-14). Cette étude a utilisée un modèle s'appuyant sur la dynamique inverse (Dapena, 1978). Un des avantages de cette procédure est de faciliter la comparaison entre les différents sauts. En effet, les moments cinétiques sont normés par rapport à la taille et au poids, par conséquent ces deux variables ne faussent pas les comparaisons, qui seraient hasardeuses d'interprétation simplement avec les forces appliquées sur le butoir. Le corps est considéré comme divisé en 14 segments : la tête, les avant-bras, les bras, les mains, le tronc, les cuisses, les jambes, et les pieds. Le moment cinétique du corps du perchiste autour d'un axe passant à travers son CG est égal à la somme des moments cinétiques de chacun des 14 segments autour de ce même axe.

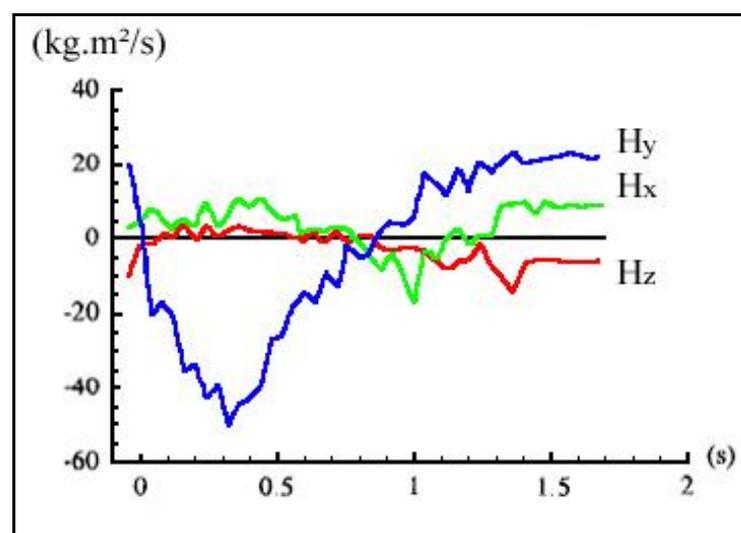


Figure I-14 : Composantes du moment cinétique du perchiste en son centre de gravité autour de l'axe horizontal (Hx), de l'axe latéro-médial (Hy) et de l'axe vertical (Hz). D'après Morlier & Cid (1996).

La Figure I-14 présente, du planté de perche ($t= 0$ s) au renversement complet du perchiste ($t= 0,8$ s), une valeur négative importante autour de l'axe latéro-médial du moment cinétique, alors qu'autour des deux autres axes, les moments cinétiques sont quasi-nuls. Ces résultats mettent en valeur la rotation du perchiste autour de l'axe latéral qui se traduit par un moment cinétique important pendant la phase de stockage d'énergie. Ensuite, les phases de retournement et d'attaque de la barre engendrent des rotations autour des deux autres axes ainsi qu'une deuxième rotation du perchiste autour de l'axe latéral qui se manifestent sur la courbe par des valeurs non nulles des composantes x et z et par une valeur positive de la composante y du moment cinétique. Enfin, après le lâché de la perche ($t= 1,4$ s), le perchiste est soumis uniquement à la gravité en supposant les effets de l'air négligeables. Dans ces conditions, le moment cinétique du perchiste en son centre de gravité est constant pendant cette phase de chute libre (Morlier & Cid, 1996). En effet, lorsque le perchiste lâche la perche, la possibilité d'accélérer la vitesse de rotation du corps sera compensée par une diminution du moment d'inertie des membres du corps. Le moment cinétique étant le produit de la vitesse angulaire et du moment d'inertie, dans des conditions de chute libre, le moment d'inertie est constant.

Ainsi, l'analyse des moments de forces, moments articulaires, moments d'inertie et moments cinétique souligne que le perchiste agit, sous l'effet d'un travail musculaire, afin d'augmenter la flexion de la perche et donc d'augmenter l'énergie élastique stockée dans la perche (Gros, 1982 ; Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2004b).

I.4. Synthèse

Une revue de littérature sur la biomécanique du saut à la perche a permis de souligner la part de l'interaction entre le perchiste et la perche au regard de la performance, notamment au travers du gain d'énergie du perchiste entre le décollage et le franchissement de la barre. L'origine de ce gain d'énergie du sauteur provient d'une énergie additionnelle stockée sous forme d'énergie élastique due à la flexion de la perche. C'est ainsi que dans la phase de stockage d'énergie, le perchiste profite des propriétés élastiques de la perche en la fléchissant au moyen d'actions musculaires. L'analyse des forces et moments de force employés par le perchiste permet de rendre compte de la manière dont le sauteur dirige ses actions

musculaires. Lorsqu'il quitte le sol, le perchiste est suspendu à sa perche impliquant le développement d'une force de compression et d'un moment de flexion au niveau de l'extrémité supérieure de la perche. Et c'est la force générée par les muscles des membres supérieurs qui va permettre cette flexion de la perche. Le complexe articulaire de l'épaule est alors la connexion entre la perche et le corps du perchiste et semble donc jouer un rôle fondamental dans la réalisation de la performance au saut à la perche. Cependant, le calcul des forces et moments de force employés par le perchiste a nécessité une approche en dynamique inverse et une modélisation du perchiste en un ensemble de segments rigides. Cette modélisation globale du corps du sauteur induit une définition de l'articulation de l'épaule ne correspondant pas tout à fait à sa réalité anatomique. En effet, la programmation d'un modèle poly-articulé nécessite de simplifier les articulations entre les segments pour des raisons d'économies de traitement. Ainsi, l'articulation de l'épaule se résume par une articulation en charnière dans les trois dimensions de l'espace. Or, l'articulation de l'épaule, dans sa réalité anatomique, correspond à un véritable complexe articulaire, impliquant plusieurs articulations et pièces osseuses entre elles. Par conséquent, pour déterminer les forces et/ou les coordinations musculaires, ce complexe articulaire nécessite une approche expérimentale exclusive considérant l'ensemble des muscles sollicités pour le mouvement et la stabilisation de cette structure articulaire.

CHAPITRE II : LE COMPLEXE ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE

II.1.	STRUCTURE BIOMECHANIQUE DE L'ÉPAULE	- 37 -
II.1.1.	Le mécanisme en chaîne fermée	- 37 -
II.1.2.	Le rythme scapulo-huméral	- 38 -
II.1.3.	La stabilité gléno-humérale	- 43 -
II.1.3.1.	<i>Les forces de réactions articulaires</i>	- 43 -
II.1.3.2.	<i>Les structures capsulo-ligamentaires</i>	- 44 -
II.1.3.3.	<i>Les structures musculo-tendineuses</i>	- 47 -
II.2.	ACTIVATION MUSCULAIRE ET MOUVEMENT	- 48 -
II.2.1.	Les muscles qui agissent sur l'humérus	- 49 -
II.2.1.1.	<i>Élévation humérale</i>	- 49 -
II.2.1.2.	<i>Abaissement huméral</i>	- 51 -
II.2.1.3.	<i>La coiffe des rotateurs de l'humérus</i>	- 53 -
II.2.2.	Les muscles qui agissent sur la scapula	- 56 -
II.2.3.	Saut à la perche et les muscles de l'épaule	- 57 -
II.3.	SYNTHESE	- 58 -

II.1. Structure biomécanique de l'épaule

Le complexe articulaire regroupe principalement trois os : la clavicule, la scapula et l'humérus. La connexion entre ces trois os est établie par quatre articulations : la gléno-humérale (GH), l'acromio-claviculaire (AC), la sterno-costoclaviculaire (SC ; seule connexion du complexe avec le squelette axial) et le plan de glissement scapulo-thoracique (ST) (Gray, 1918 ; Inman *et al.*, 1944). Ces articulations sont toutes en mouvements lors d'un mouvement de bras et ont toutes un rôle spécifique dans la mobilité et la stabilité du complexe articulaire.

II.1.1. Le mécanisme en chaîne fermée

En 1955, le concept des segments corporels interagissant entre eux dans les chaînes cinétiques a été introduit en premier par Steindler (1955). Dans une chaîne cinétique, tous les segments sont interdépendants et chacun d'entre eux correspond à une portion d'une chaîne rigide dans un grand système connecté par des articulations (Wilk *et al.*, 1996). Chaque segment en mouvement expose une force dans tous les autres et affecte les mouvements de ces segments de manière prédictible. Il existe un *continuum* d'activités établissant un « panel » de chaînes cinétiques, variant de la chaîne cinétique ouverte à la chaîne cinétique fermée (Figure II-1).

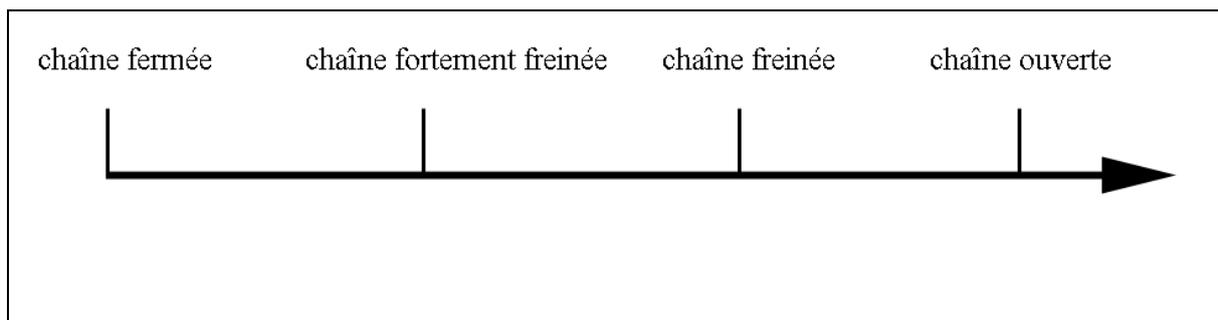


Figure II-1: *Continuum* des chaînes cinétiques.

La chaîne cinétique fermée est communément définie comme une activité où le segment distal d'un membre est fixé à un objet et est immobile (*e.g.* lors des pompes) alors qu'il y a une chaîne ouverte lors d'une activité où le segment distal est libre (*e.g.* lors du geste

du lancer). Une chaîne freinée ou fortement freinée apparaît lorsque le segment distal est opposé à une force extérieure (*e.g.* lors d'un mouvement de développé-couché).

Le modèle de lien cinétique représente le corps comme un système de segments connectés et interdépendants, souvent travaillant dans une séquence partant du segment proximal vers le segment distal, afin d'attribuer un mouvement, une force et une vitesse au segment distal (Mc Mullen & Uhl, 2000). Dans ce contexte, le complexe articulaire de l'épaule est considéré comme un complexe en chaîne fermée (Veeger & van der Helm, 2007). La position de la tête humérale dépend des positions du thorax, de la scapula et de la clavicule. Les mouvements de la scapula sont par ailleurs contraints (i) par son bord médial pressé contre la cage thoracique et également (ii) par les forces externes appliquées au bras. Une perte fonctionnelle considérable a lieu si la contrainte scapulo-thoracique est absente, surtout lors de l'élévation antérieure du bras (Inman *et al.*, 1944). Les mouvements scapulaires sont également contraints par la clavicule qui permet à l'acromion de se déplacer autour d'une sphère imaginaire dont le point central et le rayon de giration correspondent respectivement à l'articulation sterno-claviculaire et à la clavicule (Veeger & van der Helm, 2007).

Les résultats issus de l'étude cinématique et cinétique du mécanisme de l'épaule de van der Helm (1994a) confirment la chaîne fermée du complexe articulaire de l'épaule. Au cours d'une abduction humérale, les forces de réaction articulaires au sein des articulations gléno-humérale (GH), acromio-claviculaire (AC), et sterno-costoclaviculaire (SC) augmentent au fur et à mesure du mouvement d'abduction du bras. De plus, en considérant l'angle inférieur de la scapula comme un point de rotation, une force de traction latérale au niveau de l'articulation SC est engendrée sous l'effet du poids du membre supérieur positionné à 90° d'abduction. Cette force de traction tend à faire sortir la clavicule de l'articulation SC.

II.1.2. Le rythme scapulo-huméral

Durant un mouvement dynamique du bras, la scapula doit être en mouvement simultanément avec l'humérus pour fournir une congruence optimale entre la cavité glénoïdale et la tête de l'humérus. Cette congruence est nécessaire afin d'établir un rapport tension - longueur adéquate pour les muscles agissant sur la scapula et sur la tête humérale et

pour maintenir une base stable afin de transférer une énergie cinétique pour les segments proximaux à distaux (Kibler, 1998).

Selon les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB), le référentiel de la scapula est organisé de la manière suivante (Wu *et al.*, 2005):

- ✓ O_s : Origine du référentiel scapulaire au niveau de l'angle acromial (AA), le point le plus postéro-latéral de la scapula (Figure II-2) ;
- ✓ Z_s : L'axe joignant le *trigonum spinae* (TS) et AA, pointant latéralement ;
- ✓ X_s : L'axe perpendiculaire au plan formé par trois repères anatomiques scapulaires, TS, AA, et l'angle inférieur (AI). Cet axe pointe vers l'avant ;
- ✓ Y_s : L'axe perpendiculaire aux axes Z_s et X_s , pointant vers le haut.

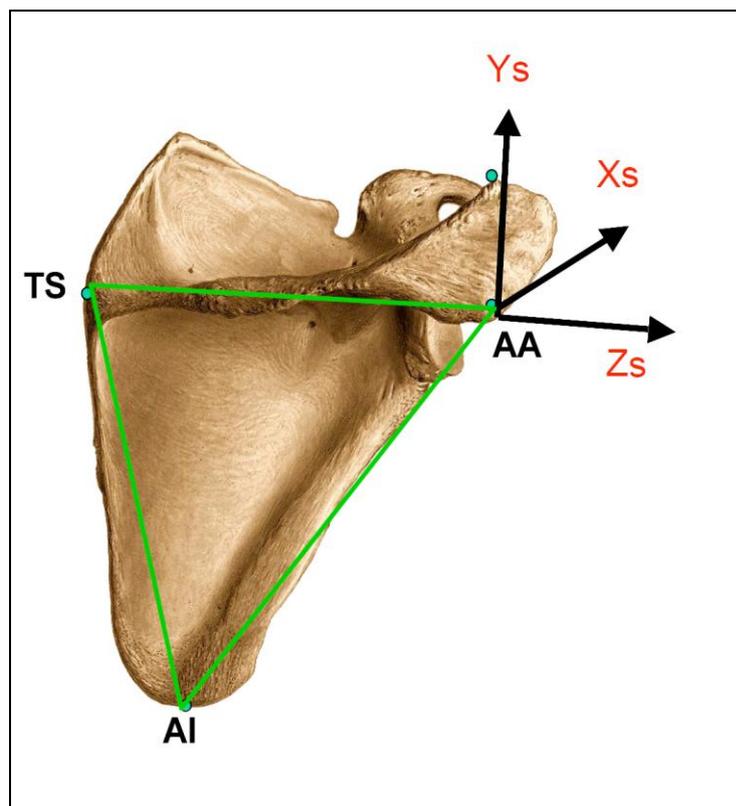


Figure II-2: Référentiel scapulaire. AA: angle acromial ; TS: *trigonum spinae* ; AI: angle inférieur.
D'après Veeger *et al.* (2004).

A partir de ce référentiel scapulaire, les rotations autour des trois axes orthogonaux sont définis tels que :

- ✓ Inclinaison antéro-postérieure autour de l'axe horizontal (Z_s) ;
- ✓ Rotation médiale-latérale autour de l'axe antéro-postérieur (X_s) ;
- ✓ Pro-rétraction autour de l'axe vertical (Y_s).

La combinaison de l'inclinaison postérieure, de la rotation latérale et de la rétraction de la scapula correspond au mouvement dit de sonnette latérale, qui s'effectue lors d'une élévation de l'humérus (abduction ou flexion antérieure) (Karduna *et al.*, 2000 ; 2001 ; Wu *et al.*, 2005). Ce mouvement de sonnette latérale est suggéré comme cliniquement important car la scapula doit effectuer une rotation en adéquation avec un mode ascensionnel de l'humérus (Figure II-3) afin de prévenir la tête humérale d'une compression ou d'un déchirement contre la surface inférieure de l'acromion pendant l'élévation humérale (Kibler, 1998 ; Johnson M. P. *et al.*, 2001). Egalement, le plan d'élévation humérale influence les mouvements de la scapula. Ainsi, l'élévation humérale effectuée dans le plan de la scapula permet d'augmenter significativement le mouvement de rotation latérale de la scapula pour des élévations humérales supérieures à 90° d'abduction (Borsa *et al.*, 2003).

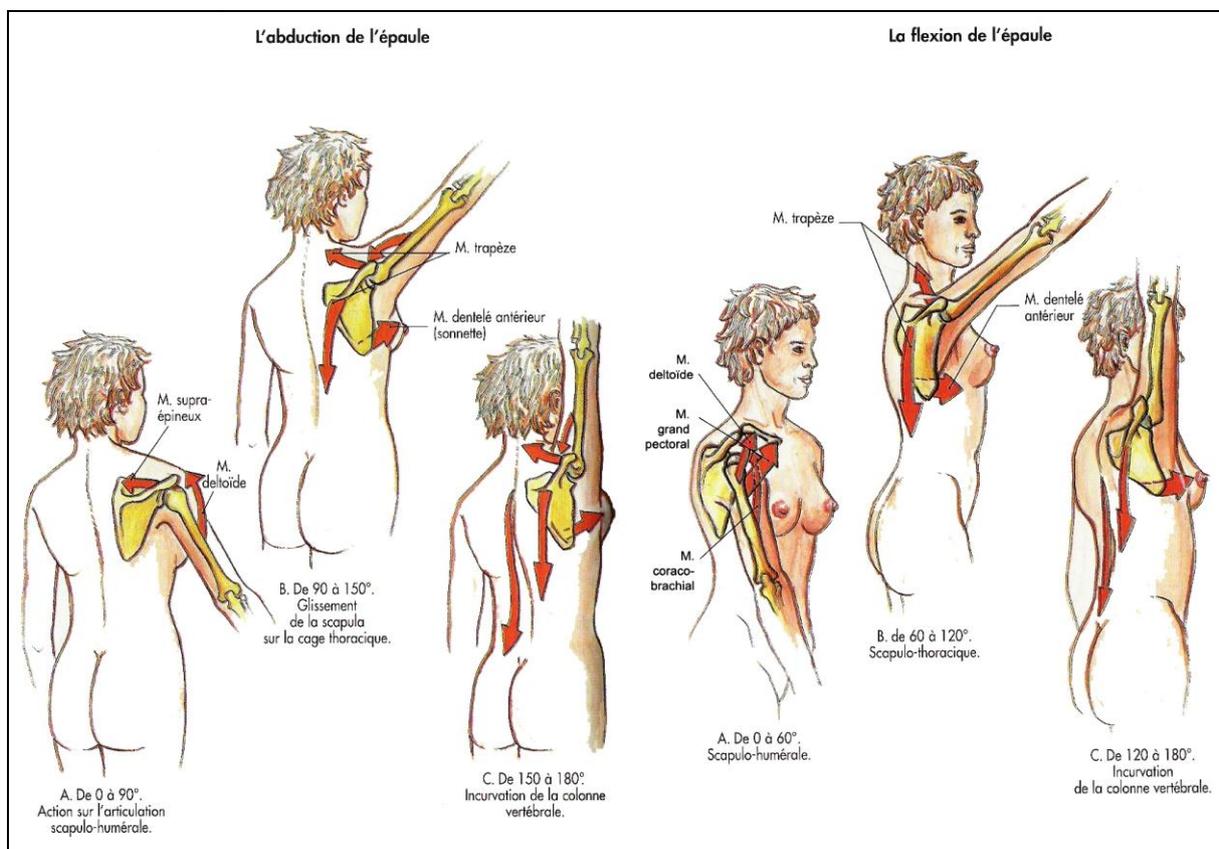


Figure II-3 : Mouvement de la scapula en fonction de l'élévation humérale. Illustration d'après Chevalier (1998).

Le plan de la scapula est considéré comme le véritable plan d'élévation « physiologique » du membre supérieur et non pas le plan frontal (abduction) ou le plan sagittal (flexion) (Johnston, 1937 ; Saha, 1983). Le plan de la scapula correspond à l'angle formé entre le plan frontal et l'orientation de l'épine scapulaire (Figure II-4). Selon les études, le plan de la scapula est de 30° à 40° antérieur au plan frontal (Codine *et al.*, 1997 ; Karduna *et al.*, 2000 ; 2001 ; Cools A.M. *et al.*, 2004 ; 2005 ; Dupuis *et al.*, 2005 ; Frère *et al.*, 2008b). Au cours de l'élévation humérale, l'articulation gléno-humérale fait intervenir des mouvements de roulement – glissement – rotation latérale. Si uniquement le mouvement de roulement intervenait au cours de l'élévation humérale, une sortie ascendante de la tête humérale sur la cavité glénoïdale serait envisageable. Le mouvement de glissement permet le maintien du centrage de la tête humérale en face de la cavité glénoïdale alors qu'une rotation latérale « quasi-automatique » de l'humérus permet la poursuite de l'élévation humérale en autorisant le passage du tubercule majeur de l'humérus sous la voûte ostéo-fibreuse acromio-coracoïdienne ainsi qu'une position optimale pour les surfaces articulaires gléno-humérales en contact, *i.e.* surface articulaire plus importante (Itoi *et al.*, 1996).

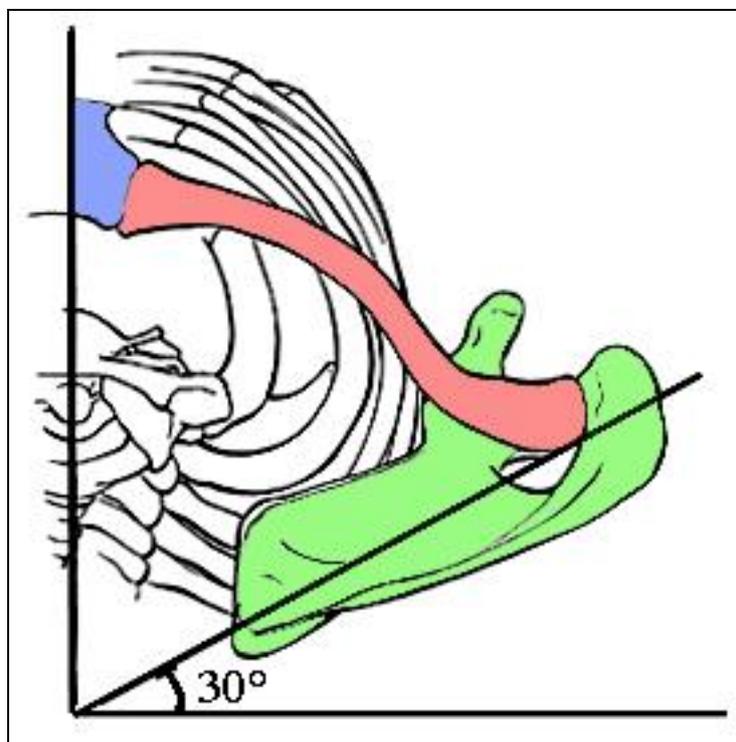


Figure II-4 : Définition du plan de la scapula, antérieur au plan frontal et qui suit l'épine de la scapula. En bleu le *manubrium* sternal, en rouge la clavicule, et en vert la scapula. Epaule droite vue de dessus.

Cependant, la mesure du plan d'élévation maximale de l'humérus montre qu'il est antérieur de 23° au plan de la scapula (Figure II-5) (Browne *et al.*, 1990). Une élévation humérale maximale dans un plan antérieur au plan de la scapula va engendrer une rotation latérale « quasi automatique » d'environ 35°. A l'inverse, une rotation médiale va être nécessaire à l'augmentation de l'élévation humérale postérieure au plan de la scapula. Cette relation entre la rotation latérale et l'élévation humérale maximale peut expliquer les diminutions d'élévation du bras pour des cas de pathologies de la coiffe des rotateurs, conditionnant ainsi une limitation de la rotation latérale.

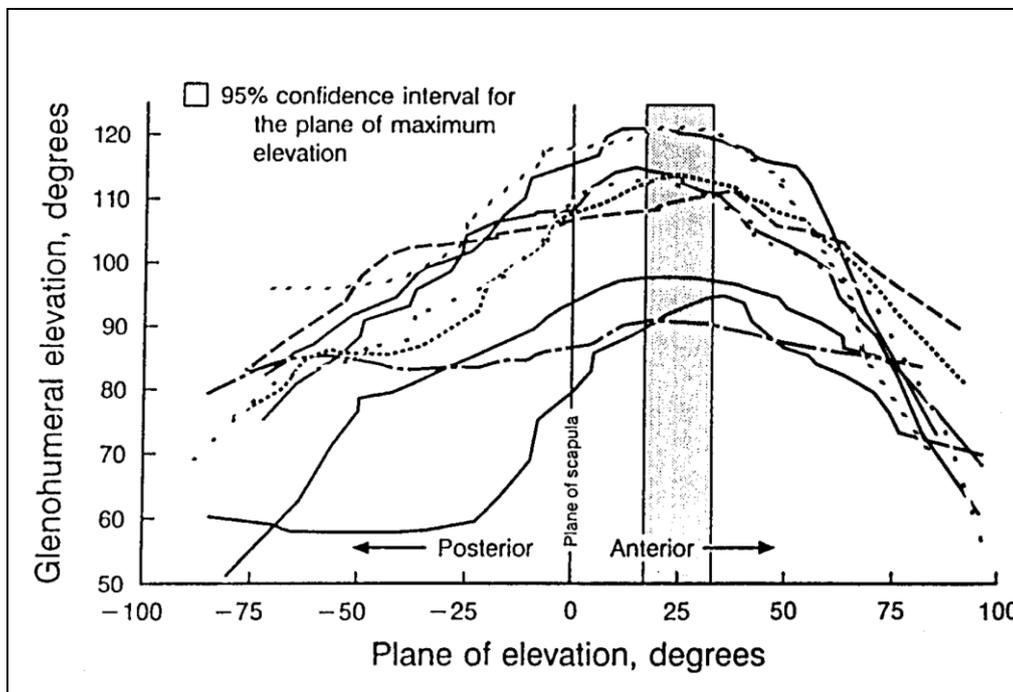


Figure II-5 : Élévation maximale de l'humérus selon des plans d'élévation antérieurs ou postérieurs au plan de la scapula (0°). D'après Browne *et al.* (1990).

Le mouvement entre les pièces osseuses du complexe articulaire de l'épaule, *e.g.* le rythme scapulo-huméral, est constant selon les plans anatomiques d'élévation humérale (abduction, flexion antérieure, élévation dans le plan de la scapula) (Johnson G. R. *et al.*, 1993 ; van der Helm & Pronk, 1995 ; de Groot, 1997). Cette relation est insensible à l'amplitude des charges externes appliquées au bras (de Groot *et al.*, 1999) et sensible mais de manière

négligeable à la vitesse du bras. Cependant, la direction des charges appliquées au bras semble changer la position de la scapula (de Groot *et al.*, 1998).

II.1.3. La stabilité gléno-humérale

II.1.3.1. *Les forces de réactions articulaires*

Parmi l'ensemble des articulations du complexe de l'épaule, la force de réaction résultante (compression + cisaillement) de l'articulation gléno-humérale est la plus importante lors de l'élévation humérale. D'ailleurs, la zone principale de dégénérescence du cartilage articulaire de la cavité glénoïdale a été observée dans la région postérieure de la cavité et correspond à la région de contact principale avec la tête humérale entre 60 et 100° d'élévation humérale (Neer, 1974 ; Neer *et al.*, 1982). Ces observations ont été confirmées au cours de mesures expérimentales des forces de réactions articulaires au sein de la gléno-humérale, avec une composante antéro-postérieure de la force résultante de réaction articulaire orientée majoritairement vers la zone postérieure de la cavité au cours de l'élévation humérale (Wang *et al.*, 2005). Le calcul des surfaces cartilagineuses en contact montre également une prédilection pour la région postérieure de la cavité glénoïdale lors de l'élévation humérale (Soslowky *et al.*, 1992). De plus, la force de compression permettant le centrage de la tête humérale contre la cavité glénoïdale représente au minimum 73% de la force résultante de réaction articulaire et augmente continuellement lors de l'élévation du bras, puisque les valeurs maximales de force de compression (entre 200 et 350 N) ont été enregistrées à partir de 90° jusqu'à 150° d'abduction du bras (Apreleva *et al.*, 2000 ; Wang *et al.*, 2005). Cette force de compression maximale peut augmenter de 8 à 13% lorsque le muscle *supraspinatus* doit compenser une faiblesse du muscle *deltoïdeus* (Apreleva *et al.*, 2000) ou lors d'un renforcement antérieur de la capsule articulaire par voie chirurgicale (Wang *et al.*, 2005), respectivement. Les surfaces articulaires en contact sont significativement plus grandes pour des élévations humérales comprises entre 90 et 120° (4,95 et 5,07 cm², respectivement), indiquant une surface en contact maximale entre la tête humérale et la cavité glénoïdale afin de distribuer une force de compression maximale sur une plus vaste zone et dans une configuration plus stable (Soslowky *et al.*, 1992). L'utilisation d'un modèle en éléments finis de l'articulation gléno-humérale a permis d'évaluer une translation postérieure des pressions articulaires sur la glénoïde lors d'une rotation latérale de 30° (sans élévation humérale) pour

une épaule atteinte d'arthrose de l'articulation gléno-humérale, alors qu'une épaule saine conserve des pressions centrées au sein de la glénoïde (Buchler *et al.*, 2002). Dans les mêmes conditions, ce modèle en éléments finis a permis d'estimer des forces de compression 2,5 fois plus élevées pour une épaule arthrosique comparée à une épaule saine. Ces résultats sont en accord avec ceux d'une étude antérieure (Conzen & Eckstein, 2000), qui identifia un effet de la forme de la glénoïde sur le pattern des pressions gléno-humérales. Ces auteurs ont calculé une pression maximale à 90° d'abduction combinée à 90° de rotation latérale. Cette position similaire à celle du bras lanceur à la fin de la phase d'armé entraîne en moyenne une pression maximale de 5,1 MPa (Conzen & Eckstein, 2000).

Cependant, le manque de congruence des surfaces articulaires rendent de manière inhérente instable cette articulation. Les structures péri-articulaires de l'épaule sont réparties en deux groupes : les ligaments actifs et les passifs. La musculature péri-articulaire de la gléno-humérale joue le rôle de véritables ligaments actifs stabilisateurs. Les structures passives réfèrent aux éléments capsulo-ligamentaires (Culham & Peat, 1993 ; Itoi *et al.*, 1996 ; Veeger & van der Helm, 2007). Par conséquent, l'articulation gléno-humérale, aussi mobile qu'elle soit, est sans doute l'articulation la plus exposée aux effets des déséquilibres musculaires.

II.1.3.2. Les structures capsulo-ligamentaires

La surface de la cavité glénoïdale est de seulement un tiers à un quart de la tête humérale, correspondant à un tiers de sphère de 45 ± 10 mm de diamètre (Perry, 1983 ; Peat, 1986), ce qui signifie que seulement une partie de la tête humérale est en contact avec la cavité glénoïdale, dans n'importe quelle position de l'articulation. La tête humérale fait face médialement, supérieurement et postérieurement par rapport à la diaphyse de l'os (Inman *et al.*, 1944 ; Perry, 1983). L'angle normal de rétro-torsion de la tête par rapport à la diaphyse est entre 25 et 35° offrant au bras le meilleur alignement latéral et avant. Le bourrelet glénoïdien (*labrum*) est une structure cartilagineuse attachée au pourtour de la cavité glénoïdale. Le bourrelet glénoïdien augmente la profondeur de la cavité glénoïdale (50% de la profondeur totale de la cavité), et contribue ainsi à la stabilité de l'articulation (Howell & Galinat, 1989).

La capsule articulaire est attachée médialement à la marge de la cavité glénoïdale et latéralement à la circonférence du col anatomique, descendant d'environ 1,3 cm la diaphyse de l'humérus (Figure II-6a). La capsule est fine et grande, laissant 2 à 3 mm de liberté entre la

tête humérale et la cavité glénoïdale. Par elle-même, la capsule contribue légèrement à la stabilité de l'articulation. Elle est renforcée par des ligaments et par les insertions tendineuses de la coiffe des rotateurs. Selon H. Gray (1918), l'action seule des ligaments gléno-huméraux ne permet pas de maintenir les surfaces articulaires en face l'une de l'autre, puisque la dislocation de la tête humérale de la cavité glénoïdale est aisée en l'absence de l'activité des muscles péri-articulaires. De fait, les ligaments gléno-huméraux ont uniquement une action visant à limiter l'amplitude des mouvements de la tête humérale par rapport à la cavité glénoïdale. Le ligament coraco-huméral est large et renforce la partie supérieure de la capsule. Le ligament coraco-huméral a son origine sur le bord latéral du processus coracoïde et passe obliquement et latéralement en avant du grand tubercule huméral se confondant avec le tendon du muscle *supraspinatus*. Les bords postérieurs et inférieurs de ce ligament sont unis à la capsule articulaire, alors que son bord antérieur et supérieur est libre et chevauche la capsule. Associés à l'action du ligament coraco-huméral, les trois ligaments gléno-huméraux (supérieur, moyen, et inférieur) renforcent également la capsule articulaire (Figure II-6b).

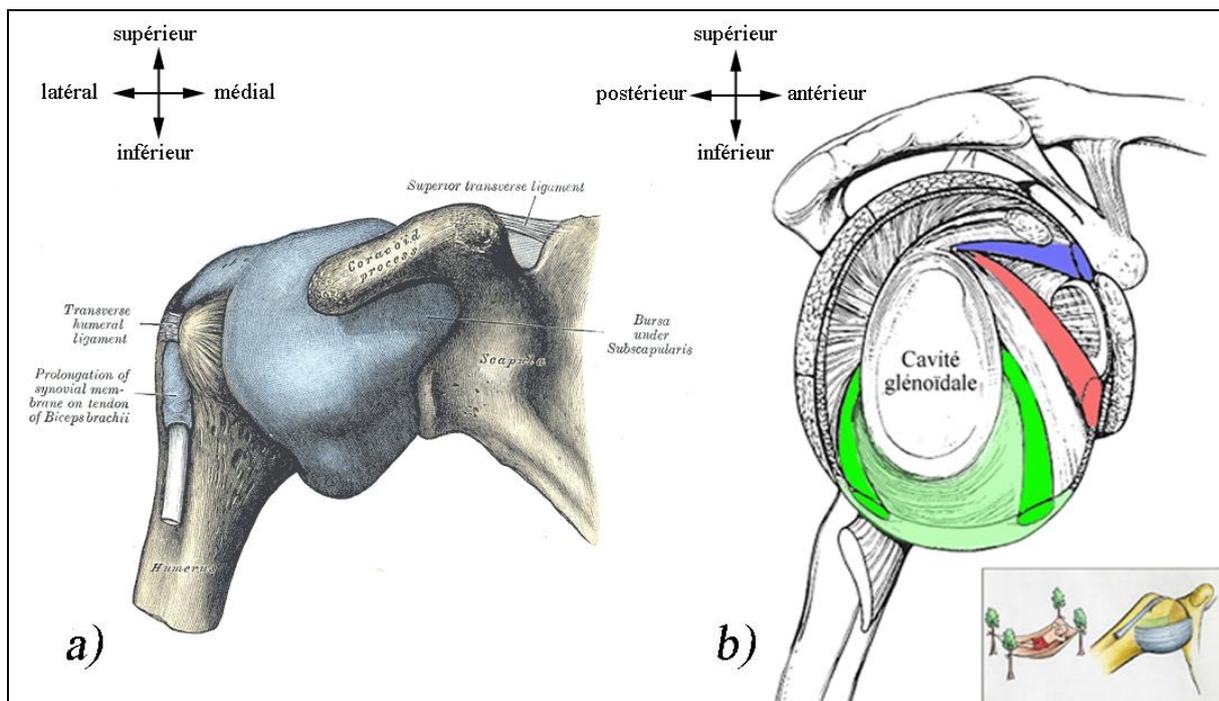


Figure II-6 : a) La capsule articulaire englobe la tête humérale du fait de son origine sur le pourtour de la cavité glénoïdale et de sa terminaison au niveau du col anatomique de l'humérus. Illustration d'après Gray (1918) ; b) Disposition des différents ligaments gléno-huméraux, avec en bleu le ligament gléno-huméral supérieur, en rouge le ligament gléno-huméral moyen et, en vert le ligament gléno-huméral inférieur composé des faisceaux antérieur et postérieur (vert vif) ; encadré : modèle du hamac du ligament gléno-huméral inférieur.

Le ligament gléno-huméral supérieur a son origine dans la partie supérieure du bourrelet glénoïdien, juste en avant de l'insertion du tendon du muscle *biceps brachii – caput longum* et se termine dans la zone proximale du tubercule mineur de l'humérus. Le ligament gléno-huméral moyen a son origine juste sous celle du ligament gléno-huméral supérieur dans le bourrelet glénoïdien et s'insère dans la partie distale du tubercule mineur de l'humérus. Le ligament gléno-huméral inférieur correspond à un complexe ligamentaire composé de deux faisceaux, un antérieur et l'autre postérieur. Son origine correspond à la partie inférieure de la cavité glénoïdale et s'insère sur le col chirurgical de l'humérus entre l'insertion des muscles *subscapularis* et *teres minor*. Ces deux faisceaux correspondent à des condensations ou des épaissements, appelés les bandes antérieure et postérieure, et entre ces bandes, une poche en forme de hamac connue sous le nom de poche axillaire (O'Brien *et al.*, 1990).

La part de chaque ligament (coraco-huméral et gléno-huméraux) dans la stabilité et rigidité de l'articulation gléno-humérale a été étudiée sous l'effet de forces de translation et en fonction des mouvements de l'humérus. Il apparaît que le complexe ligamentaire gléno-huméral inférieur a un rôle majeur par rapport aux autres ligaments dans la stabilité de l'articulation gléno-humérale lors de la rotation latérale de l'humérus (Soslowsky *et al.*, 1997). Egalement, il a été démontré que la capsule articulaire de la gléno-humérale ne supporte aucune force lorsque la tête humérale est centrée dans la cavité glénoïdale. Cependant, lorsqu'une force antérieure est imposée à la capsule articulaire, ce sont les ligaments coraco-huméral et gléno-huméral supérieur qui sont le plus impliqués dans la stabilité de l'articulation lorsque le bras est à 0° d'abduction, alors que c'est le faisceau antérieur du ligament gléno-huméral inférieur qui est le plus sollicité lorsque le bras est à 90° d'abduction (Debski *et al.*, 1999a ; 1999b). Lorsqu'une force supéro-inférieure de 50 N est appliquée à l'humérus, à 0° d'abduction, le ligament gléno-huméral supérieur est le principal stabilisateur de l'articulation gléno-humérale alors que le ligament coraco-huméral n'a pas de rôle stabilisateur significatif. L'augmentation progressive de l'abduction humérale sollicite principalement le complexe ligamentaire gléno-huméral inférieur. En effet, le faisceau antérieur est le stabilisateur majeur de l'articulation face à une traction inférieure sur l'humérus lorsque l'abduction humérale est de 45° et le faisceau postérieur devient le stabilisateur majeur à 90° d'abduction humérale (Warner J. J. *et al.*, 1992).

II.1.3.3. Les structures musculo-tendineuses

De nombreuses études (Inman *et al.*, 1944 ; Saha, 1971 ; Cain *et al.*, 1987 ; Itoi *et al.*, 1994 ; van der Helm, 1994a ; David *et al.*, 2000 ; Terry & Chopp, 2000 ; Veeger & van der Helm, 2007) ont établi que la stabilité de l'articulation gléno-humérale est majoritairement due à l'activité des muscles de la coiffe des rotateurs en supplément du rôle joué par les ligaments. La coiffe des rotateurs est un groupe musculaire composé des muscles *subscapularis* (rotateur interne ou médial), *supraspinatus*, *infraspinatus* et *teres minor* (rotateurs externes ou latéraux). Ces quatre muscles ont en commun la convergence de leur tendon vers la tête humérale (Figure II-7). Ce cerclage autour de la tête humérale permet de stabiliser l'articulation gléno-humérale au cours des mouvements, dans tous les axes.

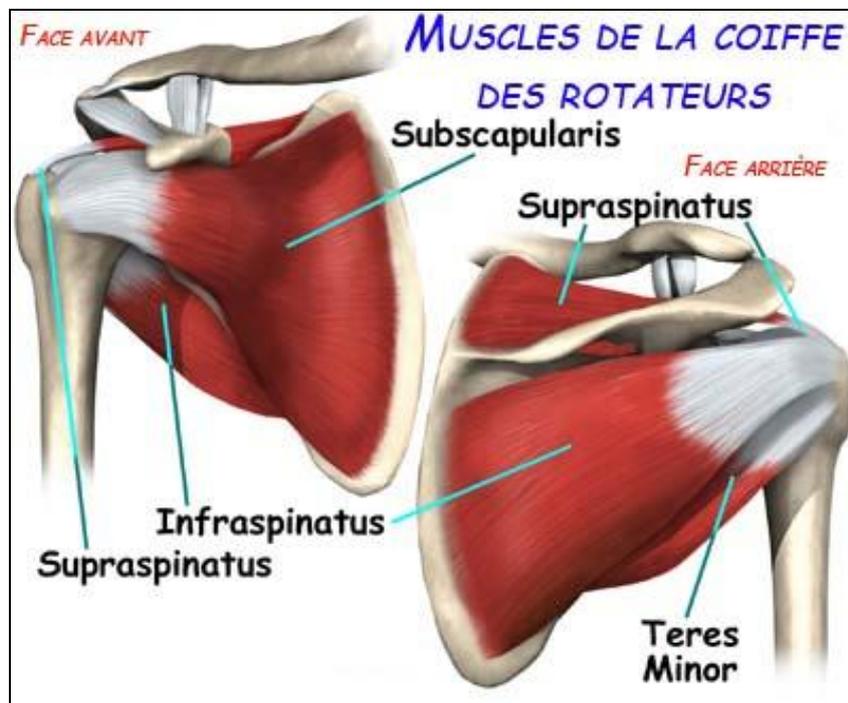


Figure II-7 : Les muscles de la coiffe des rotateurs, épaule droite.

Les forces musculaires de la partie postérieure de la coiffe (*infraspinatus* et *teres minor*) équilibrent celles de la partie antérieure de la coiffe (*subscapularis*) garantissant la coaptation transversales des pièces osseuses. L'activité des faisceaux inférieurs des muscles *infraspinatus*, *teres minor* et *subscapularis* s'ajoute à celles des muscles *pectoralis major pars clavicularis*, *biceps brachii* et *coracobrachialis* permettant la coaptation longitudinale, en compensant la traction supérieure de la tête humérale exercée par les muscles *deltoideus* et

triceps brachii – caput longum (Chevalier, 1998 ; Aldridge III *et al.*, 2004). Des données électromyographiques (EMG) montrent que les muscles de la coiffe des rotateurs ont une activité spécifique (Arwert *et al.*, 1997). Le muscle *infraspinatus* est actif pour un large champ de directions de force, alors que le muscle *supraspinatus* présente un pic d'activité pour exercer une force proximale sur la tête humérale. L'activité du muscle *subscapularis* est maximale pour des directions de force inférieures ou lors de la rotation médiale de l'humérus. Les muscles *infraspinatus* et *subscapularis* sont donc sollicités en tant que stabilisateurs actifs de l'articulation gléno-humérale de manière à limiter les tensions au sein des structures stabilisatrices passives (ligaments gléno-huméraux) face à une force externe, et ce dans toutes les directions ou préférentiellement antéro-inférieure, respectivement. Pour une épaule normale, la tête humérale reste centrée dans la cavité glénoïdale au travers de l'élévation dans le plan de la scapula, à l'exception de la glisse ascendante au début du mouvement (Poppen & Walker, 1976). Les muscles *infraspinatus* et *teres minor* sont les plus sollicités pour le contrôle de la rotation latérale de l'humérus et permettent de diminuer la tension exercée dans les ligaments gléno-huméraux (Cain *et al.*, 1987).

Lors de l'abduction humérale, le muscle *biceps brachii – caput longum* participe à la stabilité gléno-humérale aussi bien dans l'axe antéro-postérieur (Itoi *et al.*, 1993) que dans l'axe inféro-supérieur (Warner J. J. & McMahon, 1995a ; Halder *et al.*, 2001). Le muscle *triceps brachii – caput longum* participe au soutien de la partie inférieure de l'articulation gléno-humérale (Gray, 1918).

II.2. Activation musculaire et mouvement

Le bras de levier de chaque muscle du complexe de articulaire l'épaule dépend de sa configuration, *i.e.* la position de chaque pièce osseuse (Otis *et al.*, 1990 ; Arwert *et al.*, 1997). Les bras de levier des muscles de la coiffe et du muscle *deltoideus* changent significativement si l'abduction du bras à lieu avec ou sans rotation médiale/latérale de l'humérus (Liu *et al.*, 1997). Par exemple, le muscle *subscapularis* montre deux fonctions distinctes: une fonction stabilisatrice lors d'une abduction du bras sans rotation humérale et une fonction abductrice lors de l'abduction du bras avec une rotation latérale de l'humérus. Il convient donc de qualifier une action musculaire plutôt que d'évoquer une fonction musculaire au cours d'un mouvement. Par conséquent, la classification des muscles de l'épaule doit s'appuyer sur l'action principale de chaque muscle en fonction du mouvement effectué d'une pièce osseuse

par rapport à une autre. Au regard du principe de chaîne fermée propre au complexe articulaire l'ensemble des muscles sont impliqués dans les mouvements de l'humérus par rapport au thorax, même si d'un point de vue anatomique des muscles participent d'avantage aux mouvements de l'humérus alors que d'autres sont à l'origine des mouvements de la scapula.

II.2.1. Les muscles qui agissent sur l'humérus

Neuf muscles du complexe de l'épaule possèdent une insertion dans l'humérus : le *deltoideus*, le *coracobrachialis*, le *pectoralis major*, le *latissimus dorsi*, le *teres major*, le *supraspinatus*, l'*infraspinatus*, le *subscapularis*, et le *teres minor*. Parmi ces neuf muscles, seuls les muscles *pectoralis major* et *latissimus dorsi* ne possèdent pas d'origine dans la scapula. L'ensemble des ces neuf muscles permettent les mouvements d'abduction-adduction, flexion/extension et rotation médiale/latérale de l'humérus.

II.2.1.1. *Élévation humérale*

Le muscle *deltoideus* est volumineux, épais, triangulaire, et couvre l'articulation gléno-humérale en avant, latéralement, et en arrière, respectivement par les *pars clavicularis*, *acromialis*, et *spinalis* (Figure II-8). Son origine est vaste, puisqu'elle comprend le tiers latéral de la clavicule, l'acromion et l'épine de la scapula, alors que sa terminaison réunit les trois portions du muscle *deltoideus* en un tendon épais qui s'insère dans le « V » deltoïdien situé sur le bord latéral de la diaphyse humérale. Le muscle *deltoideus* exerce le plus grand moment articulaire lors de l'élévation humérale. Chaque portion du muscle *deltoideus* présente un pic d'activité selon le degré d'élévation humérale et selon le plan du mouvement. Ainsi, sur la totalité de l'abduction humérale, le muscle *deltoideus pars acromialis* développe le plus de force, avec un pic à 90° d'abduction, alors que le muscle *deltoideus pars spinalis* présente une activité quasiment nulle. Le muscle *deltoideus pars clavicularis* développe une force maximale d'environ 15N à 90° d'abduction humérale, soit le quart de la force développée par le muscle *deltoideus pars acromialis*. Lors de la flexion humérale, les muscles *deltoideus pars acromialis* et *pars clavicularis* sont les plus activés jusque 60° d'élévation humérale. A partir de 60° de flexion humérale, le muscle *deltoideus pars spinalis* devient actif et développe une force maximale entre 90 et 120° d'élévation humérale (van der Helm, 1994a).

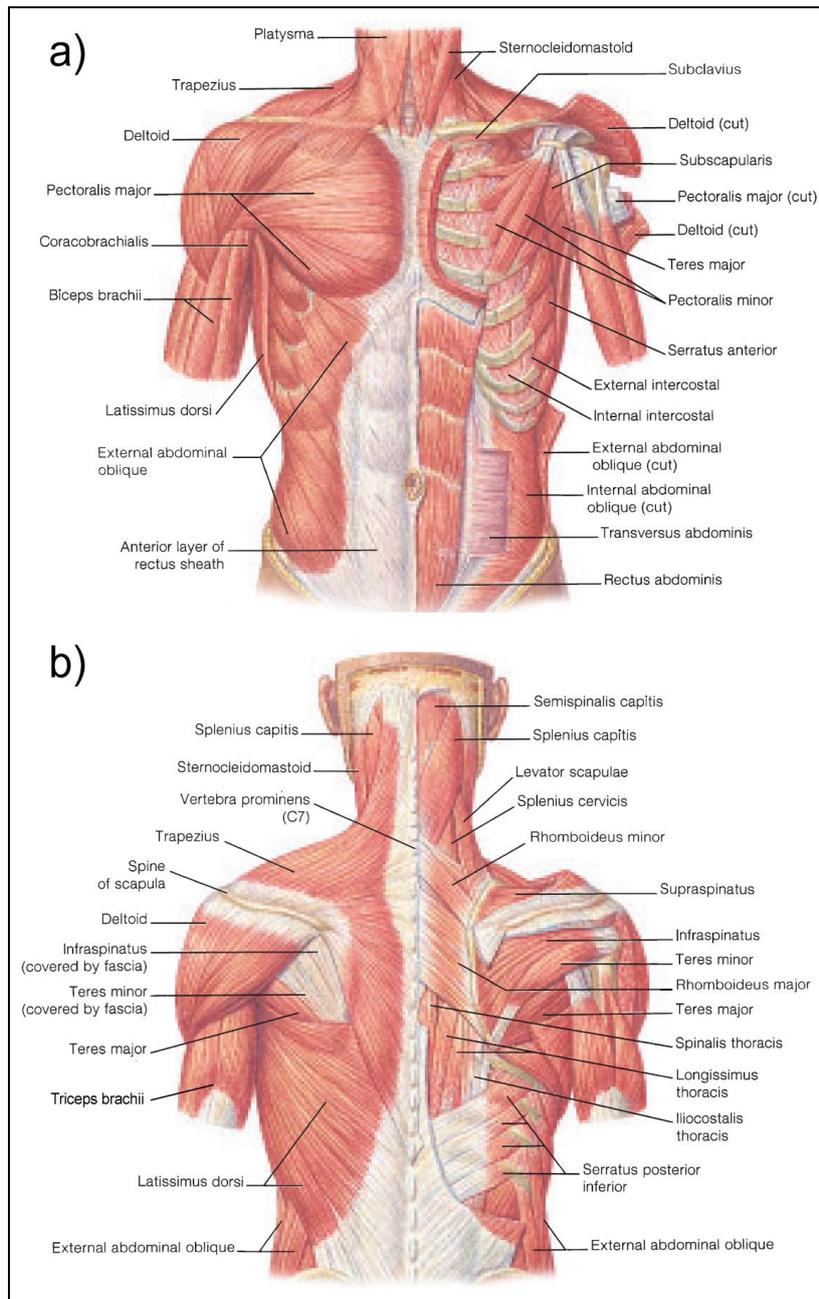


Figure II-8 : a) muscles des régions antérieures du tronc et des épaules ; b) muscles des régions postérieures du dos et des épaules. Les muscles superficiels sont illustrés sur la gauche du dessin alors que les muscles profonds sont illustrés sur la droite du dessin. Illustration d'après Van de Graaff (2001).

L'origine du muscle *coracobrachialis* se trouve au niveau du processus coracoïde de la scapula, alors que le muscle s'insère au milieu du bord médial de l'humérus. Le muscle *coracobrachialis* est impliqué dans les mouvements de flexion et de rotation médiale de l'humérus. Lors de la flexion humérale, le muscle *coracobrachialis* est activé de 0° à 90°

d'élévation humérale, mais ne développe qu'une force maximale d'environ 1 N (van der Helm, 1994a).

Si l'action majeure du muscle *pectoralis major* est l'abaissement de l'humérus, il a été démontré que la portion claviculaire (*pectoralis major pars clavicularis*) est sollicitée dans les mouvements d'abduction entre 60 et 150° d'élévation humérale. Il est également sollicité tout au long de la flexion humérale, mais génère des forces qui sont faibles (van der Helm, 1994a). Sa principale activité est de compenser l'activité du muscle *deltoideus pars spinalis*. Ces résultats sont en accord avec des données EMG montrant une augmentation concomitante de l'activité musculaire des muscles *pectoralis major* et *deltoideus* lors de l'augmentation de la flexion de l'humérus (Coury *et al.*, 1998). Si le muscle *biceps brachii* est principalement un fléchisseur de l'articulation du coude, mais il participe également – dans une moindre mesure – à la flexion humérale (Gray, 1918).

II.2.1.2. Abaissement huméral

Le muscle *pectoralis major* est un muscle épais en forme d'éventail, ayant pour origine la clavicule, le sternum, les cartilages costaux des côtes 2 à 6 ainsi que l'aponévrose du muscle *obliquus externus abdominis*. De cette origine étendue, toutes les fibres musculaires du muscle *pectoralis major* se rejoignent pour former un tendon plat d'environ 5 cm, qui s'insère sur la crête du tubercule majeur de l'humérus (Gray, 1918). Le muscle *pectoralis major* est composé de trois portions, *pars clavicularis*, *pars sternocostalis*, et *pars abdominalis*. Lorsque l'humérus a été élevé par l'action du muscle *deltoideus*, le muscle *pectoralis major* déprime l'humérus vers la poitrine avec l'action conjointe des muscles *latissimus dorsi* et *teres major*. Le muscle *pectoralis major* est un puissant adducteur et extenseur huméral. C'est le muscle du lanceur, car le *pectoralis major* présente une activité maximale lors de la phase d'accélération du lancer, qui précède l'instant où l'athlète lâche l'engin (Kelly *et al.*, 2002). C'est également un rotateur médial de l'humérus.

Le muscle *teres major* a son origine sur le bord latéral de la scapula et son insertion sur la crête du tubercule mineur de l'humérus. Le muscle *teres major* assiste le muscle *latissimus dorsi* dans l'extension huméral du bras précédemment élevé par le muscle *deltoideus*. Lorsque le bras est fixe, le *teres major* contribue également les muscles *latissimus dorsi* et *pectoralis major* à rapprocher le tronc des mains. Le muscle *teres major* est aussi un rotateur médial de l'humérus. De plus, l'activité concomitante des muscles *latissimus dorsi* et

teres major a été déterminée dans la stabilisation de l'articulation gléno-humérale face à des forces de cisaillement supérieures (Halder *et al.*, 2001). Il semble donc que le muscle *teres major* ait une activité commune avec le muscle *latissimus dorsi* sur les mouvements de d'abaissement huméral. Cependant, le muscle *teres major* est capable de produire un moment articulaire d'abaissement de l'humérus plus fort que le muscle *latissimus dorsi* à des degrés d'élévation humérale supérieurs à 90°, du fait de son origine scapulaire (Halder *et al.*, 2001).

Le muscle *latissimus dorsi* est triangulaire, plat, et couvre la région lombaire, ainsi que la moitié inférieure de la région thoracique et est graduellement rétrécit en un fascicule dont le tendon d'environ 7 cm de long s'insère dans l'extrémité distale du sillon intertuberculaire de l'humérus. Le bord inférieur de ce tendon est uni avec celui du muscle *teres major*. D'un point de vue mécanique, le muscle *latissimus dorsi* est un puissant adducteur et extenseur de l'humérus. Lorsque l'humérus est fixe, le *latissimus dorsi* sert à soulever/tirer le tronc vers les membres supérieurs. De telles actions ont lieu lors d'activités entraînant une suspension du corps fixé par les mains, *e.g.* en escalade, au saut à la perche ou lors de la marche avec béquilles, impliquant des adductions/abductions et flexions/extensions. Les actions du muscle *latissimus dorsi* sont principalement consacrées au complexe articulaire de l'épaule, même si ce dernier recouvre une large région dorsale. En effet, l'étude biomécanique du muscle *latissimus dorsi* démontre que les moments extenseurs de la région lombaire développés par ce muscle ne peuvent raisonnablement pas dépasser les 12 N.m, soit moins de 5% du moment extenseur nécessaire au soulèvement d'une charge modérée (Bogduk *et al.*, 1998). Le muscle *latissimus dorsi* est également capable de développer une force parallèle à l'axe longitudinal de l'humérus lors d'une élévation humérale importante. Cette force produite par le muscle *latissimus dorsi* permet ainsi de diminuer les forces de cisaillement au sein de l'articulation gléno-humérale lorsque l'individu est suspendu par ses membres supérieurs. D'ailleurs, la mesure des moments de forces isocinétiques extenseurs et adducteurs de l'humérus a déterminé une diminution significative de la production de force lorsqu'une épaule saine est comparée à une épaule avec excision et transfert du tendon du muscle *latissimus dorsi* (Fraulin *et al.*, 1995). Les études sur les transferts de tendon montrent à la fois l'intérêt de l'équilibre du point d'ancrage gléno-huméral et la capacité de certains muscles à engendrer des mouvements supplémentaires. Ainsi, le transfert des tendons des muscles *pectoralis major* et du *latissimus dorsi* permet le maintien d'un équilibre antéro-postérieur lors d'un déchirement massif de la coiffe des rotateurs (Aldridge III *et al.*, 2004). Ces éléments montrent que le *latissimus dorsi* fonctionne comme un rotateur médial et un adducteur de

l'humérus (Cleeman *et al.*, 2003). Il s'étend également à l'épaule et indirectement crée une rotation vers le bas de la scapula par sa traction sur l'humérus. Lorsque le coude est en extension, le muscle *triceps brachii – caput longum* assiste les muscles *teres major* et *latissimus dorsi* dans l'extension et l'adduction humérale (Gray, 1918).

II.2.1.3. La coiffe des rotateurs de l'humérus

Les quatre muscles de la coiffe des rotateurs ont une origine sur la scapula et une insertion autour de la tête humérale. Le muscle *subscapularis* est situé sur la face antérieure de la scapula, avec pour origine la fosse sub-scapulaire et insertion la crête du tubercule mineur de l'humérus. Le muscle *supraspinatus* a son origine sur la fosse supra-épineuse et son insertion sur le tubercule majeur de l'humérus. Le muscle *infraspinatus* a son origine sur la fosse infra-épineuse et son insertion sur le tubercule majeur de l'humérus. Le muscle *teres minor* a son origine sur le bord axillaire de la scapula et son insertion sur le tubercule majeur et le sillon intertuberculaire huméral.

L'activité des muscles rotateurs de l'humérus est essentielle au fonctionnement du complexe articulaire de l'épaule. En effet, l'élévation ou l'abaissement de l'humérus ne peut pas s'effectuer sans l'activité des muscles rotateurs de l'humérus. L'élévation ou l'abaissement huméral complet nécessite une rotation quasi-automatique de l'humérus afin d'éviter le blocage du tubercule majeur contre la voûte ostéo-fibreuse acromio-coracoïdienne. De plus, sans le centrage de la tête humérale contre la cavité glénoïdale, l'action du muscle *deltoideus* afin d'initier l'élévation humérale serait inutile. En effet, les actions respectives de traction proximale de la tête humérale par le *deltoideus* et de centrage de la tête humérale par les muscles de la coiffe des rotateurs agissent tel un couple de force permettant la rotation de l'humérus par rapport à la scapula (Bechtol, 1980). Egalement, Bechtol (1980) fait référence à deux cas d'étude de paralysie du muscle *deltoideus* (Staples & Watkins, 1943) pour expliquer que cette paralysie n'empêche pas l'abduction humérale, car l'activité des muscles de la coiffe des rotateurs, en particulier le *supraspinatus* et l'*infraspinatus*, permet cette abduction humérale. Dans ce cas particulier de paralysie du muscle *deltoideus*, les muscles de la coiffe des rotateurs jouent à la fois le rôle de traction sur la tête humérale et de point d'ancrage pour créer la rotation de l'humérus par rapport à la scapula. A l'opposé, la paralysie du muscle *supraspinatus* diminue fortement la capacité de l'ensemble musculaire à effectuer l'abduction du bras. La puissance musculaire développée pour l'abduction passe ainsi de 80% à l'initiation du mouvement à moins de 15% à 90° d'abduction humérale (Bechtol, 1980).

Cette double fonction des muscles de la coiffe des rotateurs a également été démontrée à partir d'une approche expérimentale par simulation d'un déséquilibre musculaire entre le muscle *deltoideus* et *supraspinatus* (Apreleva *et al.*, 2000). Les simulations effectuées ont permis de révéler les mécanismes de compensation musculaire lors d'une faiblesse ou d'une paralysie d'un muscle au cours de l'abduction du bras. Ainsi, l'affaiblissement du muscle *deltoideus* entraîne une augmentation de 40% de la force du muscle *supraspinatus* pour assurer l'abduction humérale. La paralysie du muscle *supraspinatus* provoque une augmentation de 50% de la force du muscle *deltoideus* requise pour initier l'abduction. Cette compensation de force du muscle *deltoideus* est ensuite diminuée de 13% à 90° d'abduction. La force de compression de la tête humérale contre la cavité glénoïdale est également un indicateur de la coaptation transversale effectuée par les muscles de la coiffe des rotateurs. Il apparaît que seule l'abduction humérale avec paralysie du muscle *supraspinatus* diminue significativement la force de compression normalisée (par le poids du corps) en comparaison à une abduction humérale pour une épaule saine. La prévalence du muscle *deltoideus* ou du muscle *supraspinatus* sur les autres muscles ne montre pas d'effet significatif sur la force de compression par rapport à une épaule saine (Apreleva *et al.*, 2000). Une diminution excessive de cette force de compression au sein de l'articulation gléno-humérale suppose l'apparition des forces atypiques conditionnées par une perturbation du mécanisme articulaire pouvant favoriser l'apparition d'une instabilité ou d'arthrose gléno-humérale (Neer & Foster, 1980 ; Lusardi *et al.*, 1993 ; Buckwalter & Lane, 1997 ; Cameron *et al.*, 2003 ; Buscayret *et al.*, 2004). A partir de ces résultats, l'activité du muscle *supraspinatus* en particulier, semble fondamentale à la fois pour la stabilisation de l'articulation gléno-humérale et pour l'élévation humérale.

Le rôle des muscles *infraspinatus* et *subscapularis* au sein de l'articulation de gléno-humérale est multiple au sein de la littérature scientifique. Ainsi, ces muscles sont activés lors de l'abduction humérale (Inman *et al.*, 1944 ; van der Helm, 1994a ; Liu *et al.*, 1997), mais ont également été évalués comme des dépresseurs puissants de la tête humérale pour compenser une force de traction proximale (Inman *et al.*, 1944 ; Halder *et al.*, 2001). D'une part, l'étude des bras de leviers du muscle *infraspinatus* lors de l'abduction humérale dans le plan de la scapula a montré, que le muscle avait un faible bras de levier entre 0 et 15° d'élévation humérale, puis celui-ci augmentait pour atteindre une valeur de 10 mm pour le reste de l'abduction humérale (15 à 60°). L'augmentation du bras de levier correspond à une augmentation du moment d'abduction exercé par le muscle étudié. D'autre part, il a été

montré dans des conditions identiques d'abduction humérale, que le bras de levier du muscle *subscapularis* diminuait au fur et à mesure de l'abduction humérale, produisant même un moment d'adduction à 60° d'élévation humérale (Liu *et al.*, 1997). Cependant, par modélisation du complexe articulaire de l'épaule en éléments finis, van der Helm (1994) a déterminé que le muscle *infraspinatus* était principalement sollicité lors de l'abduction aux alentours de 60° d'élévation humérale, alors que les fibres musculaires supérieures du muscle *subscapularis* étaient activées majoritairement entre 50 et 120° d'abduction humérale. Cette différence de résultats entre les deux études, en particulier par rapport au muscle *subscapularis*, provient de la définition de l'origine du muscle. Le modèle utilisé par van der Helm (1994) a permis de simuler l'action des fibres musculaires supérieures, moyennes, et inférieures du *subscapularis*, alors que le dispositif utilisé par Liu *et al.* (1997) remplaçait la ligne d'action du muscle par un câble unique. De ce fait, l'étude de Liu *et al.* (1997) a probablement sous-estimé le moment abducteur des fibres supérieures du muscle *subscapularis*. Lors du mouvement de flexion humérale, les muscles *infraspinatus* et *subscapularis* présentent une activité faible et quasiment nulle, respectivement (van der Helm, 1994a).

L'association des enregistrements EMG et isocinétiques lors des mouvements de rotations médiales et latérales de l'humérus a démontré que les muscles *infraspinatus* et *subscapularis* étaient d'abord stabilisateurs de l'articulation gléno-humérale puis activateurs de la rotation latérale et de la rotation médiale de l'humérus, respectivement (David *et al.*, 2000). Lors des rotations latérales humérales, le muscle *infraspinatus* est activé avant les muscles superficiels de l'épaule et avant le mouvement de l'humérus. Un phénomène similaire a été déterminé pour le muscle *subscapularis* lors des rotations médiales humérales. Cette pré-activation musculaire reflète la nature stabilisatrice des muscles *infraspinatus* et *subscapularis* et son en accord avec le modèle de « couple de forces transversales », formé par la co-contraction des muscles *infraspinatus* et *subscapularis* pendant les rotations médiales/latérales de l'humérus (Inman *et al.*, 1944).

Le muscle *teres minor* est actif en synergie avec le muscle *infraspinatus* lors des rotations latérales de l'humérus. Cependant, le muscle *teres minor* n'est pas actif lors de l'abduction ainsi que lors de la flexion antérieure de l'humérus (van der Helm, 1994a).

II.2.2. Les muscles qui agissent sur la scapula

Le complexe articulaire de l'épaule correspond à un mécanisme en chaîne fermée. De ce point de vue, les mouvements des structures osseuses médiales ainsi que la géométrie de la cage thoracique vont conditionner les mouvements des structures osseuses latérales. Par conséquent, les mouvements de l'humérus sont dépendants de ceux de la scapula, eux-mêmes dépendants de ceux de la clavicule. Les actions des muscles fixateurs et rotateurs de la scapula jouent alors un rôle fondamental pour les mouvements d'élévations humérales.

Le groupe musculaire qui intervient dans les mouvements et la fixation de la scapula comprend un ensemble de muscles antérieurs à la scapula, les muscles *serratus anterior* et *pectoralis minor*, et un ensemble de muscles postérieurs à la scapula, les muscles *trapezius*, *levator scapulae*, *rhomboideus major*, et *rhomboideus minor*. Le muscle *trapezius* ne possède pas de réelles portions à l'instar du muscle *deltoideus*, mais l'orientation des fibres musculaires du *trapezius* permet de distinguer une portion descendante (*pars descendens*) et une portion ascendante (*pars ascendens*). Le muscle *serratus anterior* a pour origine les bords supérieurs des huit ou neuf premières côtes et a pour insertion la face antérieure du bord médial de la scapula. L'origine du muscle *pectoralis minor* correspond au bord sternal de la troisième, quatrième, et cinquième côte, alors que son insertion correspond au processus coracoïde de la scapula. Le muscle *trapezius* possède une origine étendue de l'os occipital jusqu'au processus épineux de la dernière vertèbre thoracique. Ses insertions correspondent à l'extrémité acromiale de la clavicule, à l'acromion, et au bord supérieur de l'épine de la scapula. Le muscle *levator scapulae* a pour origine les quatre premières vertèbres cervicales, alors que l'origine du *rhomboideus major* correspond aux processus épineux de la deuxième à la cinquième vertèbre thoracique et celle du *rhomboideus minor* correspond aux processus épineux de la septième vertèbre cervicale et de la première vertèbre thoracique. L'insertion de ces trois derniers muscles correspond au bord médial de la scapula.

Les muscles *trapezius pars descendens* et *serratus anterior* sont impliqués dans les mouvements d'abduction du bras, du fait de leur action sur la scapula et sont ainsi considérés comme des muscles majeurs pour les mouvements d'abduction du bras. Ainsi ces deux muscles permettent à la scapula d'effectuer le mouvement de sonnette latérale de la scapula. Il a été démontré, lors de l'élévation humérale dans les trois plans d'élévation (frontale, scapulaire, et sagittale), que les muscles *trapezius pars descendens* et *serratus anterior* augmentaient significativement leur activité au fur et à mesure de l'élévation de l'humérus. Cette augmentation de l'activité de ces muscles apparaît également avec l'augmentation d'une

charge sur le membre supérieur (Pascoal *et al.*, 2002). L'analyse des activités EMG ces deux muscles montre que le muscle *serratus anterior* puis le *trapezius* sont activés moins d'un dixième de seconde après l'initiation de l'élévation humérale afin de compenser l'action du *deltoideus* (Wickham *et al.*, 2009), que leur pic d'intensité intervient après 90° d'élévation humérale (Wickham *et al.*, 2009), et que l'activation du *serratus anterior* est plus importante que celle du *trapezius* (Yoshizaki *et al.*, 2009). Egalement, il a été démontré qu'une faiblesse des muscles mobilisateurs de la scapula pouvait être une des causes d'instabilité de l'articulation gléno-humérale, du fait d'une diminution de force de protraction de la scapula (Cools A.M. *et al.*, 2004 ; 2005 ; Matias & Pascoal, 2006). Une scapula ne pouvant pas se déplacer à plat avec l'humérus pendant la phase d'élévation humérale peut augmenter les forces de cisaillement au sein de l'articulation gléno-humérale et rendre aléatoire la stabilité de l'épaule. Le muscle *pectoralis minor* abaisse l'articulation gléno-humérale, en tirant la scapula vers le bas et médialement en direction du thorax, et bascule l'angle inférieur de la scapula en arrière. Lors de l'abduction du bras, le pic EMG du muscle *pectoralis minor* intervient aux environs de 160° d'élévation humérale, avec une activité équivalente à 20% de la contraction maximale volontaire (MVC) (Wickham *et al.*, 2009).

Lors de l'abduction humérale, le muscle *rhomboideus minor* est actif et non le muscle *rhomboideus major*. Son activité sert à équilibrer celle de la partie supérieure du *serratus anterior*. Durant la flexion, les muscles *rhomboidei* ne sont pas actifs. Le muscle *levator scapulae* est actif jusqu'à 150° d'abduction et seulement jusqu'à 30° de flexion humérale. Les forces exercées par le *levator scapulae* engendrent de faibles moments de force pendant les mouvements de flexion humérale (van der Helm, 1994a).

II.2.3. Saut à la perche et les muscles de l'épaule

La sollicitation des muscles de l'épaule et du membre supérieur au saut à la perche est manifeste, mais ne fait l'objet que de très peu d'information au sein de la littérature. Dans son ouvrage, *Anatomie fonctionnelle du sportif*,¹ Jürgen Weineck propose un découpage du saut à la perche par phases, avec une description des principaux muscles sollicités pour chaque phase. La phase d'impulsion, de double pendule et renversement, d'extension et rotation, et de franchissement de la barre et lâcher de la perche décomposent le saut :

¹ Weineck, J. (1985). *Anatomie fonctionnelle du sportif*. Masson : Paris. pp : 154-155.

- ✓ Lors de la phase d'impulsion, le muscle *triceps brachii* est sollicité pour le bras de la prise inférieure. Pour le bras de la prise supérieure, le muscle *pectoralis major* est sollicité, ainsi que tous les muscles fléchisseurs de l'humérus et également les muscles fléchisseurs du coude.
- ✓ Lors de la phase de double pendule et de renversement, les muscles extenseurs de l'humérus sont activés pour rapprocher le tronc des bras.
- ✓ Lors de la phase d'extension et de rotation, les muscles du bras de la prise inférieure sont activés afin de rapprocher le corps du perchiste de la perche. Les muscles *biceps brachii* et *brachialis* sont activés. Le bras de la prise inférieure commence son extension alors que le bras de la prise supérieure se fléchit.
- ✓ Lors de la phase de franchissement de la barre et du lâcher de perche, les bras se dégagent de la perche par un mouvement d'extension du coude et par la sollicitation des muscles *triceps brachii*.

La sollicitation des muscles est ici décrite en fonction du mouvement effectué par les membres supérieurs au cours du saut à la perche. Cependant il n'y a aucune indication quant à la chronologie précise des activations musculaires et à la quantité d'activation musculaire. Egalement, la méthode de mesure n'est pas renseignée pour justifier ces recrutements musculaires. Ainsi, il convient de rester vigilant quant à l'exactitude des muscles concernés, même si cette description s'appuie sur l'anatomie fonctionnelle des différents muscles (Weineck, 1985).

II.3. Synthèse

Les informations relatives au complexe articulaire de l'épaule, nous ont permis d'appréhender le fonctionnement *in vivo* des structures osseuses, articulaires et musculaires lors du mouvement. Il apparaît que l'étude de l'épaule ne peut se résumer à une seule articulation dans le cadre d'activité physique à élévation humérale. Les mouvements du bras nécessite la mobilisation du complexe articulaire de l'épaule dans son ensemble et entraîne des synergies musculaires permettant à la fois la mobilité segmentaire et la stabilité articulaire. Cette double contrainte rend délicate la définition des actions de chaque muscle, car celles-ci sont spécifiques aux mouvements effectués. Ces mouvements peuvent entraîner

des changements de bras de levier musculaires et des forces externes auxquelles vont réagir les différents muscles et structures ostéo-articulaires. Dans ce chapitre, les mouvements de base de l'humérus ont été présentés. Or, les activités physiques et sportives à élévation humérale correspondent à des mouvements complexes entraînant une combinaison de plusieurs mouvements de base. Par exemple, l'élévation du bras de la prise supérieure sur la perche est la combinaison d'une abduction, d'une rotation latérale et d'une hyper-flexion de l'humérus au moment du planter de perche. Cette complexité inhérente aux mouvements sportifs impose une difficulté supplémentaire à la détermination des actions musculaires des membres supérieurs. Le saut à la perche implique une sollicitation prononcée des muscles des membres supérieurs avec un large champ de mouvements huméraux. Dans ce cadre, cette activité physique et sportive correspond à un cas d'étude privilégié dans l'analyse des coordinations musculaires lors d'élévation humérale complexe, extrême, et sous la contrainte de force externe sans aucune mesure à celles rencontrées dans la vie quotidienne.

CHAPITRE III : METHODOLOGIE GENERALE ET PROBLEMATIQUE

III.1. LES DISPOSITIFS EXPERIMENTAUX AU SAUT A LA PERCHE.....	- 61 -
III.1.1. La capture du mouvement	- 61 -
III.1.2. Les tables inertielles	- 66 -
III.2. L'ELECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE	- 69 -
III.2.1. Les traitements du signal EMG dans le domaine fréquentiel.....	- 71 -
III.2.2. Les traitements du signal EMG dans le domaine temporel	- 75 -
III.2.3. Les traitements du signal EMG non linéaires.....	- 78 -
III.2.3.1. <i>L'analyse quantitative dérivée des diagrammes de récurrence.....</i>	- 78 -
III.2.3.2. <i>La transformation en ondelettes du signal EMG.....</i>	- 80 -
III.2.4. EMG du complexe articulaire de l'épaule.....	- 90 -
III.3. ETUDE COMPARATIVE : INFLUENCE DE LA FONCTION D'ECHELLE SUR LA TRANSFORMATION EN ONDELETTES DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE DE SURFACE..	- 93 -
III.3.1. Introduction	- 94 -
III.3.2. Matériels & Méthodes	- 95 -
III.3.2.1. <i>Population.....</i>	- 95 -
III.3.2.2. <i>Procédure.....</i>	- 96 -
III.3.2.3. <i>Electromyographie.....</i>	- 96 -
III.3.2.4. <i>Traitement des données EMG.....</i>	- 96 -
III.3.2.5. <i>Statistiques.....</i>	- 99 -
III.3.3. Résultats.....	- 99 -
III.3.4. Discussion.....	- 101 -
III.3.5. Conclusion.....	- 103 -
III.4. BILAN ET PROBLEMATIQUE DE LA THESE.....	- 105 -

III.1. Les dispositifs expérimentaux au saut à la perche

L'activité du saut à la perche correspond à la réalisation de tâches motrices complexes dans un environnement particulier, auquel vient s'ajouter une dimension psychologique non négligeable du fait de la nature à risque de l'activité. En conséquence, les dispositifs expérimentaux doivent respecter une double contrainte : Permettre l'enregistrement des variables définies par l'objectif de l'étude dans un cadre précis et répétitif, *e.g.* le contrôle du placement des appareils de mesure, des conditions d'éclairages, des conditions climatiques, etc. et permettre la pratique de l'activité au plus proche de la situation référence, à savoir l'activité dans le cadre compétitif. Un changement majeur dans l'environnement de l'activité (électromyographie invasive, conditions de laboratoire trop contraignantes, ...) engendrerait des modifications qui pourraient dénaturer l'exécution motrice de la tâche à accomplir, empêchant alors la mesure de l'activité initiale. Plusieurs études sur le saut à la perche (Barlow, 1973 ; Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Morlier & Cid, 1996 ; Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2006 ; Schade & Brüggemann, 2006 ; Morlier & Mesnard, 2007) ont employé des dispositifs expérimentaux permettant l'acquisition des données cinématiques et cinétiques du perchiste lors d'un saut sans pour autant dénaturer l'activité à proprement dite.

III.1.1. La capture du mouvement

Une des méthodes d'analyse du mouvement très largement utilisée correspond à la capture d'un corps en mouvement au moyen de plusieurs caméras synchronisées et à grande vitesse. Cette technique consiste en l'utilisation de marqueurs passifs placés sur des points définis du corps. Il n'existe pas de normes précises quant au nombre de caméras à utiliser, puisque celui-ci varie également en fonction du mouvement à capturer. Pour l'enregistrement tridimensionnel (3D) d'un saut à la perche, quatre caméras permettent une capture complète du mouvement et de l'ensemble des marqueurs corporels (Schade *et al.*, 2000 ; 2004b ; 2006 ; Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade & Brüggemann, 2006 ; Morlier & Mesnard, 2007). L'influence du type de capture du mouvement (3D vs 2D) sur le calcul de l'énergie du perchiste a été déterminée (Schade *et al.*, 2000). L'énergie du perchiste fut calculée de deux manières : A partir de la somme de l'énergie cinétique avec l'énergie potentielle du CG du perchiste (E_{CG}) ou à partir de la somme de l'énergie cinétique avec l'énergie potentielle et l'énergie de gesticulation de l'ensemble des segments du perchiste (E_{totale}). Les résultats montrent des différences d'énergie du perchiste inférieures à 1% pour les comparaisons 3D vs

2D aussi bien pour E_{CG} que pour E_{totale} , alors que les comparaisons E_{CG} vs E_{totale} montrent des différences inférieures à 5% aussi bien en 3D qu'en 2D. La différence d'énergie du perchiste entre la méthode de calcul la plus précise (3D- E_{totale}) et la méthode la plus économique (2D- E_{CG}) est également inférieure à 5%. Pour l'ensemble des comparaisons, les différences sont significatives avec des valeurs inférieures pour l'énergie du perchiste lorsque la capture est effectuée en 2D plutôt qu'en 3D ou lorsque le calcul de l'énergie du perchiste s'appuie sur le CG plutôt que sur l'ensemble des segments. Les auteurs soulignent que la procédure 2D a tendance à sous-estimer l'énergie du perchiste par rapport à la procédure 3D, car les mouvements latéraux plus importants à la fin du saut qu'à l'impulsion ne sont pas pris en compte (Schade *et al.*, 2000). Cependant, ils affirment également que cette différence inférieure à 1%, même si elle est significative, est négligeable. De plus, il apparaît que les courbes représentant l'évolution de l'énergie du perchiste au cours du saut sont similaires parmi les quatre procédures de capture du mouvement présentées ci-dessus. Par conséquent, une capture du mouvement en 2D au saut à la perche est acceptable dans le cadre (i) du calcul de l'énergie du perchiste et (ii) d'une analyse énergétique en complément d'autres mesures telles que l'électromyographie ou l'enregistrement des forces au cours d'un saut.

La capture du mouvement peut s'effectuer à partir de dispositifs optoélectroniques (VICON[®], Motion Analysis[®]) composés de plusieurs caméras utilisant un spectre infrarouge, synchronisées et connectées à un ordinateur. Les marqueurs correspondent à des mires réfléchissantes posées sur le corps en des points définis. L'ensemble des caméras étant connectées et synchronisées, l'ordinateur peut ainsi reconstruire en temps réel les coordonnées de l'ensemble des mires. Le déplacement des mires peut être enregistré avec une fréquence d'échantillonnage allant de 50 à 400 Hz. L'avantage de ce type de dispositif est l'automatisation de la reconstruction des coordonnées des mires et surtout une grande précision de la mesure. En effet, ces dispositifs admettent une erreur de $\pm 0,1$ cm sur la reconstruction du déplacement d'une mire. Une alternative à ces dispositifs optoélectroniques, du fait de son coût d'achat élevé, peut correspondre à la vidéographie. La vidéographie est une solution à la capture du mouvement et correspond à l'utilisation de caméscopes vidéos synchronisés et assistés de logiciels (APAS[®], SIMI motion[®]) permettant la numérisation des marqueurs afin de reconstruire leurs coordonnées dans un repère orthonormé. Cette méthode d'analyse du mouvement est employée dans le cadre de cette thèse, en s'appuyant sur un dispositif permettant l'acquisition des données 2D des marqueurs du perchiste.

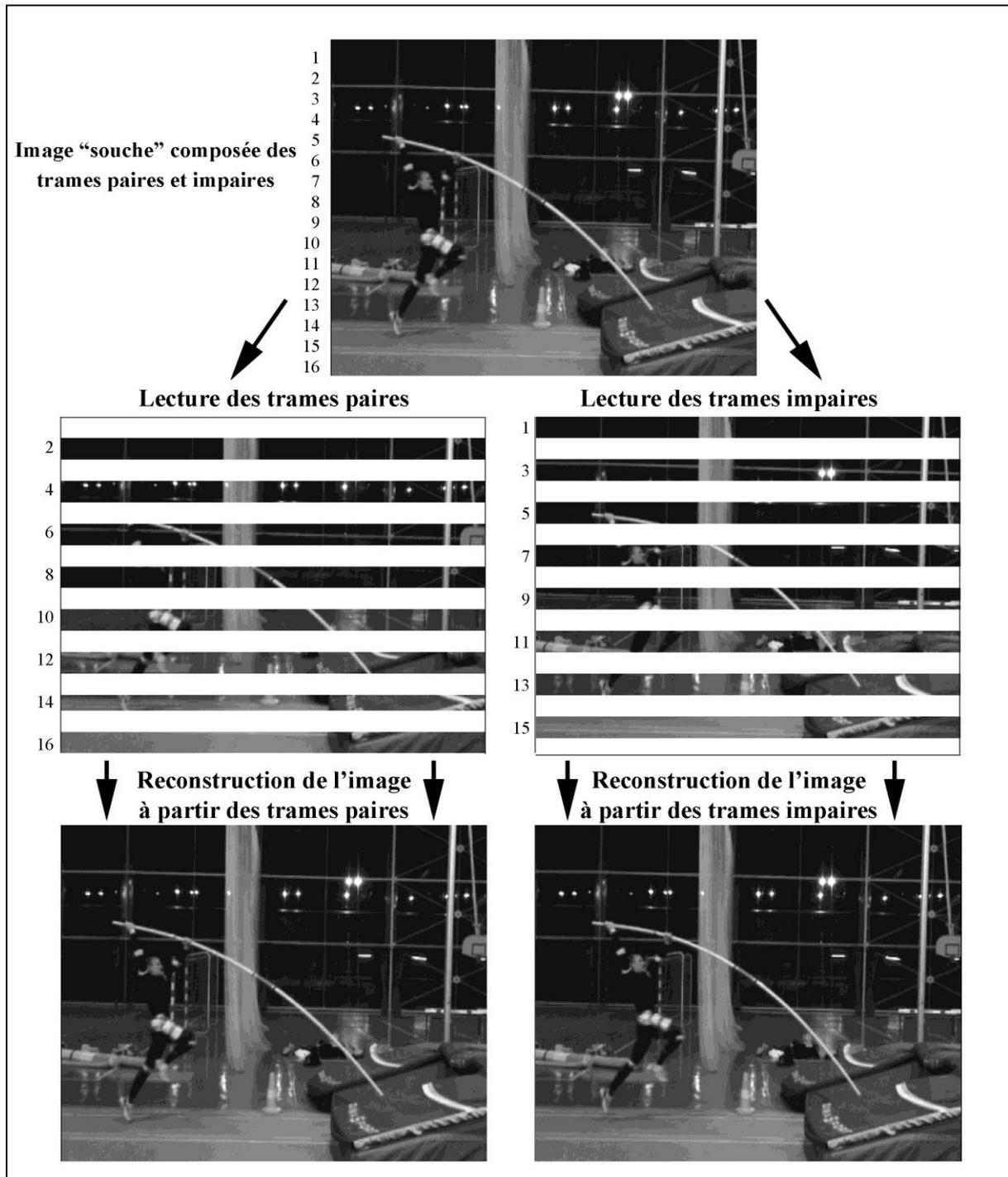


Figure III-1 : Découplage de l'image vidéo "souche" permettant de doubler la fréquence d'échantillonnage. Illustration adaptée de Slawinski (2003).

La vidéographie implique certaines contraintes quant à l'obtention d'images de qualité suffisante pour le traitement post-expérimentation, telles que la fréquence d'échantillonnage, la vitesse d'obturation, le champ couverture, et les conditions de lumière. Au sein de la littérature sur l'analyse du mouvement au saut à la perche, une fréquence d'échantillonnage

de 50 Hz a été utilisée (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Morlier & Mesnard, 2007). Pour notre thèse, la fréquence d'échantillonnage des caméscopes est de 25 Hz, ce qui permet d'obtenir 50 images par seconde du fait du découplage de l'image vidéo par trames paires et impaires (Slawinski, 2003). Chaque image « souche » enregistrée à 25 Hz est composée de trames paires et impaires, qui vont permettre de reconstruire deux images. Ce procédé permet alors d'obtenir une fréquence d'échantillonnage double, à savoir 50 Hz. La largeur de chaque trame correspond à un pixel (Figure III-1). Si la vidéographie à l'avantage de pouvoir reconstruire le mouvement directement à partir des images enregistrées, facilitant ainsi la reconnaissance des marqueurs pour l'expérimentateur, cette méthode d'analyse du mouvement possède une précision de mesure nettement inférieure à celle des dispositifs optoélectroniques. En effet, l'image vidéo provenant du caméscope couvre un certain champ de vision et la qualité de cette image est dépendante de la résolution du caméscope. Le dispositif utilisé pour ce document s'appuie sur deux caméscopes où chacun d'entre eux possède une résolution de 720×576 pixels et couvre un champ de vision d'environ 6,70×5,80 m², entraînant une précision moyenne de 0,01 m/pixel, qui associée à l'erreur liée au pointage des différents marqueurs aboutit à une précision de la capture du mouvement de ± 0,02 m en horizontal et en vertical.

La précision liée au pointage des marqueurs par l'expérimentateur a été calculée à partir de la procédure suivante :

- ✓ Une cage de calibration de 4×4 m², comprenant quatre carrés de 2×2 m² et des marqueurs espacés de 1 m a été filmée par les deux caméscopes ;
- ✓ Pour chaque caméscope, 8 marqueurs formant un des carrés de la cage de calibration ont été reconstruits à partir du logiciel de capture du mouvement SIMI motion[®] (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, Allemagne) ;
- ✓ Quatre distances de 1 m ont donc été reconstruites selon l'axe vertical et selon l'axe horizontal ;
- ✓ Le nombre de pixels pour chaque distance a été comptabilisé ;
- ✓ La différence entre le nombre maximal de pixels comptabilisés et le nombre minimal de pixels a été calculée ;

- ✓ Cette différence de pixels est donc représentative de l'erreur liée au pointage et lorsqu'elle est multipliée à la résolution de l'image (1 pixel égal à 0,01 m) aboutit à une erreur totale de $\pm 0,02$ m en horizontal et en vertical.

La couverture du saut à la perche complet nécessite de diviser le mouvement en deux zones, comme le préconise l'étude de Schade *et al.* (2000), afin d'obtenir un champ de vision convenable pour chaque caméra. De ce fait, le premier caméra couvre une zone entre l'avant-dernier appui au sol et la flexion maximale de la perche, alors que le deuxième caméra est dédié à la couverture d'une zone entre flexion maximale de la perche et le franchissement de la barre (Figure III-2). Les caméras sont placées à 6 m du couloir de la zone d'élan et filment le saut dans le plan sagittal.

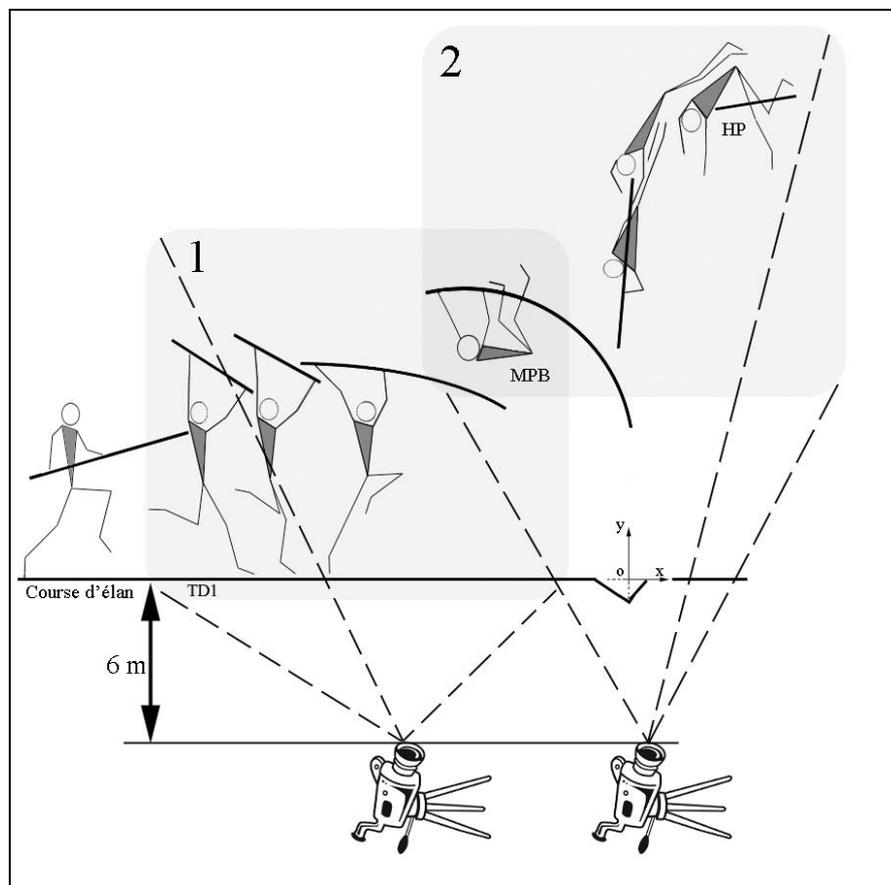


Figure III-2: Positions et champs de caméras afin de filmer le saut à la perche dans son intégralité. TD1 : avant dernier appui ; MPB : flexion maximale de la perche ; HP : hauteur maximale du CG du perchiste.

Chaque caméra enregistre les coordonnées bidimensionnelles (2D) des marqueurs filmés. Afin de calculer les coordonnées de chaque marqueur à partir des vidéos des deux

caméscopes, la synchronisation est effectuée par un flash situé dans le champ de vision des caméscopes et un référentiel commun est fixé pour définir l'origine du référentiel, l'axe horizontal, et l'axe vertical. Une cage de 4x4 m² a permis la calibration spatiale des deux caméscopes en respectant un référentiel commun ayant une origine (O) au niveau du sol située au-dessus du point le plus profond du butoir et au milieu du couloir de la course d'élan. L'axe x est défini par l'axe horizontal dans le plan principal du mouvement alors que l'axe y correspond à l'axe vertical (Figure III-2).

Finalement, lorsque la capture du mouvement est complète, elle permet une analyse cinématique et dynamique du mouvement tels que le calcul des vitesses et accélérations segmentaires et/ou du centre de gravité, le calcul des angles inter-segmentaires ou encore le calcul de l'énergie mécanique du corps au cours du mouvement.

III.1.2. Les tables inertielles

Modéliser le corps humain en un ensemble de segments rigides permet de capturer les mouvements de ces différents segments, mais a aussi pour intérêt de déterminer la position du centre de masse du corps humain pendant le mouvement. Des tables anthropométriques issues généralement d'études cadavériques (Dempster, 1955 ; Clauser *et al.*, 1969) ou par imagerie aux rayons gamma (Zatsiorsky & Seluyanov, 1983 ; de Leva, 1996) renseignent sur les caractéristiques inertielles des différents segments, permettant ainsi le calcul de la position du centre de gravité. Concernant les études *post-mortem*, le corps humain est divisé en 18 segments qui ont été chacun immergés et pesés, déterminant ainsi le volume et la masse des différents segments corporels. Chacune de ces tables proposent des équations de régressions permettant de définir les paramètres inertiels de chaque segment. La table anthropométrique proposée par l'étude de Zatsiorsky & Seluyanov (1983) est issue d'une analyse par imagerie d'un échantillon de 100 étudiants et fournit les équations de régression donnant la valeur de ces caractéristiques en fonction de la masse et de la taille des individus. Plus récemment, de Leva (1996) proposa un ajustement des tables de Zatsiorsky & Seluyanov (1983) et valida les résultats obtenus sur des jeunes athlètes. Ces tables font en outre la différence entre des athlètes masculins et féminins et ont permis une amélioration sur les résultats obtenus par rapport aux données de Dempster (1955).

Ainsi, ces tables anthropométriques renseignent les paramètres suivants (Tableau III-1). Les proportions indiquées correspondent à un individu homme mesurant 1,74m et d'une masse de 73 kg :

- ✓ La longueur longitudinale l_i du segment i (en mm) ;
- ✓ La position p_i du centre de gravité (CG) du segment i par rapport à l'articulation proximale et en fonction de la longueur respective du segment (en mm) ;
- ✓ La proportion de masse m_i du segment i en fonction de la masse du sportif M (en kg) ;
- ✓ La position du rayon de giration r_i dans les axes sagittal, transverse et longitudinal, en fonction de la longueur respective du segment i (en mm).

La position tridimensionnelle du CG de chaque segment, situé par un point intermédiaire entre l'extrémité proximale et distale du segment, peut alors être calculée selon l'expression suivante (Dapena, 1978) :

$$\overrightarrow{OG_i} = (1 - p_i)\overrightarrow{OP_i} + p_i\overrightarrow{OD_i} \quad \text{(III-1)}$$

Où G_i est la coordonnée du CG du segment i ; P_i et D_i sont respectivement les coordonnées de l'extrémité proximale et distale du segment i .

Tableau III-1 : Exemple de table anthropométrique (de Leva, 1996).

Segments	l_i (mm)	p_i (% L)	m_i (% M)	r_i sagittal (% L)	r_i transverse (% L)	r_i longitudinal (% L)
Tête	203,3	59,76	6,94	36,2	37,6	31,2
Tronc	531,9	44,86	43,46	37,2	34,7	19,1
Partie supérieure du tronc	170,7	29,99	15,96	71,6	45,4	65,9
Partie médiane du tronc	215,5	45,02	16,33	48,2	38,3	46,8
Partie inférieure du tronc	145,7	61,15	11,17	61,5	55,1	58,7
Bras	281,7	57,72	2,71	28,5	26,9	15,8
Avant bras	268,9	45,74	1,62	27,6	26,5	12,1
Main	86,2	79,00	0,61	62,8	51,3	40,1
Cuisse	422,2	40,95	14,16	32,9	32,9	14,9
Jambe	434,0	44,59	4,33	25,5	24,9	10,3
Pied	258,1	44,15	1,37	25,7	24,5	12,4

La détermination du CG du corps entier s'effectue par la somme des différents CG des segments. Afin de calculer le CG du corps humain, il est nécessaire de connaître la position des différents segments corporels dans l'espace. D'où la nécessité de connaître les paramètres cinématiques de ces segments par la capture du mouvement. Le calcul de la position du CG du corps suit l'équation suivante :

$$\overrightarrow{OG} = \left[\sum_{i=1}^{14} m_i M \overrightarrow{OG_i} \right] \cdot \frac{1}{M} \quad (\text{III-2})$$

Où G^* correspond aux coordonnées du CG du corps entier, pour un modèle constitué de 14 segments (Dapena, 1978).

Dans le cadre de l'analyse du mouvement au saut à la perche, plusieurs modèles de corps poly-articulés ont été utilisés. La première étude tridimensionnelle du saut à la perche

(Nicklass, 1987) a été effectuée en utilisant un modèle à 11 solides rigides (tête, tronc, avant-bras, bras, cuisses et jambes). Dans sa thèse, Vaslin (1993) utilisa un perchiste modélisé en 7 segments rigides, alors que Durey & Journeaux (1995) adaptèrent le modèle à 3 segments (bras ; combinaison tête-tronc ; jambes) de Hubbard (1980a) en trois dimensions. Des études plus récentes (Morlier & Cid, 1996 ; Schade *et al.*, 1998 ; 2000 ; 2004a ; 2004b ; 2006 ; Arampatzis *et al.*, 1999 ; 2004 ; Schade, 2006 ; Schade & Brüggemann, 2006 ; Morlier & Mesnard, 2007), ont numérisé les points suivants :

- ✓ pour chaque membre inférieur : le bout du pied, le talon, la cheville, le genou et l'articulation de la hanche ;
- ✓ pour chaque membre supérieur : le poignet, le coude et l'épaule ;
- ✓ pour la tête : la vertèbre C7 et le milieu de la tête (ou le sommet du crâne).

Ce modèle de corps poly-articulés a notamment permis le calcul des différentes variables mécaniques du perchiste au cours d'un saut (présentées dans le chapitre I), telles que la vitesse du CG, l'énergie mécanique du perchiste (soit à partir du CG, soit en tenant compte des vitesses, positions et rotations de l'ensemble des segments), les forces et moments de forces appliquées sur la perche ainsi que les moments cinétiques.

III.2. L'électromyographie de surface

L'électromyographie (EMG) de surface est une méthode d'analyse largement utilisée dans les sciences du vivant et les sciences du sport. Elle permet d'accéder relativement facilement aux processus physiologiques à la base de la production de force musculaire, du mouvement et d'un nombre incalculable de fonction qui nous permettent d'interagir avec le monde environnant. Cependant, cet outil de mesure nécessite l'adoption de précautions aussi bien dans la technique d'acquisition du signal que dans l'interprétation et l'exploitation des résultats. En effet, le signal EMG initial est le produit de plusieurs facteurs physiologiques, anatomiques et techniques pouvant affecter l'enregistrement de la force produite par un muscle. La revue de littérature de De Luca (1997) classe ces facteurs en trois catégories : les facteurs de causalités, intermédiaires et déterminants. Les facteurs de causalités peuvent être classés en deux groupes : extrinsèques et intrinsèques. Les facteurs de causalités extrinsèques sont ceux associés à la structure de l'électrode et à son placement sur la peau (Figure III-3), alors que les facteurs de causalités intrinsèques correspondent aux caractéristiques

physiologiques, anatomiques et biomécaniques du muscle, *i.e.* le nombre d'unités motrices activées à n'importe quel moment de la contraction, le type de fibre composant le muscle, le diamètre des fibres musculaires, la profondeur et la localisation des fibres par rapport à l'électrode, la quantité de tissu adipeux et cutanés entre les fibre et l'électrode.

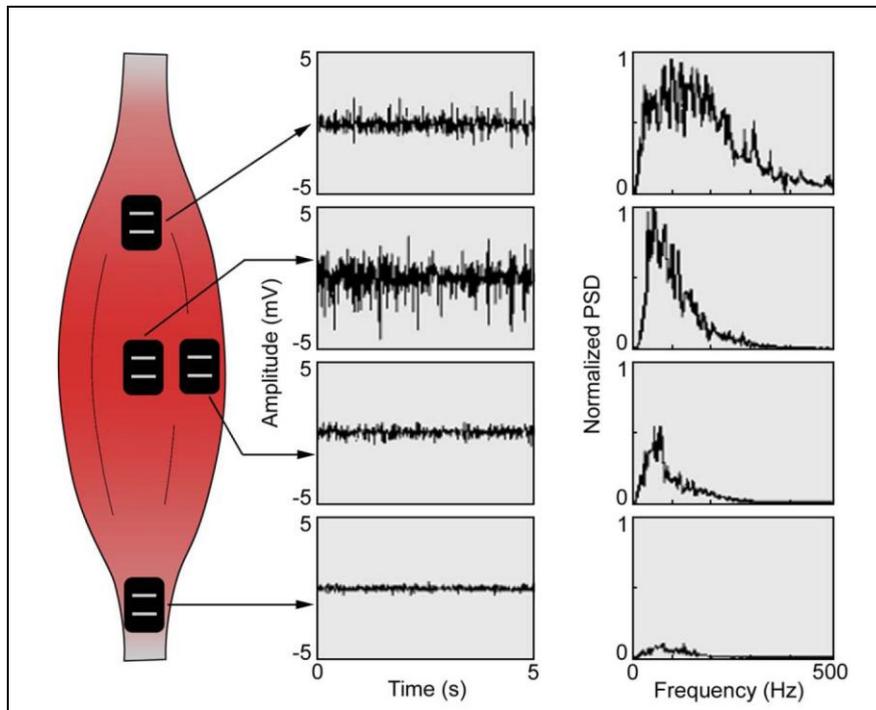


Figure III-3 : L'amplitude et le spectre de fréquences du signal EMG est affecté par l'emplacement de l'électrode par rapport à la zone d'innervation (électrode du haut), à la jonction myotendineuse (électrode du bas) et la partie latérale du muscle (électrode de droite). L'emplacement idéal est au milieu du corps musculaire entre la zone d'innervation la plus proche et la jonction myotendineuse. A cet endroit, la meilleure amplitude du signal EMG est détectée. D'après De Luca (1997).

Les facteurs intermédiaires représentent les phénomènes physiques et physiologiques qui sont influencés par un ou plusieurs facteurs de causalités et en revanche influencent les facteurs déterminants. Ces facteurs peuvent correspondre à la superposition de plusieurs potentiels d'action lors de la détection du signal EMG, aux interférences issues de muscles alentours, à la vitesse de conduction des potentiels d'action et à l'effet du filtre spatial lié à la position de l'électrode par rapport aux fibres musculaires activées. Quant aux facteurs déterminants, ils ont un effet direct sur l'information du signal EMG tels que le nombre d'unités motrices activées, le nombre d'unités motrices détectées, l'interaction mécanique

entre les fibres, ainsi que l'amplitude, la durée et la forme des potentiels d'action des unités motrices.

L'EMG est un outil prisé en ergonomie et est utilisé dans la compréhension des affections des muscles en fonction des positions de travail, des activités, de l'étendu de l'espace de travail et des outils utilisés. Par extension, l'EMG est largement utilisé dans l'étude des activations musculaires au cours de la pratique sportive afin d'étudier les coordinations musculaires (co-activation, muscle agoniste et muscle antagoniste) et d'appréhender la fonction musculaire pour un mouvement particulier. Cependant, les procédures EMG relèvent d'une démarche majoritairement qualitative, pour répondre à la question fondamentale : « *Qu'est-ce que fait le muscle ?* » (Konrad, 2005). En effet, les enregistrements EMG permettent uniquement l'acquisition d'un signal électrique généré par la contraction musculaire et ne mesurent en aucun cas une quelconque force musculaire. Tout « *l'art* » des analyses EMG réside donc dans l'interprétation du signal, en fonction de son traitement (filtrage, transformation) et du mouvement associé. Les possibilités d'analyser le signal EMG sont multiples et peuvent s'appliquer dans le domaine fréquentiel, dans le domaine temporel, ainsi que la combinaison des deux.

III.2.1. Les traitements du signal EMG dans le domaine fréquentiel

Le signal EMG correspond à la somme des potentiels d'actions des unités motrices recrutées. Le recrutement des ces unités motrices peut s'effectuer indépendamment du temps. Ainsi, le signal EMG peut se définir comme une série temporelle dont la variabilité est indépendante du temps : le signal est dit non stationnaire. Parce qu'une unité motrice est composée de plusieurs fibres musculaires, les électrodes enregistrent les amplitudes électriques des différentes fibres musculaires innervées au sein de l'unité motrice, en fonction de leur distance avec les électrodes. La somme des potentiels d'action de chaque fibre musculaire résulte en un Potentiel d'Action d'Unité Motrice (MUAP) tri-phasique, variant en taille et en forme selon l'orientation géométrique des fibres par rapport à l'emplacement des électrodes (Basmajian & De Luca, 1985). Il en résulte une superposition électrique des MUAPs issus de l'ensemble des unités motrices actives détectées par les électrodes de surface. Ce signal final bipolaire, avec une distribution symétrique d'amplitudes positives et négatives, est sous l'influence de deux facteurs : (i) le nombre de MUAPs recrutées et (ii) leur fréquence de recrutement propre (Figure III-4). Ces deux facteurs correspondent aux

stratégies principales du contrôle de la contraction et de la production de force musculaire (Kumar & Mital, 1996).

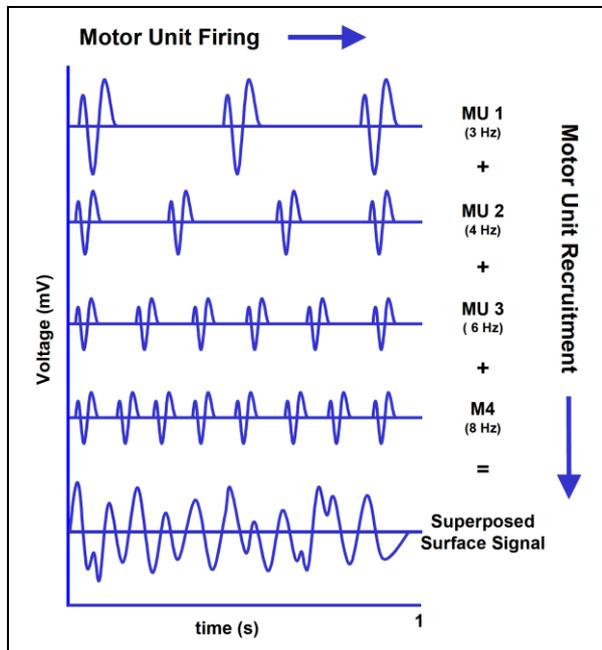


Figure III-4 : Simulation d'un signal enregistré par les électrodes sous l'influence de 4 unités motrices ayant chacune une fréquence de recrutement propre. D'après Konrad (2005).

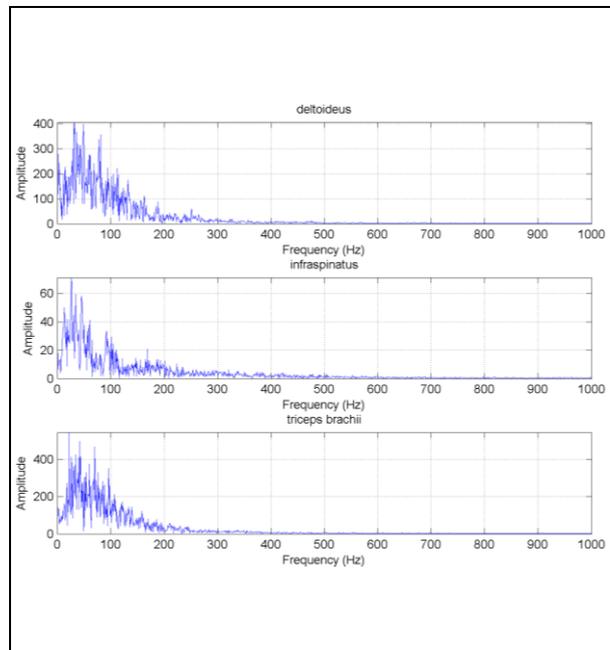


Figure III-5 : Spectre de puissance fréquentielle total pour les trois muscles de l'épaule au cours d'une attaque en flèche en escrime. La plus grande puissance du signal apparaît entre 25 et 100 Hz pour les trois muscles.

Le traitement du signal dans le domaine fréquentiel a pour but d'estimer les différentes fréquences existantes au sein de ce signal final. Le procédé d'analyse dans le domaine fréquentiel le plus utilisé est la Transformation Rapide de Fourier (FFT, de l'anglais *Fast Fourier Transformation*). L'algorithme FFT peut être décrit comme la décomposition du signal EMG par les différentes composantes sinusoïdales sous-jacentes (Cooley & Tukey, 1965). La composante sinusoïdale la plus importante du signal EMG pour ainsi être détectée par l'algorithme FFT, indiquant que le signal EMG est le plus puissant au niveau de la fréquence propre à la composante sinusoïdale majeure (Konrad, 2005). Lorsque l'analyse des puissances fréquentielles pour un signal EMG est effectuée en continu le long d'une échelle de fréquence, un graphique de distribution fréquentielle ou spectre de puissance fréquentielle total est créé (Figure III-5).

Le spectre de puissance fréquentielle total permet également le calcul de paramètres fréquentiels tels que la puissance maximale (le pic de la courbe du spectre), la fréquence moyenne (moyenne de la courbe du spectre), la puissance totale (intégrale pour calculer l'aire sous la courbe du spectre) et la fréquence médiane (qui divise la puissance totale en deux aires identiques). Ces paramètres sont autant d'éléments permettant de décrire le signal EMG dans le domaine fréquentiel. L'utilisation de la fréquence médiane est préférée à celle de la fréquence moyenne, car moins assujettie aux effets du bruit lié à l'enregistrement, moins sensible à l'effet d'aliasing¹ et plus sensible aux processus biomécaniques et physiologiques intervenant lors de la contraction musculaire, *e.g.* la fréquence médiane comme indice de la fatigue musculaire (De Luca, 1997 ; Potvin & Bent, 1997 ; Maïsetti *et al.*, 2002 ; Bilodeau *et al.*, 2003 ; Minning *et al.*, 2007 ; Boyas *et al.*, 2009 ; Cifrek *et al.*, 2009 ; Nordez *et al.*, 2009). Également, la fréquence médiane du spectre EMG correspond à une donnée fiable et significativement reproductible entre deux tests de contraction musculaire maximale avec incrémentation de la force, séparés par un intervalle d'une semaine (Kellis & Katis, 2008). Ce caractère reproductible pour ce type de protocole permet d'envisager une modélisation de l'activité musculaire et ainsi détecter des dysfonctionnements musculaires et ainsi prévenir de blessures musculo-squelettiques.

Le signal EMG enregistré par les électrodes étant la somme des différents MUAPs détectés, l'analyse du signal EMG de surface dans le domaine fréquentiel peut avoir également pour but d'estimer le mode de recrutement intramusculaire. En effet, les modifications spectrales peuvent être le reflet du niveau d'activation musculaire, de la vitesse de conduction des potentiels d'action ou encore du recrutement et de la synchronisation des unités motrices. Par exemple, les personnes atteintes de broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO) ont un spectre EMG du muscle *vastus lateralis* avec une fréquence médiane supérieure et un déclin de fréquence prématuré par rapport à un groupe contrôle lors d'un test d'effort à incrémentation (Gosselin *et al.*, 2003). En accord avec une proportion

¹ Théorème de Shannon–Nyquist : Échantillonner un signal, *i.e.* convertir un signal analogique en un signal digital, induit l'apparition de signaux parasites. Si la fréquence d'échantillonnage est trop basse (inférieure à la moitié de la fréquence maximale contenue dans le signal analogique), il va y avoir superposition au signal de base des fréquences parasites créées par la numérisation. Pour éviter l'aliasing, la fréquence d'échantillonnage du convertisseur analogique/numérique doit être supérieure à deux fois la fréquence maximale contenue dans le signal analogique. Il est recommandé une fréquence d'échantillonnage d'au moins 1000-1500 Hz pour les études EMG (recommandations SENIAM), alors qu'une fréquence de 2500 Hz est régulièrement utilisée pour l'analyse de gestes sportifs.

supérieure de fibres musculaires de type II (Satta *et al.*, 1997) chez les personnes atteintes de BPCO, ces variations spectrales peuvent expliquer une apparition de la fatigue musculaire prématurée liée à l'exercice. Cependant, cette analyse fréquentielle fait actuellement l'objet d'un débat quant au lien entre les variations spectrales et le recrutement d'unités motrices. D'ailleurs la publication récente « Point – Counterpoint » (Farina, 2008 ; von Tscharnner & Nigg, 2008) est relativement symptomatique des courants de pensée qui s'opposent. D'une part, l'hypothèse d'un lien entre les propriétés fréquentielles du signal EMG de surface et le recrutement d'unité motrice est validée. D'autre part, elle est réfutée, du moins discutée. Le premier courant de pensée s'appuie sur une série d'articles et d'expérimentations pour démontrer que le spectre fréquentiel est dépendant de la tâche à accomplir par le muscle. L'ensemble des fibres musculaires n'est pas sollicité pour une même tâche, mais des fibres musculaires sont spécifiques à certaines tâches. Ainsi, lors d'un mouvement complexe, les différentes fibres musculaires peuvent être sollicitées sous différentes contraintes et selon différents objectifs. Lors de la course à pieds à $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, les muscles *gastrocnemius medialis* et *tibialis anterior* présentent des tracés EMG impliquant des changements de fréquences significatifs pré- et post-contact au sol du pied (von Tscharnner & Goepfert, 2003 ; 2006 ; von Tscharnner *et al.*, 2003). Selon les différentes phases de la course, ces muscles ont des tâches spécifiques à effectuer, ce qui entraîne le recrutement de groupes d'unités motrices soit à composante rapide, soit à composante lente. Ces groupes d'unités motrices rapides (ou lentes) entraînent une augmentation de la puissance du signal EMG au sein des hautes (ou basses) fréquences (Wakeling & Rozitis, 2004). De plus, il a été déterminé que les fibres musculaires rapides (« fast twitch ») impliquaient une fréquence élevée du spectre fréquentiel du signal EMG et que les fibres musculaires lentes (« slow twitch ») impliquaient une fréquence faible du spectre fréquentiel, indépendamment du diamètre de la fibre musculaire (Wakeling *et al.*, 2002 ; Wakeling & Syme, 2002 ; Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Ce résultat a permis aux auteurs (von Tscharnner & Nigg, 2008) de faire le lien entre les groupes d'unités motrices à haute (ou basse) fréquence avec les fibres musculaires à contraction rapide (ou lente). Et c'est particulièrement ce lien entre l'aspect physiologique des fibres musculaires et les changements du spectre de fréquences du signal EMG qui est discuté. En effet, il apparaît que la fréquence moyenne instantanée du signal EMG n'est pas corrélée à la production de force alors que la vitesse de conduction des potentiels d'action augmentent avec la force, lors de contractions musculaires dynamiques (Merlo *et al.*, 2005). De plus, la profondeur des unités motrices au sein du muscle par rapport aux électrodes de surface joue un rôle masquant dans la variabilité spectrale du signal EMG. En effet, l'électrode de surface enregistre l'activité

d'un groupe d'unités motrices localisées plus ou moins profondément dans le muscle. Par conséquent, l'activation d'une unité motrice profonde génère un potentiel d'action ayant une longue durée et peut alors influencer la force générée sans pour autant modifier la fréquence médiane du spectre EMG (Farina *et al.*, 2002b). L'enregistrement direct de l'activité des unités motrices est pour le moment impossible par EMG de surface lors de contractions musculaires dynamiques. Seule la simulation du recrutement ou de la synchronisation des unités motrices par modélisation musculaire (Farina *et al.*, 2002a ; Wakeling, 2009) peut actuellement réduire les facteurs (intrinsèques) biophysiques masquant le lien entre les caractéristiques du signal EMG et la vitesse de conduction de fibres musculaires (Farina *et al.*, 2004 ; Farina, 2008), tels que la profondeur et la localisation des fibres par rapport à l'électrode ou la quantité de tissu adipeux et cutané entre les fibres et l'électrode.

III.2.2. Les traitements du signal EMG dans le domaine temporel

Alors que le lien entre le recrutement intramusculaire et les variations spectrales du signal EMG fait toujours débat, celui entre le taux d'activation musculaire et l'intensité (ou amplitude) du signal est plus clairement établi. La superposition des MUAPs enregistrée par les électrodes donne un signal brut appelé « tracé EMG », où apparaît une ligne de base (\pm bruitée) lorsque le muscle est au repos et une bouffée composée de pics aléatoires lorsque le muscle est contracté (Figure III-6). Une bouffée ne peut pas être précisément reproduite parce que le lot d'unités motrices réellement recrutées change constamment. Par des processus de lissage ou des calculs d'amplitudes (intégration du tracé après lissage), les données non-reproductibles du signal sont minimisées, voire éliminées (Konrad, 2005).

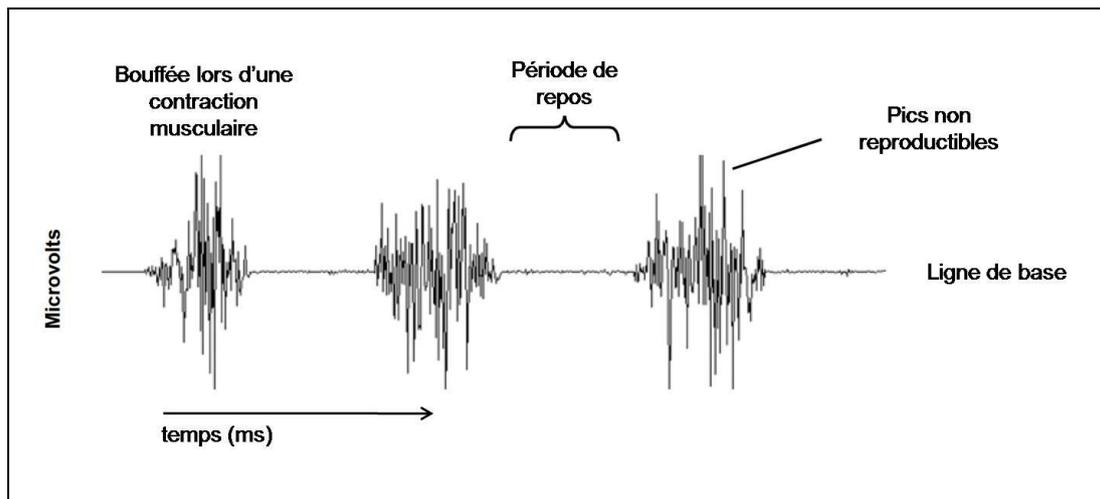


Figure III-6 : Tracé EMG enregistré lors de 3 contractions du muscle *biceps brachii*. D'après Konrad (2005).

La première étape de rectification du signal correspond à la conversion du signal brut par l'utilisation des valeurs absolues de l'ensemble des données. Ainsi, les valeurs négatives sont supprimées et permettent le calcul des paramètres d'amplitudes standards tels que la moyenne de la bouffée ou la valeur maximale. La seconde étape de rectification du signal consiste au lissage du tracé. Plusieurs algorithmes mathématiques permettent de tracer « l'enveloppe » des différentes bouffées et de calculer par intégration a posteriori l'aire (en $\mu\text{V}\cdot\text{s}^{-1}$) sous la courbe d'amplitude pour une période de temps donnée.

L'*Average Rectified Value* (ARV) ou *Mean Absolute Value* (MAV) correspond à une moyenne des pics EMG établie sur une période de temps et suit la formule suivante :

$$\text{MAV} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (\text{III-3})$$

La valeur *Root Mean Square* (RMS) correspond à la racine carrée de la moyenne des valeurs au carré des pics contenus au sein d'une période de temps et suit la relation suivante :

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (\text{III-4})$$

Pour les équations III-3 et III-4, x_i représente un point du signal à un instant t_n du signal EMG (e.g. $t_n = 1/2500$ s pour une fréquence d'échantillonnage de 2500 Hz) et N représente le nombre de points du signal contenu sur la période de temps choisie.

L'utilisation de filtre passe-bas à 6 Hz (Butterworth du 2^e degré ou plus) (Winter, 1990), peut être également choisie pour déterminer l'enveloppe du signal EMG.

Si à partir d'une fenêtre temporelle mobile (20 ms pour l'étude de mouvement sportif), une certaine quantité de donnée peut être moyennée (MAV) ou élevée au carré puis moyennée (RMS), l'utilisation de filtre passe-bas nécessite uniquement l'ajustement de son coefficient (2^e degré ou plus). Ces trois procédés permettent chacun le calcul de l'amplitude du signal (en μV) et peuvent servir d'indicateur de la variation de l'amplitude au cours du temps. Même si le lissage de la courbe par RMS entraîne des valeurs supérieures aux deux autres méthodes, il correspond au procédé le plus recommandé pour traiter le signal EMG (Basmajian & De Luca, 1985 ; De Luca & Knaflitz, 1992).

Il convient également de normaliser l'amplitude du signal EMG à partir d'une valeur référence, lorsqu'il s'agit d'effectuer des comparaisons inter-muscles, interindividuelles ou intra-individuelles. Cette valeur de référence peut être de deux types : La valeur enregistrée à partir d'une contraction isométrique maximale volontaire ou la valeur maximale mesurée au sein de l'enregistrement. Cependant, la normalisation par contraction isométrique maximale volontaire peut s'avérer limitée lors d'enregistrements EMG dynamiques. En effet, l'activité EMG par contraction isométrique maximale volontaire peut être affectée par l'angle articulaire choisie et peut être bien inférieure à l'activité EMG enregistrée lors de mouvements balistiques (Clarys, 2000). De ce fait, la normalisation par la valeur maximale de l'enregistrement sera effectuée pour cette thèse. Pour l'étude des co-contractions musculaires autour d'une articulation, il est également possible de procéder à d'autres méthodes de normalisation, soit en normalisant l'activité EMG d'un muscle lorsqu'il est antagoniste par rapport à son activité EMG lorsqu'il est agoniste (Kellis & Baltzopoulos, 1996), soit en calculant un indice de co-contraction (Kellis *et al.*, 2003). Ces différentes méthodes de normalisation du signal EMG influencent significativement les résultats EMG et sont donc dépendantes du type de mouvement étudié, du type de contraction musculaire, et de l'objectif de l'étude (e.g. coordination musculaire, co-contraction).

L'amplitude EMG et le spectre de puissance fréquentielle total sont tous les deux influencés par la force et la fatigue musculaire. Une observation simultanée de l'amplitude et des fréquences du signal EMG de surface peut fournir des informations relatives à la production de force ou induites par la fatigue musculaire (Cifrek *et al.*, 2009). Cette procédure associative peut être très utile notamment lors de l'étude des mouvements sportifs ou des procédures d'entraînement avec une alternance des temps de production de force et de repos. Cependant, si les procédures de traitement de l'amplitude du signal permettent une analyse temporelle, le traitement fréquentiel du signal s'applique à l'ensemble de l'enregistrement, empêchant par conséquent une quelconque étude de l'évolution des fréquences au cours du temps.

III.2.3. Les traitements du signal EMG non linéaires

III.2.3.1. *L'analyse quantitative dérivée des diagrammes de récurrence*

Le tracé EMG étant non stationnaire, les procédures non linéaires du traitement du signal représentent des outils d'analyse plus puissants et appropriés que la FFT. Les mesures quantitatives dérivées des diagrammes de récurrence (RQA, de l'anglais *Recurrence Quantification Analysis*) permettent ainsi de détecter la structure déterministe du processus dynamique sous-jacent de la série temporelle étudiée. La RQA est basée sur la reconstruction spatiale des phases du signal à partir d'une technique de « scellage » du délai temporel entre les différents points du signal. La reconstruction spatiale des phases correspond à un espace géométrique abstrait (Figure III-7A) au sein duquel le processus dynamique sous-jacent de la série temporelle est représenté suivant le temps (Marwan *et al.*, 2007). Au final le signal étudié est transformé en un diagramme de récurrence (Figure III-7B) et plusieurs indicateurs sont calculés pour évaluer les patterns récurrents et la non-stationnarité du signal. Parmi ces indicateurs, les plus utilisés sont le pourcentage de récurrence (%REC, *i.e.* le pourcentage de points récurrents sur l'ensemble du diagramme de récurrence) (Webber & Zbilut, 1994) et le pourcentage de déterminisme (%DET, *i.e.* le ratio des points récurrents qui forment les diagonales du diagramme de récurrence) (Marwan *et al.*, 2007).

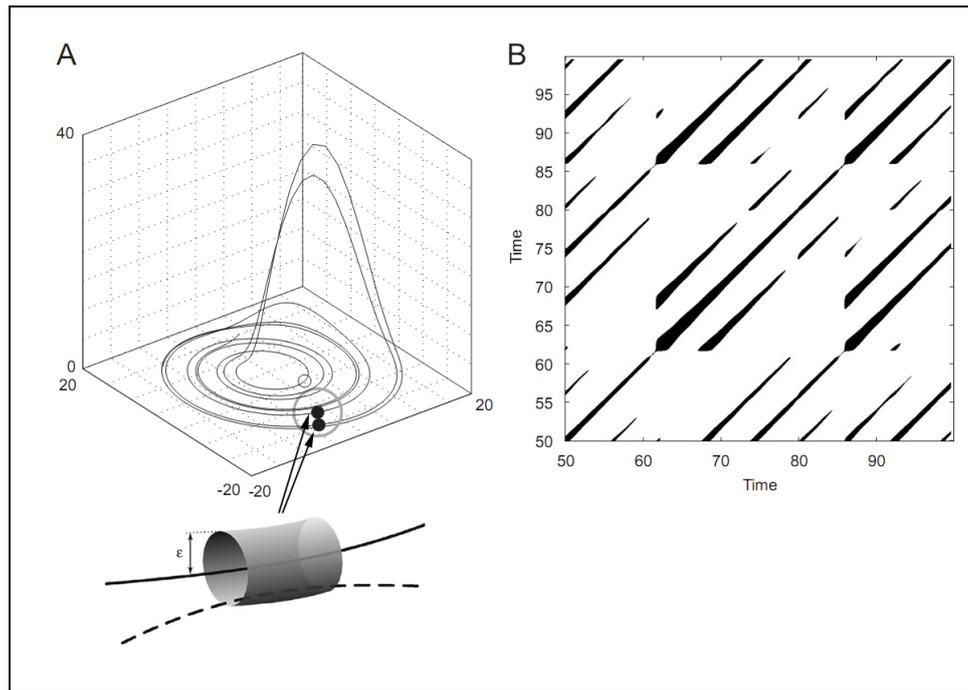


Figure III-7 : A : reconstruction spatiale des phases du signal et B : diagramme de récurrence de ce même signal. Un point noir d'une diagonale du diagramme de récurrence (B) correspond à une section du signal au scellage de deux sections du signal reconstruit au sein de l'espace géométrique abstrait (A) au sein du tube de rayon ε . Ce scellage correspond à une récurrence du signal initial. Lorsque le tube de rayon ε ne contient qu'une seule section du signal reconstruit, un point blanc est marqué sur le diagramme de récurrence. D'après Marwan *et al.* (2007).

L'utilisation de la RQA pour l'analyse du signal EMG s'est révélée propice à l'évaluation de la fatigue musculaire (Filligoi & Felici, 1999 ; Felici *et al.*, 2001 ; Morana *et al.*, 2009). Des études ont analysé la capacité de la RQA à déterminer la synchronisation des unités motrices en comparant des signaux EMG modélisés avec des signaux mesurés et en comparant le %DET avec la fréquence médiane issue du spectre EMG (Farina *et al.*, 2002a ; Fattorini *et al.*, 2005). Les résultats de ces études ont montré que la RQA était plus sensible aux mécanismes physiologiques sous-jacents de la contraction musculaire et donc que cette méthode non linéaire était susceptible de fournir des avantages à l'évaluation de la fatigue par rapport à une analyse plus traditionnelle du spectre EMG. Les résultats de l'étude de Del Santo *et al.* (2006) ont confirmé cette sensibilité supérieure de la RQA par rapport à la fréquence médiane quant à la synchronisation des unités motrices.

III.2.3.2. La transformation en ondelettes du signal EMG

Aussi courant soit-il, l'algorithme FFT présente plusieurs limites en ce qui concerne l'étude des signaux non-stationnaires. En effet, la FFT ne respecte pas la nature non stationnaire du signal EMG. De plus, aucune information de fréquence n'est disponible dans le domaine temporel et aucune information temporelle n'est disponible par la FFT du signal. En effet, l'analyse de Fourier permet de connaître les différentes fréquences excitées dans un signal, *i.e.* son spectre, mais ne permet pas de savoir à quels instants ces fréquences ont été émises. Cette analyse donne une information globale et non locale, car les fonctions d'analyse utilisées sont des sinusoides qui oscillent indéfiniment. Ainsi, pour pallier à ce problème de localisation temporelle des changements de fréquence, l'utilisation d'une fenêtre temporelle fut implémentée à l'algorithme FFT (Gabor, 1946). Cette procédure STFT ou WFT (de l'anglais *Short Time Fourier Transform* ou *Windowed Fourier Transform*) permet les premières analyses des signaux non-stationnaires dans le domaine fréquence-temps. Cependant, ce nouvel algorithme souffre d'une restriction directement liée à la FFT due à la résolution fréquence-temps. Cette restriction induit au mieux une fenêtre temporelle de 250 ms afin d'obtenir une résolution fréquentielle acceptable pour un signal EMG de surface classique (Hostens *et al.*, 2004). En plus d'être relativement longue, une fenêtre temporelle unique est utilisée pour toutes les fréquences entraînant une résolution identique (Figure III-8) pour l'ensemble de l'analyse dans le plan fréquence-temps (Graps, 1995 ; Hostens *et al.*, 2004 ; Jayachandran & Paul Joseph, 2007). Cette contrainte mène à une imprécision dans le traitement du signal, puisqu'un effet d'aliasing apparaît pour les composantes à haute et basse fréquence n'appartenant pas aux fréquences supportées par la fenêtre temporelle (Torrence & Compo, 1998).

La principale caractéristique de la transformation en ondelettes (WT de l'anglais *Wavelets Transformation*) correspond à la localisation fréquence-temps. Contrairement à l'algorithme STFT, la localisation fréquence-temps via la WT permet une analyse multirésolution par une adaptation du ratio fréquence-temps (Figure III-9), produisant ainsi une meilleure localisation fréquentielle aussi bien pour les basses fréquences (fenêtre temporelle à longue durée) que pour les hautes fréquences (fenêtre temporelle à courte durée). Ce qui produit une segmentation ou couverture du plan fréquence-temps appropriée aux signaux non-stationnaires (Graps, 1995 ; Mallat, 1999 ; Stark, 2005 ; Jayachandran & Paul Joseph, 2007).

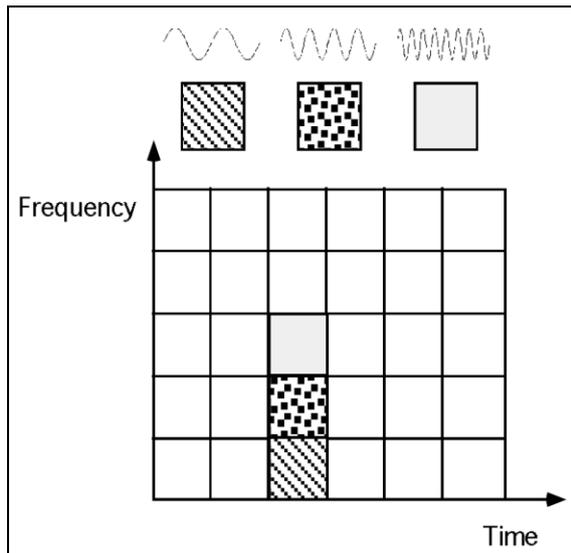


Figure III-8 : Couverture du plan fréquence-temps et dimensions identiques des fenêtres lors d'un algorithme STFT. D'après Graps (1995).

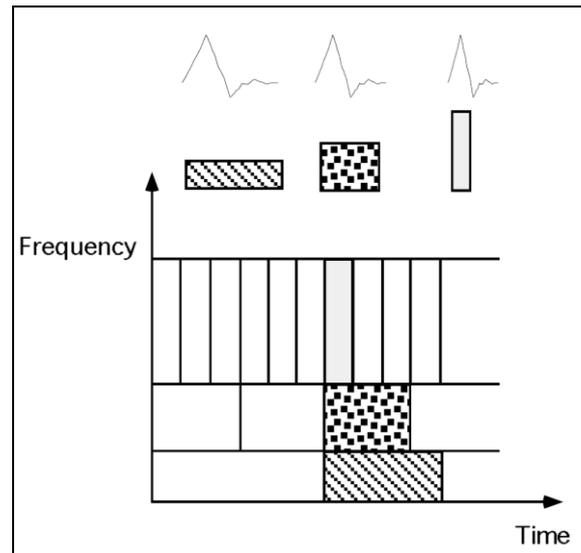


Figure III-9 : Couverture du plan fréquence-temps avec fenêtres à dimensions variables selon les fréquences analysées lors d'une transformation en ondelettes. D'après Graps (1995).

Le traitement du signal EMG de surface par WT est récent (début des années 2000). Si la STFT est relativement robuste pour les signaux non-stationnaires ayant des changements de fréquence lents, *e.g.* pour des contractions musculaires isométriques avec augmentation progressive de la MVC (Contraction Maximale Volontaire), cette procédure n'est plus adéquate pour les contractions musculaires dynamiques, qui peuvent comporter des bouffées d'une durée inférieure à 500 ms (Bonato *et al.*, 1996). A l'inverse, le traitement du signal sEMG par WT montre une meilleure précision dans l'estimation du spectre de puissance fréquentielle ainsi qu'une estimation moins bruitée de la fréquence moyenne lors d'action musculaire dynamique (Karlsson *et al.*, 1999 ; 2000). Cependant, pour l'étude de la fatigue musculaire, les patterns de fréquence moyenne du spectre fréquentiel sont similaires entre la STFT et la WT, lors de contractions statiques et dynamiques (Hostens *et al.*, 2004 ; Beck *et al.*, 2005).

Le traitement du signal par WT procède de manière semblable à celui de la STFT, puisqu'il s'agit de rechercher les corrélations entre le signal original et une succession d'ondelettes à différentes échelles (et non pas une succession de sinusoides de fréquences multiples comme lors de la STFT), l'ondelette (ψ) étant une sinusoïde amortie sur quelques périodes. L'analyse continue d'un signal temporel sous forme fréquentielle revient à l'utilisation d'un jeu d'ondelettes dont la dilatation est chaque fois double à la précédente

(échelle dyadique). Le coefficient d'ondelette devient important au moment de la corrélation maximale entre le signal et l'ondelette donnée et devient faible ou nul lorsqu'il y a peu ou pas de coïncidence entre l'ondelette concernée et le signal. Le principe de calcul de la WT continue consiste donc à déterminer l'amplitude de chaque ondelette à chaque instant du signal original (Annexe 1) (Karlsson *et al.*, 2000 ; 2001). Ce jeu d'ondelettes correspond à une véritable banque de filtres ou base d'ondelettes qui décomposent le signal initial (Mallat, 1999). Ces différentes ondelettes sont toutes dérivées d'une ondelette mère, qui doit avoir des caractéristiques proches du signal initial. Dans le cadre du signal EMG de surface, l'ondelette mère doit avoir des caractéristiques proches de la forme tri-phasique du MUAP (Reaz *et al.*, 2006) et peut donc être soit la dérivée seconde du courbe de Gauss (« Mexican Hat »), soit une ondelette « Morlet » (Torrence & Compo, 1998 ; Neto & Magini, 2008), ou encore une ondelette « Cauchy » (von Tscherner, 2000). Si la STFT s'appuie sur une multitude de sinusöide ayant une fréquence déterminée, la WT utilise des ondelettes à différentes échelles. L'indice d'échelle d'une ondelette correspond à la contraction ou à la dilatation d'une ondelette (Figure III-10) et renvoie à un centre de fréquence estimé de l'ondelette inversement proportionnel. Plus l'indice d'échelle (noté a) est petit, plus l'ondelette est compressée. Ainsi, la translation (b) et l'étirement-compression (a) à partir de l'ondelette mère (ψ) s'écrit sous la forme :

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{III-5})$$

Si $a < 1$, l'ondelette est contractée. Elle s'adapte alors aux discontinuités du signal et aux hautes fréquences.

Si $a > 1$, l'ondelette est dilatée. Elle analyse les grandes échelles du signal, i.e. les basses fréquences.

Le concept de centre de fréquence (ou pseudo-fréquence) signifie qu'un signal purement périodique d'une fréquence donnée « capture » l'oscillation principale de l'ondelette (Figure III-11) permettant de caractériser la fréquence dominante de l'ondelette. Le centre de fréquence suit la relation :

$$F_a = \frac{F_c}{a \cdot \Delta} \quad (\text{III-6})$$

Où F_a est le centre de fréquence (en Hz) de l'ondelette, dilatée (ou contractée) par le facteur d'échelle a . Δ est la période d'échantillonnage et F_c la fréquence (en Hz) du signal périodique caractérisant les oscillations de l'ondelette (Abry, 1997).

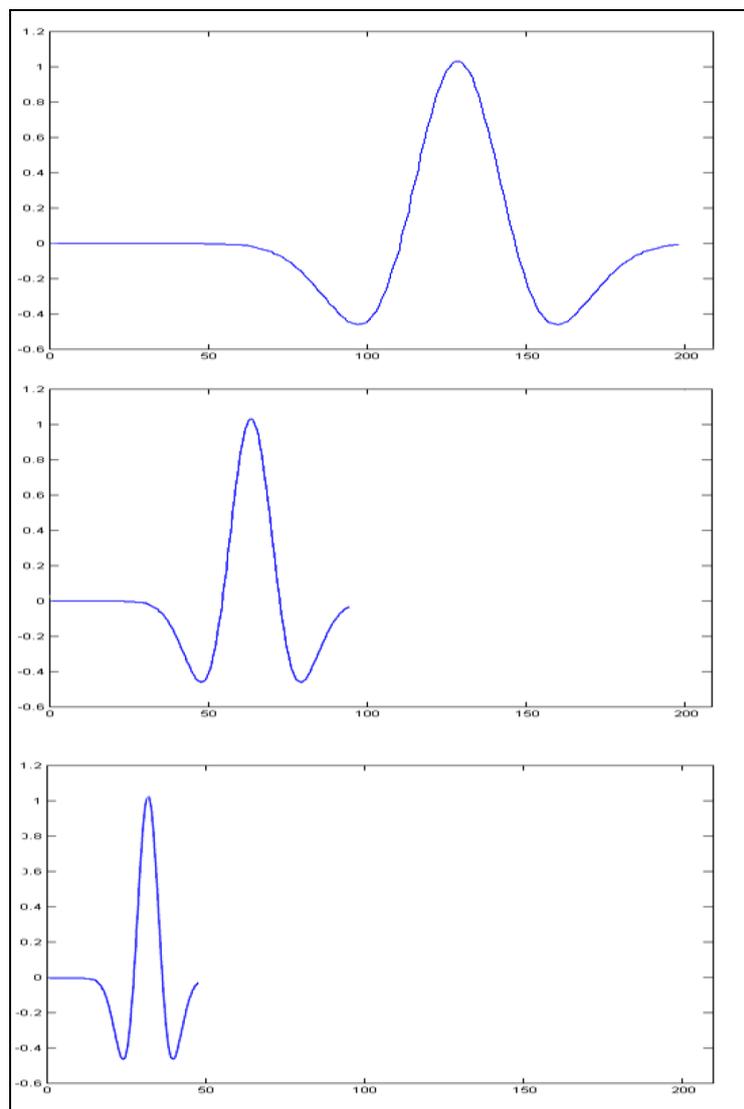


Figure III-10 : Contraction d'une ondelette *Mexican Hat* en fonction de l'indice d'échelle a . De haut en en bas : $f(t) = \psi(t)$ pour $a=1$; $f(t) = \psi(2t)$ pour $a=1/2$; $f(t) = \psi(4t)$ pour $a=1/4$.

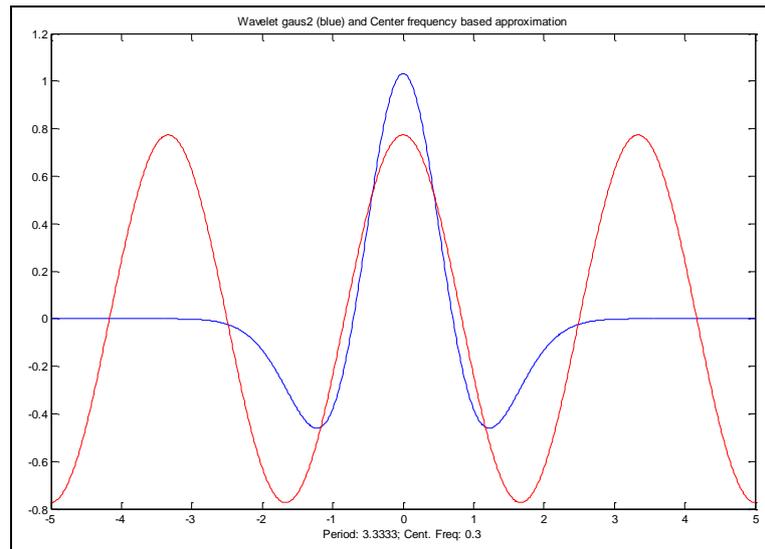


Figure III-11 : Centre de fréquence estimé (en rouge) de 0.3 Hz de l'ondelette *Mexican Hat* (en bleu).

La différence fondamentale entre la STFT et la WT tient précisément à cette opération de dilatation: les ondelettes s'adaptent d'elles mêmes à la taille des caractéristiques qu'elles recherchent. Elles sont très étendues pour étudier les basses fréquences (les grandes échelles) et très fines pour étudier des phénomènes plus transitoires (hautes fréquences ou petites échelles). Cette procédure porte le nom de multi résolution (Figure III-9) et suggère une interprétation différente de l'analyse par ondelettes, basée sur les idées de lissage, ou d'approximation des fonctions. La procédure de transformation en ondelettes respecte le théorème d'indétermination d'Heisenberg, qui est le compromis entre la précision de la résolution temporelle et la résolution fréquentielle (Mallat, 1999). La localisation du signal EMG en temps et en fréquence ne peut se faire des supports infiniment réduits. En particulier, lorsque la précision fréquentielle s'accroît, la localisation temporelle devient moins exacte (diminution de la précision) et réciproquement.

L'optimisation de la transformation continue en ondelette dépend donc de la fonction d'échelle utilisée pour la base d'ondelettes par rapport au signal non-stationnaire étudié (Mallat, 1999). Von Tscherner (2000) a développé une base d'ondelettes spécialisée pour le traitement du signal EMG de surface à partir d'une fonction d'échelle non linéaire, alors que la plupart des échelles suivent une relation dyadique. L'ensemble des 11 ondelettes utilisées pour décomposer le signal EMG ont des centres de fréquence qui suivent une relation non-linéaire optimisée de manière à ce que la somme des ondelettes reste relativement constante

pour un panel de fréquence allant de 20 à 200 Hz. Les centres de fréquences suivent la relation :

$$F_{aj} = \frac{1}{scale} \cdot (j + q)^r \quad (III-7)$$

Où F_{aj} correspond au centre de fréquence de l'ondelette j (en Hz). La fonction d'échelle (*scale*) définit un panel de fréquences assuré par les différentes ondelettes alors que les facteurs q et r optimisent l'espacement entre les ondelettes (*i.e.* l'indice d'échelle de chaque ondelette). Cette optimisation des centres de fréquence permet alors d'établir une base d'ondelettes avec une résolution temporelle comprise entre 76,5 et 12 ms (Tableau III-2), résolution temporelle largement inférieure à la fenêtre temporelle minimale de 250 ms acceptée par la STFT.

Tableau III-2 : Paramètres de la base d'ondelettes pour $scale = 0.3$, $q = 1.45$ et $r = 1.959$. D'après von Tscharnner (2000).

Numéro de l'ondelette (j)	Centre de fréquence (en Hz)	Résolution temporelle (en ms)
00	06,90	76,50
01	19,29	59,00
02	37,71	40,50
03	62,09	31,50
04	92,36	26,00
05	128,48	21,50
06	170,39	19,50
07	218,08	16,50
08	271,50	15,00
09	330,63	13,50
10	395,46	12,00

A partir de la transformation en ondelettes du signal EMG, il devient alors possible de visualiser en un seul graphique l'ensemble des domaines du signal, à savoir le domaine temporel, et le domaine fréquentiel. L'utilisation d'un graphe type « en surface » permet cette visualisation simultanée des domaines du signal, où le temps correspond à l'axe des abscisses,

le domaine fréquentiel correspond à l'axe des ordonnées et l'intensité est retranscrite par une échelle de couleur allant de l'intensité minimale à l'intensité maximale (Figure III-12a). L'équivalent de ce graphique « en surface » revient à tracer l'intensité mesurée pour chaque ondelette, où le domaine temporel correspond à l'axe des abscisses, le domaine fréquentiel correspond à l'axe des ordonnées et la variation de la courbe de l'intensité du signal équivaut à l'échelle de couleur du graphe en surface (Figure III-12b). Ces deux types de graphique permettent une analyse qualitative, mais il est possible également d'effectuer des analyses quantitatives et statistiques dans le domaine fréquentiel ou le domaine temporel.

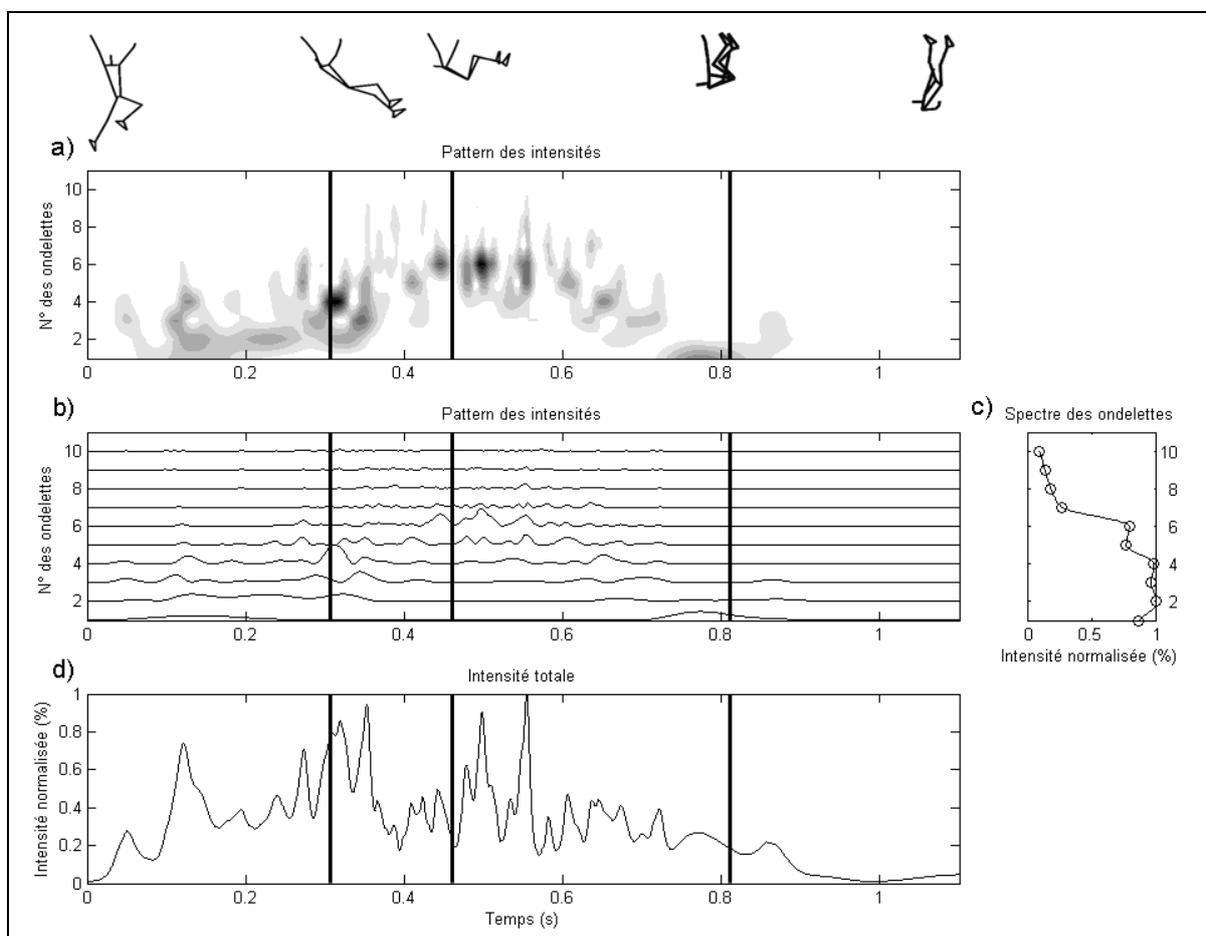


Figure III-12 : Représentation de la transformation en ondelette du signal EMG du muscle *latissimus dorsi* lors d'un saut à la perche a) par un graphique "en surface" et b) par un traçage des intensités de chaque ondelette. L'axe des abscisses correspond au temps, l'axe des ordonnées correspond aux ondelettes et l'intensité du signal a) suit une échelle de couleur allant du blanc (intensité nulle) au noir (intensité maximale), et b) fait évoluer la courbe de l'intensité ; c) La somme (longitudinale) de l'intensité au sein de chaque ondelette donne le spectre des ondelettes, alors que d) la somme (transversale) des intensités de l'ensemble des ondelettes donne l'intensité totale.

Par exemple, la transformation du signal EMG du muscle *latissimus dorsi* au cours d'un saut à la perche, permet de calculer le spectre des ondelettes (Figure III-12c, équivalent au spectre fréquentiel calculé à partir de la FFT) ainsi que l'intensité totale de l'enregistrement (Figure III-12d, équivalent à la RMS de l'enregistrement). Avec une fréquence d'échantillonnage de 2500 Hz, la WT-EMG du signal permet d'obtenir l'intensité pour chaque ondelette à chaque instant t_n (1/2500 s). La somme longitudinale des intensités de l'ensemble des instants t_n au sein d'une ondelette permet d'obtenir la puissance du signal total au sein du centre de fréquence de l'ondelette concernée. Si cette somme longitudinale est effectuée pour chaque ondelette on obtient alors le spectre des ondelettes (Figure III-12c). Si à l'instar de la FFT, le domaine temporel est absent, il est possible néanmoins de calculer des spectres des ondelettes par phase temporelle du saut (entre chaque trait noir vertical de la Figure III-12b). A partir de ce spectre des ondelettes, la fréquence moyenne (MNF) peut être calculée afin de déterminer une valeur représentative de la fréquence la plus puissante au sein du signal traité. La MNF est calculée selon l'équation suivante pour une période Δt :

$$\text{MNF}_{n, q} = \frac{\sum_{j=0}^{10} F_{aj} \cdot (\sum p_{j, \Delta t})_q}{\sum_{j=0}^{10} (\sum p_{j, \Delta t})_q} \quad (\text{III-8})$$

Où F_{aj} correspond au centre de fréquence de l'ondelette j et $(\sum p_{j, \Delta t})_q$ représente la somme de l'intensité au sein de l'ondelette j pendant la période temporelle Δt dans le pattern d'intensité du muscle q (Wakeling, 2009). La période Δt peut correspondre soit à l'ensemble du signal, soit à une phase temporelle désirée du mouvement étudié. Sur un principe identique, l'intensité totale (tp) représente la somme de l'ensemble des ondelettes à chaque instant t_n du signal (Figure III-12d) suivant l'expression :

$$\text{tp}_{t, q} = \sum_{j=0}^{10} (p_{j, n})_q \quad (\text{III-9})$$

Où $(p_{j,n})_q$ représente l'intensité de l'ondelette j à l'instant t_n au sein du pattern des intensités du muscle q (von Tscherner & Goepfert, 2003). L'intensité totale correspond à la RMS élevée au carré, mais possède une résolution temporelle plus fine (Tableau III-2). Si le domaine fréquentiel est absent avec une analyse basée sur l'intensité totale du signal, il est possible de calculer des intensités « partielles » par bandes fréquentielles, *e.g.* de l'ondelette 1 à 3, ou de l'ondelette 4 à 7, etc. Ainsi, la comparaison entre les différentes intensités partielles permet d'évaluer la puissance des différentes bandes fréquentielles au cours du temps ou par phase temporelle (Figure III-13).

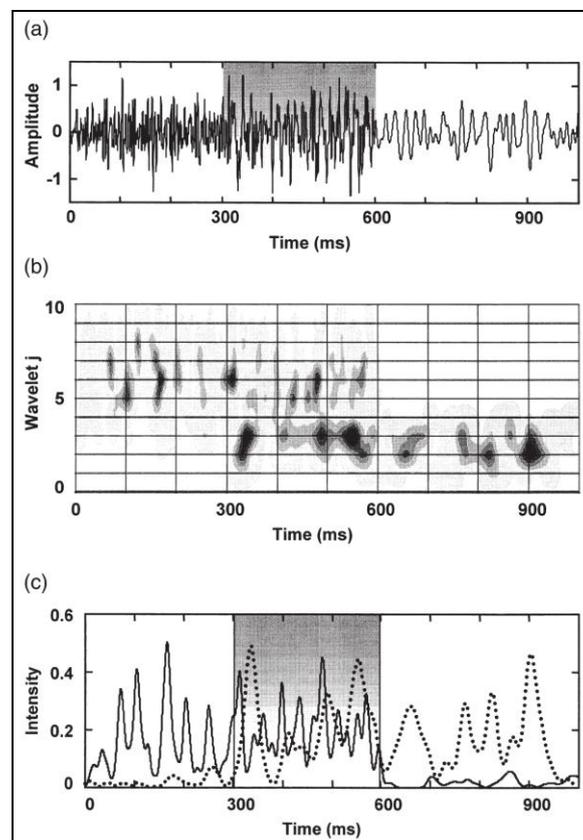


Figure III-13 : Signal EMG modélisé par la superposition de 2 signaux EMG, un à haute fréquence et l'autre à basse fréquence. (a) tracé EMG où la fenêtre temporelle de superposition des signaux est grisée ; (b) Intensités des différentes ondelettes suivant une échelle de couleur allant du blanc (intensité nulle) au noir (intensité maximale) ; (c) Somme des intensités des ondelettes 1, 2 et 3 (pointillés) et des ondelettes 4, 5, 6 et 7 (ligne continue) pour les signaux EMG à basse et haute fréquence, respectivement. D'après von Tscherner (2000).

Le calcul des spectres des ondelettes par phase temporelle ou la décomposition de l'intensité par bande fréquentielle ont déjà été utilisés dans la littérature scientifique. Ainsi, les spectres des ondelettes des différentes phases d'un cycle de course à pied présentent des différences significatives, pré- et post-contact au sol du talon et selon le type de chaussures portées (von Tscharner *et al.*, 2003). Egalement, la décomposition de l'intensité totale en différentes intensités par bandes fréquentielles a permis d'identifier une corrélation significative entre l'intensité à haute fréquence du signal EMG et la force musculaire, ainsi qu'entre l'intensité à basse fréquence du signal EMG et la fatigue musculaire pour des contractions musculaires statiques et dynamiques lors de prises manuelles (Soo *et al.*, 2008).

Cependant, la WT du signal EMG semble robuste et exploitable sans pour autant utiliser une base d'ondelette suivant une fonction d'échelle non-linéaire dans le cadre d'un geste sportif. Des travaux EMG portant sur les mouvements d'extension du bras au Kung Fu, la frappe de la paume de la main « Yau-Man », ont montré une activité des muscles agonistes et antagonistes en lien avec la mesure du travail interne positif et négatif du bras (Neto & Magini, 2008) et des patterns d'activation des muscles *biceps brachii*, *triceps brachii* et *brachioradialis* similaires mais avec une intensité plus importante lors de l'exécution d'un Yau-Man avec contact comparé à un Yau-Man sans contact (Neto & Magini, 2007 ; Neto *et al.*, 2007). En s'appuyant sur l'algorithme développé par Torrence & Compo (1998), ces travaux sur le Kung Fu ont montré des similitudes d'amplitude du signal EMG en comparant un traitement par RMS à l'intensité totale des ondelettes (*i.e.* la somme des coefficients de chaque ondelette, à chaque instant du signal). En plus de ces similitudes, l'amplitude du signal traitée par ondelettes est plus précise que le traitement par RMS, par l'utilisation d'une fenêtre temporelle plus fine (Neto *et al.*, 2007).

Il apparaît donc que la transformation en ondelettes correspond à un outil d'analyse particulièrement performant notamment dans le traitement du signal EMG. Les changements de fréquence étant un caractère inhérent au signal EMG, notamment du fait des différents MUAPs sollicités, l'analyse dans le domaine temps-fréquence permet d'explorer le comportement musculaire lors de la contraction anisométrique et non plus seulement lors de la contraction isométrique. Ainsi, l'utilisation de la WT dans le traitement du signal EMG s'applique particulièrement dans le domaine des activités physiques et sportives. D'autant plus que le modèle de base d'ondelettes à partir d'une fonction d'échelle non-linéaire (von Tscharner, 2000) a permis notamment d'identifier des adaptations de la contraction musculaire lors de la course avec et sans chaussures (von Tscharner *et al.*, 2003), si le coureur

est une femme ou un homme (von Tschärner & Goepfert, 2003), et en fonction de la fatigue musculaire (von Tschärner, 2002). Si l'utilisation de la transformation en ondelettes du signal EMG est récente et offre de nouvelles perspectives dans le domaine des sciences du sport et de l'électromyographie, il n'existe cependant pas d'homogénéité dans les critères de choix des procédures de transformation en ondelettes de ce signal. Cette hétérogénéité peut être un biais dans l'interprétation des résultats obtenus lors des différentes études EMG. L'établissement de normes dans le traitement du signal EMG par ondelettes semble donc nécessaire afin de permettre la comparaison entre les travaux scientifiques s'appuyant sur cette approche innovante. De ce fait, ce chapitre « Matériels & Méthodes » se conclut par une étude comparative. Trois procédures de transformation en ondelettes du signal EMG ont été comparées afin d'identifier l'influence de la fonction d'échelle sur le traitement du signal EMG aussi bien dans le domaine fréquentiel que dans le domaine de l'amplitude du signal. Cette étude a également pour objectif de proposer une procédure de transformation en ondelettes adaptée au signal EMG dont le programme de base est accessible en ligne¹ et suit la fonction d'échelle non linéaire développée par von Tschärner (2000).

III.2.4. EMG du complexe articulaire de l'épaule

La première étude fonctionnelle EMG du complexe articulaire de l'épaule est probablement celle d'Inman *et al.* (Inman *et al.*, 1944). Cette étude EMG a été effectuée dans le but de corréler les découvertes déterminées par des études anatomiques en amont. Ce premier travail s'appuyait sur les mesures électriques des potentiels d'action musculaires afin d'analyser les différentes phases d'actions d'un groupe musculaire participant à un libre mouvement. Ainsi, il est apparu que la somme des potentiels d'action des muscles abducteurs (*deltoideus*, *pectoralis major* et *supraspinatus*) efface les particularités de chacun de ces muscles pour former une courbe montrant une augmentation des potentiels d'action jusqu'à 90° pour une abduction et jusqu'à 110° pour une élévation frontale de l'humérus. En ce qui concerne la somme des potentiels d'actions des muscles « déprimeurs » de l'humérus (*teres minor*, *subscapularis* et *infraspinatus*), la courbe représentant l'abduction de l'humérus possède deux pics de force, liés à l'action dépressive de ces muscles et à leur action en tant que rotateurs.

¹ Algorithme de transformation en ondelettes développé par Christopher Torrence & Gilbert P. Compo [Torrence & Compo, 1998], accessible sur : <http://atoc.colorado.edu/research/wavelets/>. Annexe 2.

L'étude de David *et al.* (2000), s'est appuyée sur le modèle du mécanisme de l'épaule de Inman *et al.* (1944) pour étudier la corrélation entre les mesures EMG et les forces isocinétiques des muscles *supraspinatus*, *subscapularis*, *biceps brachii caput longum*, *deltoideus* et *pectoralis major pars clavicularis*. Pour chaque condition de mouvement (rotation médiale et latérale), l'analyse EMG a déterminé une activation antérieure significative des muscles de la coiffe des rotateurs par rapport à l'activation des muscles *deltoideus* et *pectoralis major*. Ce phénomène tend à montrer la principale nature stabilisatrice des muscles de la coiffe des rotateurs, même si les muscles *subscapularis* et *infraspinatus* sont respectivement considérés comme les initiateurs des mouvements de rotation médiale et latérale, du fait que l'activité de l'ensemble de la coiffe précède systématiquement celles des muscles superficiels du complexe articulaire de l'épaule (Bradley & Tibone, 1991). Cette étude souligne la différence d'activation musculaire, en termes de temps de réponse, pour les muscles ayant un rôle stabilisateur en plus d'être les initiateurs du mouvement de l'articulation gléno-humérale (*i.e.* la coiffe des rotateurs et le muscle *biceps brachii*) et ceux qui sont simplement les initiateurs du mouvement et synergiques (les muscles *deltoideus pars clavicularis* et *pectoralis major*).

Si les études EMG de surface du complexe articulaire de l'épaule fournissent une base de données relativement riche dans la compréhension du rôle de chaque muscle lors de mouvements simples d'élévation du bras, l'utilisation de cette procédure en activité physique et sportive est moins importante et même inexistante pour le saut à la perche. La cause de cet affaiblissement est double : (i) accéder à l'acquisition des données EMG sans pour autant gêner ou empêcher la tâche motrice à accomplir et (ii) parvenir à traiter les données issues de contractions musculaires dynamiques nécessaire à l'exécution des mouvements complexes rapides. Par conséquent, les résultats d'études EMG du complexe articulaire de l'épaule s'appuyant sur des activités physiques impliquant soit une grande mobilité segmentaire soit une forte activation des muscles du complexe de l'épaule sont décrits.

L'étude EMG de trois muscles de l'épaule (les muscles *deltoideus pars clavicularis*, *infraspinatus* et *triceps brachii*) du bras porteur de l'épée en escrime montre une coordination musculaire spécifique en réponse à la force de flexion de l'épée et selon le niveau des escrimeurs (Frère *et al.*, 2008a). Pour l'ensemble des escrimeurs experts étudiés, le muscle *infraspinatus* a une plus grande activation que le *deltoideus pars clavicularis* et le *triceps brachii* lorsque l'épée touche la cible et se plie. Cette activation du muscle *infraspinatus* montre son action stabilisatrice de l'articulation gléno-humérale en réponse à la force

appliquée par l'épée du fait de sa flexion (Frère *et al.*, 2008c). L'utilisation de la WT du signal EMG a permis d'établir un pattern de coordination musculaire moyen (sur 10 essais) pour chaque athlète et de montrer qu'au cours d'une attaque en flèche, le muscle *deltoideus pars clavicularis* est le premier activé et le principal acteur de l'élévation du bras porteur de l'épée. Selon le niveau des escrimeurs (international *vs* national), la synergie entre les muscles *infraspinatus* et *deltoideus pars clavicularis* diffère. Pour les escrimeurs internationaux le muscle *deltoideus pars clavicularis* agit sur l'humérus par impulsions permettant successivement l'accélération et le freinage de l'élévation humérale alors que le muscle *infraspinatus* est activé par la suite lors du maintien de l'élévation du bras et pour stabiliser l'articulation gléno-humérale lorsque l'épée touche la cible. A l'inverse, chez les escrimeurs de niveau national, le muscle *infraspinatus* développe une plus grande activation précédant celle du muscle *deltoideus pars clavicularis* (Frère *et al.*, 2008a). Cette distinction entre les coordinations musculaires selon le niveau des escrimeurs a également été démontrée par l'utilisation d'un algorithme mathématique : la séparation sphérique (von Tschärner, 2009). Ce procédé a pu montrer une différence significative des coordinations musculaires des escrimeurs internationaux par rapport aux escrimeurs nationaux (Frère *et al.*, 2008a). A l'image du mouvement de lancer, le *deltoideus pars clavicularis* correspond à un muscle initiateur de l'élévation humérale dont le relais est pris par les muscles de la coiffe des rotateurs pour maintenir une position élevée d'élévation humérale (Bradley & Tibone, 1991). Cependant, cette similitude apparaît uniquement pour l'élévation humérale, *i.e.* jusqu'à la fin de la phase d'armé au lancer, puisque lors de la phase d'accélération du bras, les muscles *deltoideus pars clavicularis* et *infraspinatus* sont tous deux considérés comme des muscles stabilisateurs compensant les activations des muscles *pectoralis major*, *subscapularis* et *latissimus dorsi* envisagés comme des muscles accélérateurs (Kelly *et al.*, 2002).

L'analyse par EMG de surface de l'activité de 9 muscles de l'épaule a comparé deux conditions d'exécution d'une croix de fer aux anneaux : une avec les anneaux de compétition et l'autre avec un appareillage d'entraînement (Herdos) permettant une posture similaire mais allégeant la charge au niveau des épaules et des coudes (Bernasconi *et al.*, 2004). L'activité musculaire a été enregistrée pour les muscles *pectoralis major*, *latissimus dorsi*, *teres major*, *infraspinatus*, *rhomboideus/trapezius*, *trapezius pars descendens*, *serratus anterior*, *biceps brachii* et *triceps brachii caput longum* de l'épaule droite. Outre le fait que l'appareillage d'entraînement allège la charge au niveau des articulations et permet une coordination musculaire relativement similaire, cette étude a surtout déterminé que les épaules n'étaient pas

conçues fonctionnellement pour déplacer et maintenir les membres supérieurs, lorsqu'elles supportent une charge proximale correspondant au poids total du corps. Pareillement à des résultats antérieurs (Warner J. J. P. & McMahon, 1995b ; Coury *et al.*, 1998), le muscle *biceps brachii caput longum* est largement sollicité (environ 18%) lors de la croix de fer aux anneaux et agit tel un stabilisateur supérieur de l'articulation gléno-humérale lorsque le bras est en abduction à 90° (horizontal). Il apparaît également que les muscles *triceps brachii* et *pectoralis major* interviennent largement dans l'adduction du membre supérieur (17 et 14 %, respectivement).

L'électromyographie de surface est une méthode d'analyse fonctionnelle qui apporte des indications fondamentales quant à la coordination musculaire du complexe de l'épaule et à l'intensité du signal développé par les différents groupes musculaires. En revanche, cette méthode de mesure nécessite l'emploi d'un grand nombre de précautions, que ce soit au niveau de l'installation expérimentale, au niveau du traitement du signal ou encore au niveau de l'exploitation et de l'interprétation des résultats. Une structure anatomique complexe (muscles courts, plusieurs couches musculaires, mouvements de la peau) complexifie l'enregistrement des données et nécessite l'ajustement des résultats à une précaution relative à la globalité de la mesure effectuée. Cependant, l'enregistrement simultané des variables cinématiques, cinétiques et électromyographiques facilite une approche compréhensive de la tâche motrice. L'adoption de systèmes portatifs permet l'analyse des tâches locomotrices sans pour autant créer un effet significatif d'encombrement à la condition que celui-ci soit minime aussi bien pour l'enregistrement des données EMG que cinématiques et cinétiques (Frigo & Crenna, 2009). De plus, les nouvelles techniques de traitement du signal (*i.e.* transformation en ondelettes) permettent une interprétation plus juste et plus complète des caractéristiques du signal EMG de surface en fonction du temps et donc en fonction du mouvement.

III.3. Etude comparative : Influence de la fonction d'échelle sur la transformation en ondelettes du signal électromyographique de surface.

III.3.1. Introduction

La caractéristique non stationnaire complexifie le traitement et l'interprétation du signal EMG de surface. L'utilisation récente de la transformation en ondelettes (WT) du signal EMG permet l'analyse plus précise dans le domaine fréquentiel en fonction du temps par rapport à la Short Time Fourier Transformation (STFT), du fait de la capacité de la WT à couvrir l'ensemble du signal par une procédure multi résolution (Karlsson *et al.*, 1999 ; 2000 ; Beck *et al.*, 2005).

La dilatation et la compression des différentes ondelettes à partir de l'ondelette mère dépend de la fonction d'échelle utilisée. L'optimisation de la WT du signal étudié est donc intimement liée à la fonction d'échelle utilisée. Dans le cadre de la WT du signal EMG, un manque de consensus apparaît par rapport à l'ondelette mère et de la fonction d'échelle utilisées. Par exemple, l'ondelette mère « Daubechies » (Hostens *et al.*, 2004 ; Beck *et al.*, 2005), « Morlet » (Karlsson *et al.*, 1999 ; Neto *et al.*, 2007), et « Cauchy » (von Tscharner, 2000) ont été employées, suivant des fonctions d'échelle linéaires (Karlsson *et al.*, 1999 ; 2000 ; 2003 ; Hostens *et al.*, 2004), dyadiques (Beck *et al.*, 2005), exponentielles (Neto *et al.*, 2007) et polynomiales (von Tscharner, 2000). Alors que la majorité des études ont utilisé la WT du signal EMG dans des protocoles visant à préciser le lien entre la fatigue musculaire, la force musculaire et le signal EMG transformé, les travaux de Neto et collaborateurs (Neto & Magini, 2007 ; 2008 ; Neto *et al.*, 2007) et de von Tscharner et collaborateurs (von Tscharner, 2000 ; 2002 ; von Tscharner & Goepfert, 2003 ; 2006 ; von Tscharner *et al.*, 2003) ont la particularité d'utiliser la WT du signal EMG enregistré lors d'une pratique sportive. D'une part, les travaux de Neto et collaborateurs s'appuient directement sur l'algorithme développé par Torrence & Compo¹, à l'origine créé pour l'analyse des variations météorologiques et géophysiques. La WT s'est avérée adaptée au signal EMG, puisque l'intensité du signal transformé était significativement corrélée à l'amplitude du signal EMG, calculée à partir d'un traitement plus classique : la racine carrée de la moyenne des valeurs au carré (RMS) (Neto & Magini, 2008). Cependant, l'absence d'analyse dans le domaine fréquentiel ou fréquence-temps, ne nous permet pas de dire avec exactitude si cet algorithme est parfaitement adapté à la transformation du signal EMG. D'autre part, V. von Tscharner a développé une base d'ondelettes optimisée pour traitement du signal EMG (logiciel « *Wavelet Package* », Biomechanigg Research Inc. Calgary Canada), s'appuyant sur une fonction

¹C. Torrence & G.P. Compo, 1998. *Op.cit.* <http://atoc.colorado.edu/research/wavelets/>

d'échelle qui permet à chaque ondelette d'avoir un centre de fréquence adapté au signal EMG (von Tscharner, 2000). En effet, la répartition des centres de fréquence des ondelettes est organisée de manière à filtrer équitablement les fréquences typiquement mesurées au sein d'un signal EMG. L'utilisation d'une fonction d'échelle non linéaire permet cette égalité de filtrage. Ainsi, il a été calculé une variation significative de la fréquence du signal EMG du muscle *tibialis anterior* au moment du contact au sol du pied lors de la course (von Tscharner *et al.*, 2003).

Si ces deux bases d'ondelettes (Torrence & Compo, 1998 et von Tscharner, 2000) semblent adaptées pour le traitement du signal EMG, l'effet de la fonction d'échelle sur la WT du signal EMG reste encore à déterminer. Par conséquent, l'objectif de cette étude va être de comparer trois procédures de transformation en ondelettes d'un même signal EMG, enregistré en condition dynamique, lors d'une activité sportive. De ce fait, le postulat de départ est posé tel que la transformation du signal EMG par la base d'ondelettes développée par V. von Tscharner soit la WT de référence (WT_{ref}). A partir du nombre d'ondelettes utilisées ainsi que le centre de fréquence maximal de la base d'ondelettes de référence, deux autres bases d'ondelettes serviront de comparaison pour la WT, l'une suivant une fonction d'échelle exponentielle (WT_{exp}) et l'autre suivant une fonction d'échelle polynomiale du second degré (WT_{poly}).

III.3.2. Matériels & Méthodes

III.3.2.1. *Population*

Huit escrimeurs épéistes experts¹ et volontaires ont participé à ce protocole expérimental (âge : $23,4 \pm 3,7$ ans, taille : $1,83 \pm 0,05$ m, poids : $77,2 \pm 7,0$ kg). L'ensemble des escrimeurs avait un haut niveau d'expertise (rang mondial : 6, 22, 70, 76, 100, 104, 645, et 647), dont quatre d'entre eux ont déjà intégré l'équipe nationale élite. Avant chaque séance d'enregistrement, il a été demandé au sujet de se préparer à l'identique d'une compétition.

¹ Ce protocole (Frère *et al.*, 2008a; Frère *et al.*, 2008c; Nüesch *et al.*, 2008b; Nüesch *et al.*, 2008a) a été conduit lors de mon stage de recherche à l'étranger durant l'année universitaire 2007-2008, au sein du Laboratory of Biomechanics & Biocalorimetry (LOB²), Université de Basel, Suisse.

III.3.2.2. Procédure

Après un échauffement selon ses habitudes, il a été demandé à chaque escrimeur de toucher une cible avec l'épée par une attaque en Flèche. L'athlète devait se tenir en position « en garde » en effectuant de petits bonds sur place sur les deux jambes. Une lumière au-dessus de la cible était allumée par un des expérimentateurs, autorisant ainsi l'escrimeur à effectuer son attaque. Chaque escrimeur a effectué 10 enregistrements. Le point de départ de l'attaque en flèche s'effectua derrière une marque au sol placée à 2,50 m de la cible.

III.3.2.3. Electromyographie

L'activité du muscle *deltoideus pars clavicularis* a été enregistrée au moyen d'une paire d'électrodes Ag/AgCl adhésives (Noraxon Dual Electrodes, Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, Arizona, USA). Le diamètre de chaque aire de conductivité était de 10 mm alors que la distance inter-électrodes était de 20 mm. La paire d'électrodes enregistrait l'activité musculaire à une fréquence d'échantillonnage de 6000 Hz et était connectée à un amplificateur, lui-même relié au boîtier multicanaux (Biovision, Wertheim Allemagne). Le placement des électrodes était conforme aux recommandations publiées dans le domaine de l'EMG de surface (De Luca, 1997 ; Hermens *et al.*, 1999 ; Hermens *et al.*, 2000). L'analyse du signal EMG du muscle *deltoideus anterior* a été effectuée entre l'initiation du mouvement du bras porteur de l'épée et la flexion maximale de l'épée contre la cible.

III.3.2.4. Traitement des données EMG

Alors que la WT_{ref} a nécessité l'utilisation du logiciel Wavelet Package (Biomechanigg Research Inc. Calgary Canada), la WT_{exp} et la WT_{poly} ont été effectuées à partir de l'algorithme de Torrence & Compo (1998) et ont été exécutées par le logiciel MATLAB[®] (R2008b, The MathWorks[™] Inc., Natick, MA, USA, 1984-2008).

WT_{ref}

Le signal EMG a été transformé par une base d'ondelettes (Tableau III-3) déterminée par le logiciel Wavelet Package et suivent une fonction d'échelle non-linéaire (von Tscharnner, 2000). L'ondelette mère utilisée pour WT_{ref} correspond à l'ondelette « Cauchy ».

WT_{exp}

A l'origine, l'algorithme développé par Torrence & Compo permet la WT d'un signal à partir d'une base d'ondelette contenant jusqu'à 64 ondelettes et distingue les régions du signal transformé respectant un intervalle de confiance de 95% (Torrence & Compo, 1998). L'algorithme a donc été modifié afin (i) de conserver uniquement les régions respectant l'intervalle de confiance de 95% et (ii) d'obtenir un nombre d'ondelettes et un centre de fréquence maximal similaire à ceux définis par le logiciel Wavelet Package pour la WT_{ref}. L'ondelette mère utilisée pour WT_{exp} correspond à l'ondelette « Paul ». Le signal EMG a ainsi été transformé par une base d'ondelettes suivant une fonction d'échelle exponentielle (Tableau III-3), selon l'équation (Torrence & Compo, 1998) :

$$F_{aj} = \frac{F_{a10}}{2^{[(j-10) \cdot q]}} \tag{III-10}$$

Où F_{aj} correspond au centre de fréquence de l'ondelette j (en Hz), F_{a10} est le centre de fréquence de l'ondelette 10 et le facteur q ($= -0,6364$) optimise l'espacement entre les ondelettes.

WT_{poly}

A l'instar de WT_{exp}, l'algorithme a été modifié afin (i) de conserver uniquement les régions respectant l'intervalle de confiance de 95%, (ii) d'obtenir un nombre d'ondelettes similaire à ceux définis par le logiciel Wavelet Package, et (iii) de suivre une fonction d'échelle polynomiale de second degré, selon l'équation III-7 (p. 85). Où F_{aj} correspond au centre de fréquence de l'ondelette j (en Hz). Pour cette étude, la fonction d'échelle ($scale = 0,12$) définit un panel de fréquences (Tableau III-3) assuré par les différentes ondelettes alors que les facteurs q ($= 1,45$) et r ($= 1,959$) optimisent l'espacement entre les ondelettes (von Tscherner, 2000). L'ondelette mère utilisée pour WT_{exp} correspond également à l'ondelette « Paul ».

Tableau III-3 : Centres de fréquence (Hz) suivant les différentes fonctions d'échelle.

Numéro de l'ondelette (j)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
WT _{ref}	17,5	47,5	95,0	155,0	230,0	320,0	425,0	545,0	677,5	827,5	987,5
WT _{exp}	12,0	18,6	29,0	45,1	70,0	108,9	169,2	263,0	408,9	635,6	988,0
WT _{poly}	17,3	48,2	94,3	155,2	230,9	321,2	426,0	545,2	678,7	826,5	988,6

Ces trois différentes transformations en ondelettes du signal EMG ont permis l'analyse de l'effet de la fonction d'échelle aussi bien dans le domaine fréquentiel que dans le domaine temporel.

Dans le domaine fréquentiel, pour chaque type de WT, la fréquence moyenne (MNF, équation III-8, p.87) a été calculée à partir du spectre des ondelettes, afin de représenter la fréquence la plus puissante au sein du signal EMG (Figure III-14).

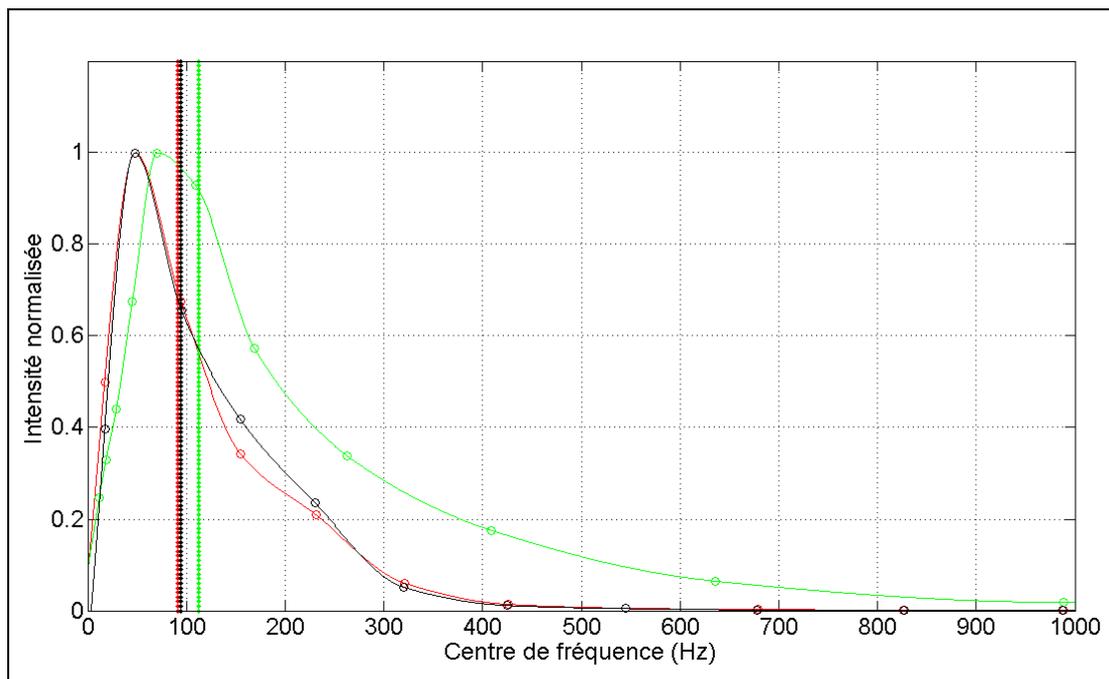


Figure III-14 : Spectres des ondelettes (recomposition par interpolation cubique) calculés à partir de WT_{ref} (noir), WT_{exp} (vert), et WT_{poly} (rouge). Les lignes verticales représentent la MNF suivant les couleurs respectives.

Pour le domaine temporel, l'intensité totale (tp) pour chaque type de WT a été comparée à la RMS du signal EMG (MATLAB[®] R2008b, The MathWorks[™] Inc., Natick, MA, USA, 1984-2008). Alors que la RMS du signal EMG a été effectuée à partir d'une fenêtre temporelle de 20 ms (Konrad, 2005), l'intensité totale représentait la somme de l'ensemble des ondelettes à chaque instant t_n (1/6000s) suivant l'équation III-9 (p. 87). Afin de comparer les différentes variables (RMS et les tp calculées à partir de WT_{ref} , WT_{exp} , et WT_{poly}), celles-ci ont été normalisées en fonction de leur valeur maximale respective, permettant ainsi d'obtenir une unité relative en pourcentage (0-100%).

III.3.2.5. Statistiques

L'ensemble des tests statistiques a été effectué avec le logiciel MATLAB[®] (R2008b, The MathWorks[™] Inc., Natick, MA, USA, 1984-2008). Le test U de Mann-Whitney a été utilisé pour comparer les distributions des fréquences moyennes provenant de chaque WT. Le test de corrélation de Pearson a été utilisé afin d'objectiver la concordance entre la courbe de la RMS du signal EMG et la courbe de l'intensité totale pour chaque type de WT, pour chaque enregistrement (n=80). Le test U de Mann-Whitney a été utilisé pour comparer les distributions de coefficients de corrélations. Le seuil de significativité fut placé à $P < 0,05$.

III.3.3. Résultats

Pour chaque enregistrement effectué, la WT selon les trois procédures (WT_{ref} , WT_{exp} , et WT_{poly}) produit un pattern d'intensité similaire (Figure III-15).

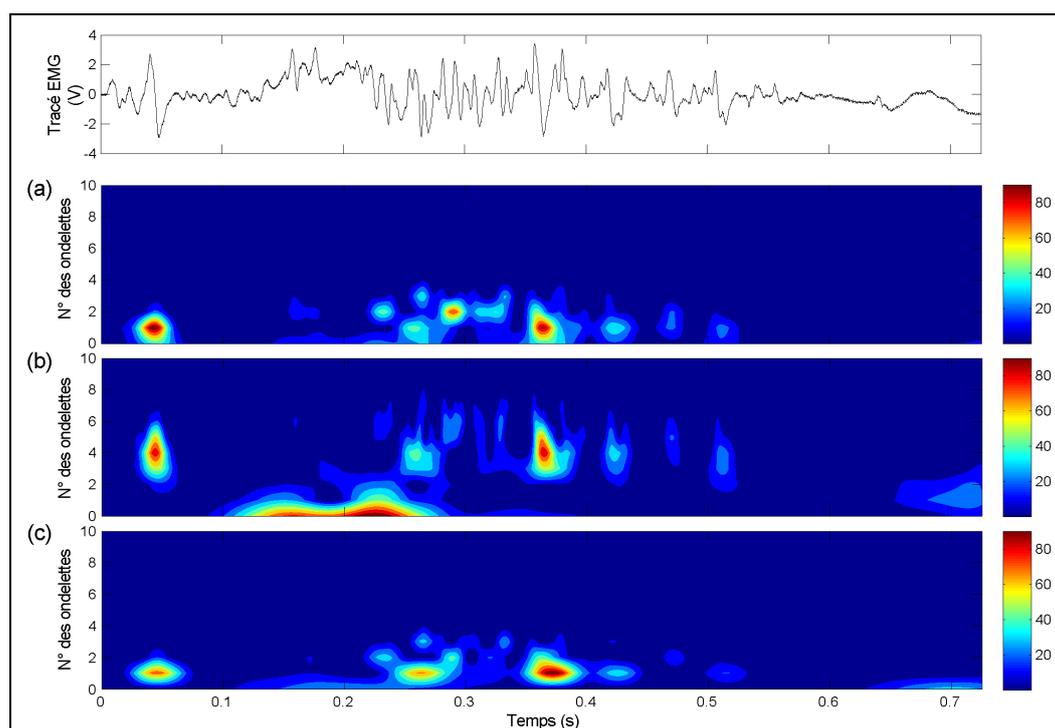


Figure III-15 : Exemple d'un enregistrement EMG du muscle *deltoideus pars clavicularis* lors d'une attaque en flèche. Les transformations en ondelettes du signal ont été effectuées selon la procédure (a) WT_{ref} , (b) WT_{exp} , et (c) WT_{poly} . Les patterns d'intensité ont en abscisses le temps (s), en ordonnées les ondelettes avec leur centre de fréquence respectif et l'intensité du signal suit l'échelle de couleur (de 0% à 100%).

Dans le domaine fréquentiel, les distributions de MNF montrent une différence significative ($P < 0,05$) entre les MNFs calculées à partir de la WT_{ref} et de la WT_{exp} ainsi qu'entre les MNFs calculées à partir de la WT_{poly} et de la WT_{exp} . Les MNFs calculées à partir de la WT_{ref} et de la WT_{poly} ne présentent pas de différence significative (Figure III-16). En moyenne, la MNF calculée à partir de la WT_{exp} ($116,1 \pm 35,3$ Hz) est significativement supérieure à celle calculée à partir de la WT_{ref} ou de la WT_{poly} ($92,9 \pm 17,3$ Hz et $95,6 \pm 19,9$ Hz, respectivement).

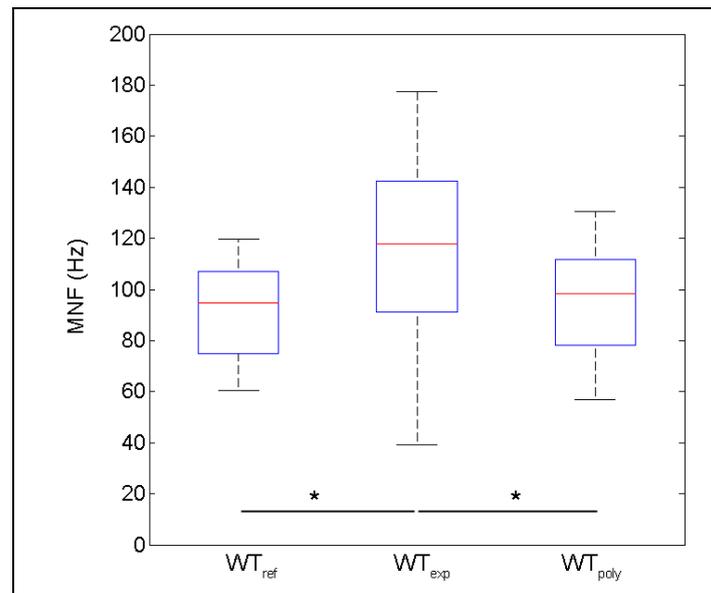


Figure III-16 : Distribution des fréquences moyennes selon les trois types de transformations en ondelettes. * : différence significative à $P < 0,05$.

Dans le domaine temporel, la concordance entre l'intensité totale et la RMS est reflétée par des coefficients de corrélations élevés et significatifs pour les trois types de WT et pour chaque enregistrement effectué. En effet, sur 240 tests de corrélation effectués (3×80), la valeur minimale du coefficient était $r = 0,49$ ($P < 0,05$) et la valeur maximale était $r = 0,97$ ($P < 0,05$). La comparaison des distributions des coefficients de corrélations présente des différences significatives ($P < 0,05$) parmi les trois procédures WT (Figure III-17). Ainsi, la WT_{ref} a une concordance avec la RMS significativement supérieure à celle de la WT_{poly} et de la WT_{exp} avec la RMS, alors que la WT_{poly} a une concordance significativement supérieure à celle de la WT_{exp} .

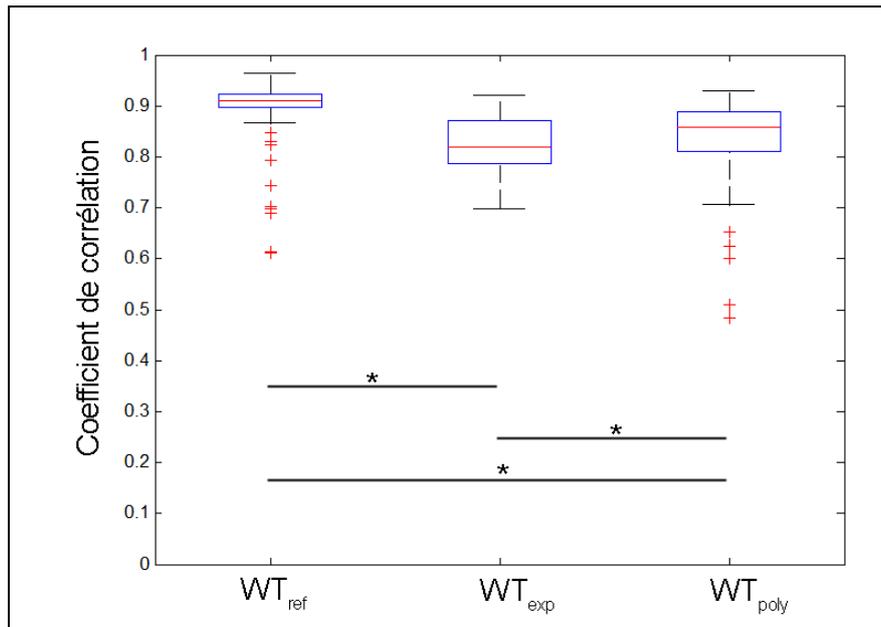


Figure III-17 : Distribution des coefficients de corrélation entre la RMS et les trois types de WT. Les croix rouges correspondent aux valeurs inférieures aux 10^e centiles de la distributions.

III.3.4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'influence de la fonction d'échelle des ondelettes sur la transformation du signal EMG en comparant une WT de référence (WT_{ref} : Wavelet Package ; von Tscherner, 2000) à deux autres WT ayant des répartitions de centres de fréquences différentes (WT_{exp} et WT_{poly}) à partir de l'algorithme développé par Torrence & Compo (1998). La comparaison s'est effectuée à la fois dans le domaine fréquentiel et dans le domaine temporel. L'utilisation du test de corrélation de Pearson afin d'évaluer la concordance entre deux variables est justifiée du fait que pour cette étude, l'objectif n'était pas de montrer un éventuel lien de cause à effet, mais plus simplement d'objectiver si les données évoluaient de manière identique ou non. Le coefficient de corrélation étant un indicateur de la dispersion des valeurs à partir d'une droite de régression linéaire, un coefficient élevé et significatif est donc un bon indicateur de la concordance entre deux variables.

Les résultats des comparaisons dans le domaine fréquence-temps montrent des similitudes « subjectives » à l'observation des patterns d'intensité (Figure III-15). Du fait de la fonction d'échelle exponentielle, il y a plus d'ondelettes ayant un centre de fréquence inférieur à 200 Hz que les deux autres procédures (WT_{ref} et WT_{poly}), ce qui provoque une distorsion des patterns d'intensité issu de WT_{exp}. Cependant, l'analyse dans le domaine

fréquentiel (spectre des ondelettes) montre que cette distorsion entraîne une surestimation significative de la fréquence moyenne du signal lors de la WT_{exp} par rapport à WT_{ref} et WT_{poly} . Cette surestimation dans le domaine fréquentiel peut également être visualisée à partir des patterns d'intensité. Par exemple, le pic d'intensité situé à 0,05 s (Figure III-15) apparaît au sein de l'ondelette 1 pour WT_{ref} et WT_{poly} , qui ont des centres de fréquences similaires (47,5 et 48,2 Hz, respectivement), alors que ce même pic apparaît principalement au sein de l'ondelette 4 pour WT_{exp} , qui a un centre de fréquence supérieur (70,0 Hz). Egalement, la forte similitude entre WT_{ref} et WT_{poly} dans le domaine fréquentiel est mise en lumière par la différence non significative entre les distributions des MNFs entre WT_{ref} & WT_{poly} . La faible différence de fréquence moyenne entre WT_{ref} & WT_{poly} peut provenir des différentes ondelettes mères utilisées (« Cauchy » et « Paul », respectivement). Ainsi, l'étude du signal sEMG dans le domaine fréquentiel est envisageable par l'utilisation de WT_{poly} , étant donnée la similitude significative avec WT_{ref} .

Dans le domaine temporel, les trois procédures de transformations en ondelettes ont une corrélation significative avec la RMS du signal EMG. Cependant, l'intensité totale issue de WT_{ref} présente une meilleure concordance avec la RMS, que les deux autres procédures WT. Ce résultat conforte l'idée que la transformation en ondelettes proposée par von Tscherner (2000) est adaptée au signal EMG et peut servir de référence dans le domaine, comme proposée dans cette étude. De plus, la distribution des coefficients de corrélation pour WT_{ref} comporte dix valeurs qui ne sont pas représentatives de la distribution (Figure III-17), alors que WT_{poly} n'en comporte que six et aucune pour WT_{exp} . Ce qui signifie que pour ces cas, la concordance avec la RMS n'a pas été du même niveau que pour les autres enregistrements. Il semblerait que ces cas soient liés à des artefacts que WT_{ref} , et WT_{poly} dans une moindre mesure, n'auraient pas ou peu transformée à l'inverse de WT_{exp} . Ces artefacts liés aux mouvements apparaissent en particulier au sein des basses fréquences (inférieures à 20 Hz) et les traitements EMG classiques (moyenne mobile, médiane mobile, et filtre Chebyshev passe-haut) sont moins efficaces que les ondelettes dans le rejet de ces artefacts liés aux mouvements (Conforto *et al.*, 1999). Du fait, que le centre de fréquence de l'ondelette 0 de la procédure WT_{exp} soit inférieur à celui des procédures WT_{ref} et WT_{poly} (Tableau III-3), le signal au sein de cette ondelette sera plus affecté par ces artefacts pour WT_{exp} . La Figure III-15b montre un exemple typique d'artefact lié au mouvement (ondelette 0, entre 0,15 et 0,23 s), alors que les deux WT (Figure III-15a,c) sont moins affectées par ce même artefact. La RMS étant proche de la moyenne par fenêtre temporelle dans le traitement du signal EMG

(Konrad, 2005), cette procédure est également corrompue par les artéfacts liés aux mouvements. La RMS et WT_{exp} ont donc une meilleure concordance que les deux autres WT lorsqu'un artéfact lié au mouvement fait parti du signal EMG (Figure III-18).

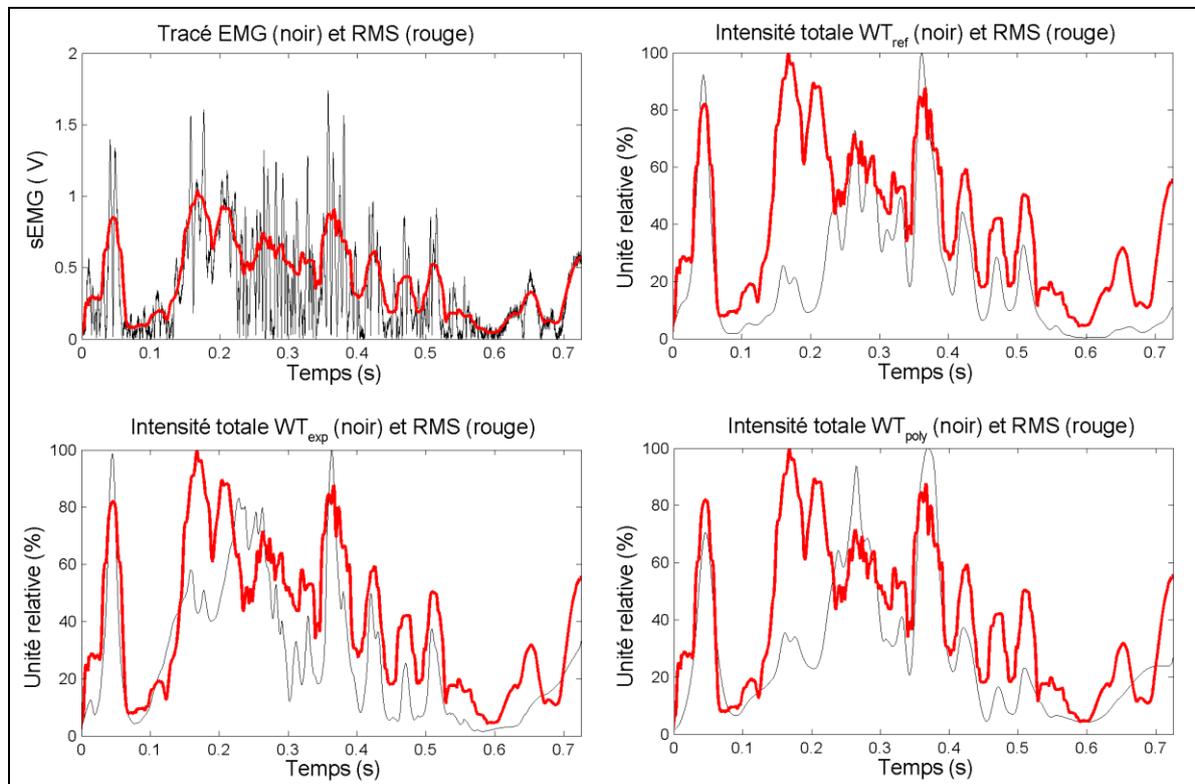


Figure III-18 : Comparaison des variations entre la RMS et les intensités totales calculées à partir des trois procédures WT. L'enregistrement EMG illustré ici est le même que celui utilisé pour illustré la Figure III-15. L'artéfact lié au mouvement se situe entre 0,15 et 0,23 s.

III.3.5. Conclusion

La transformation en ondelettes pour le traitement du signal EMG est un outil récent et performant permettant une analyse simultanée des trois domaines du signal (temporel, fréquentiel et relatif à l'intensité). Cependant, le choix de la fonction d'échelle est crucial dans l'optimisation de la transformation en ondelettes par rapport aux propriétés du signal traité (Mallat, 1999). Le but de cette étude était de montrer l'influence de la fonction d'échelle sur la transformation en ondelettes du signal EMG. Il apparaît qu'il existe des différences significatives entre les résultats obtenues des diverses transformations effectuées, aussi bien dans le domaine fréquentiel que dans le domaine temporel, selon le choix de la fonction d'échelle. Alors que le choix du type d'ondelette mère semble moins affecter les différences

entre les trois procédures de transformations du signal. Cette étude a confirmé que le modèle développé par von Tscharner (2000) et commercialisé *via* le logiciel Wavelet Package peut servir de référence dans le traitement en ondelettes du signal EMG. Il a également été démontré que l'utilisation de l'algorithme développé par Torrence & Compo (1998) peut servir d'intermédiaire, à condition d'utiliser la fonction d'échelle polynomiale du second degré proposée par von Tscharner (2000). Un des avantages de ce modèle, en particulier dans le domaine des sciences du sport, réside dans sa robustesse face aux artéfacts liés aux mouvements. De fait, le filtrage du signal EMG par ce modèle de transformation en ondelettes est plus performant pour discriminer au sein du signal ce qui correspond au bruit et ce qui correspond effectivement à la contraction musculaire.

Si la transformation en ondelettes du signal EMG offre de nouvelles opportunités dans la compréhension de l'activité myoélectrique en réponse à une production de force ou à une fatigue musculaire, il est nécessaire de standardiser l'outil utilisé pour le traitement du signal. De ce fait, l'algorithme de Torrence & Compo modifié (WT_{poly}) peut servir d'intermédiaire, du fait de son accessibilité en ligne.

III.4. Bilan et problématique de la thèse

La caractéristique propre du saut à la perche réside dans l'interaction entre l'athlète et sa perche. Une approche énergétique sommaire voudrait que l'énergie cinétique du perchiste à l'impulsion soit identique à l'énergie potentielle du perchiste lors du franchissement de la barre. La perche servirait alors d'intermédiaire afin de stocker l'énergie cinétique du perchiste sous forme d'énergie élastique lors de la flexion de la perche et de restituer cette énergie élastique sous forme d'énergie potentielle lors de l'extension de la perche. Ce qui signifie que la flexion de la perche ainsi que la performance finale seraient uniquement liées à la vitesse d'approche du perchiste au moment de l'impulsion. Également, cela sous-entend que le perchiste doit être indéformable de manière à ce qu'il n'y ait pas de perte d'énergie mécanique du système athlète-perche. Or, il a été démontré qu'un gain significatif d'énergie mécanique du perchiste apparaît entre l'impulsion et le franchissement de la barre et que la hauteur du centre de gravité de l'athlète était significativement corrélée avec la quantité d'énergie mécanique de l'athlète lors du franchissement de la barre. Ce qui signifie que l'athlète produit une énergie additionnelle entre l'impulsion et le franchissement. Par conséquent, après l'impulsion, les actions du perchiste sont doubles pour fléchir la perche : (i) résister à la force de réaction au sol de la perche qui crée un effort de traction au niveau des membres supérieurs du perchiste ; (ii) appliquer des forces et des moments de forces sur la perche de manière à la fléchir d'avantage et ainsi augmenter l'énergie élastique stockée dans la perche.

Cependant, l'articulation de l'épaule n'est pas une articulation en charnière dans les trois dimensions de l'espace. L'épaule correspond à un véritable complexe articulaire dont la stabilité est principalement assurée par une multitude de muscles, en plus de leur implication dans la mobilité du membre supérieur. Cette double contrainte – stabilité/mobilité – ne permet de définir la fonction de chaque muscle que pour un geste particulier. Les mouvements du membre supérieur étant très variés, la fonction musculaire est alors spécifique à chaque activité sportive.

L'objectif général de cette thèse est de contribuer à l'amélioration de la performance au saut à la perche à partir de l'étude EMG des muscles des membres supérieurs. Cette contribution passe par la détermination des coordinations musculaires en relation avec les différentes phases du saut et par la comparaison avec des éléments gymniques en barre fixe

utilisés dans les programmes d'entraînement des perchistes. Les hypothèses posées sont les suivantes :

- ✓ L'activation des muscles des membres supérieurs du perchiste fait face à la force de réaction imposée par la perche et permet la flexion de cette dernière au cours d'un saut.
- ✓ Les coordinations musculaires du membre supérieur au cours d'éléments gymniques en barre fixe répondent à des fonctions similaires à celles rencontrées au saut à la perche.

Pour vérifier ces hypothèses, la partie expérimentale de cette thèse est divisée en 2 axes. Le premier axe concerne l'analyse biomécanique du saut à la perche en relation avec l'activité musculaire des membres supérieurs et comporte deux études distinctes. Le deuxième axe comprend une étude EMG de ces mêmes muscles lors de l'exécution de quatre éléments gymniques en barre fixe. Cette dernière étude suit un double objectif : (i) faire le lien avec l'activité musculaire au saut à la perche et (ii) confronter les résultats EMG avec ceux de la littérature scientifique ayant une approche dynamique des éléments en rotation autour de la barre.

La présentation des études respecte la méthodologie des articles scientifiques. A l'issue de ces trois études, une discussion générale est proposée afin de répondre à la problématique de la thèse.

CHAPITRE IV : ETUDES EXPERIMENTALES

IV.1. AXE 1 : BIOMECANIQUE DU SAUT A LA PERCHE ET COORDINATION MUSCULAIRE	- 108 -
IV.1.1. Etude 1 : Activité EMG des muscles des membres supérieurs au cours d'un saut à la perche.	- 109 -
IV.1.2. Etude 2 : Influence des variables cinématiques et des actions des membres supérieurs sur la performance au saut à la perche : catapultage ou poussée ?	- 128 -
IV.2. AXE 2 : BIOMECANIQUE DES ELEMENTS GYMNiques EN BARRE FIXE ET COORDINATION MUSCULAIRE	- 142 -
IV.2.1. Activité EMG des muscles des membres supérieurs au cours d'éléments en barre fixe.	- 143 -

IV.1. Axe 1 : Biomécanique du saut à la perche et coordination musculaire

IV.1.1. Etude 1 : Activité EMG des muscles des membres supérieurs au cours d'un saut à la perche.	- 109 -
<i>IV.1.1.1. Introduction</i>	- 109 -
<i>IV.1.1.2. Matériels & Méthodes</i>	- 110 -
<i>IV.1.1.3. Résultats</i>	- 118 -
<i>IV.1.1.4. Discussion</i>	- 122 -
<i>IV.1.1.5. Conclusion</i>	- 126 -
IV.1.2. Etude 2 : Influence des variables cinématiques et des actions des membres supérieurs sur la performance au saut à la perche : catapultage ou poussée ?	- 128 -
<i>IV.1.2.1. Introduction</i>	- 128 -
<i>IV.1.2.2. Matériels et Méthodes</i>	- 129 -
<i>IV.1.2.3. Résultats</i>	- 132 -
<i>IV.1.2.4. Discussion</i>	- 137 -
<i>IV.1.2.5. Conclusion</i>	- 141 -

IV.1.1. Etude 1 : Activité EMG des muscles des membres supérieurs au cours d'un saut à la perche.

IV.1.1.1. Introduction

La course d'élan, la phase d'impulsion, et l'interaction entre l'athlète et sa perche jusqu'au franchissement de la barre sollicite principalement et respectivement les muscles des membres inférieurs, puis les muscles des membres inférieurs et supérieurs, puis les muscles des membres supérieurs. A notre connaissance, les études EMG au saut à la perche concernent surtout les coordinations musculaires des membres inférieurs lors de la phase d'impulsion. Ces différentes études ont montré des différences experts-novices quant aux coordinations musculaires de la jambe d'impulsion (Bassement *et al.*, 2005) et des analogies avec les stratégies biomécaniques employées par l'athlète lors de la phase d'impulsion au saut en longueur (Bassement *et al.*, 2007b ; 2009). Cependant, l'analyse EMG des sollicitations musculaires des membres supérieurs au saut à la perche reste encore inédite. La revue de littérature du saut à la perche a pourtant permis de révéler le rôle joué par les membres supérieurs au cours d'un saut aux moyens de calculs par dynamique directe (simulation informatique) (Hubbard, 1980a ; Ekevad & Lundberg, 1995), de calculs par dynamique inverse (Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Morlier & Mesnard, 2007), ou par l'analyse des paramètres énergétiques (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2004b ; 2006).

Les études dynamiques ont montré que les moments articulaires les plus importants au cours du saut étaient produits par l'articulation de l'épaule (Hubbard, 1980a ; Mc Ginnis & Bergman, 1986). Le modèle du perchiste applique ainsi un moment fléchissant sur la perche principalement entre le décollage du sol et la flexion maximale de la perche (Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Morlier & Mesnard, 2007). Cependant, le calcul dynamique n'a pu être résolu que par l'utilisation d'un modèle reconstituant les efforts des deux membres supérieurs en un seul membre supérieur. Par conséquent, la comparaison des actions musculaires des deux membres supérieurs au cours d'un saut à la perche n'est pas réalisable à partir d'une procédure dynamique directe ou inverse. Des études antérieures ont analysé l'énergie du perchiste (énergie cinétique + énergie potentielle + énergie de gesticulation) au cours d'un saut et ont montré que l'énergie maximale du perchiste était significativement corrélée à la hauteur maximale du centre de gravité (CG) de l'athlète (Schade *et al.*, 2000 ; Arampatzis *et al.*, 2004). La performance dépend de l'interaction énergétique entre le perchiste et la perche

au cours du saut (Hubbard, 1980a ; Gros & Kunkel, 1990 ; Ekevad & Lundberg, 1995 ; 1997). L'énergie de l'athlète au franchissement de la barre est supérieure à celle à l'impulsion et cela indépendamment de la méthode de calcul (2D/3D et CG/modèle multi-segments) (Schade *et al.*, 2000). Ce gain d'énergie a été analysé en relation avec l'énergie élastique stockée dans la perche (Arampatzis *et al.*, 2004) et il en a été déduit que le perchiste, par des actions musculaires post-impulsion, ajoutait une quantité d'énergie élastique dans la perche. Le perchiste étant suspendu à la perche, il semblerait que ces actions musculaires proviennent principalement des membres supérieurs.

Ainsi, l'objectif de cette étude est d'analyser l'activité électromyographique des muscles des deux membres supérieurs au cours d'un saut à la perche. La comparaison des coordinations musculaires entre les deux membres supérieurs permettra alors de comprendre les actions effectuées par le perchiste dans le but de plier la perche et donc d'y stocker de l'énergie élastique. Le calcul des paramètres énergétiques proposés par Schade *et al.* (2000) sera effectué en parallèle aux données EMG des muscles des membres supérieurs. Ceci afin de vérifier si le groupe de perchistes mobilisé pour cette étude possède un niveau d'expérience suffisant pour être en mesure de produire des actions musculaires post-impulsion et ainsi obtenir un gain d'énergie significatif entre l'impulsion et le franchissement de la barre.

IV.1.1.2. Matériels & Méthodes

Population & analyse du mouvement

Sept perchistes expérimentés (taille : $1,80 \pm 0,06$ m, poids : $73,5 \pm 5,5$ kg) ont participé à cette étude. La meilleure performance des perchistes varie entre 4,85 et 5,35 m, soit 79 à 87% du record du monde. Chaque athlète a effectué entre 5 à 10 sauts à 90% de leur meilleure performance respective. Au final, trois à cinq sauts valides par athlète ont été analysés (n=24). Les sauts ont été enregistrés par deux caméscopes vidéo synchronisés par un flash, selon le dispositif présenté dans le chapitre III (p. 62 à 66).

Afin de reconstruire un modèle du corps humain multi-segments, des repères corporels ont été numérisés à l'aide du logiciel SIMI motion[®] (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, Allemagne). Pour les deux membres inférieurs, la pointe du pied, le talon, la malléole, le genou (épicondyle fémoral) et la hanche (grand trochanter), pour les deux membres supérieurs, le troisième métacarpe, le poignet (processus styloïde), le coude

(épicondyle huméral) et l'épaule (acromion), et pour la tête, la 7^e vertèbre cervicale et le milieu de la tête. Le tronc fut déterminé par les deux épaules et les deux hanches. Ainsi, le modèle fut composé de 14 segments, tels que la tête, les bras, les avant-bras, les mains, le tronc, les cuisses, les jambes et les pieds. Les masses et moments d'inerties des différents segments ont été calculés à partir d'une table anthropométrique (de Leva, 1996). Des marqueurs formés par des bandes de contention adhésives ont été placés sur les différents repères corporels du perchiste. La numérisation des repères corporels a donc été effectuée manuellement. Les données cinématiques ont été lissées au moyen d'un filtre Butterworth passe-bas de 4^e ordre avec une fréquence de coupure optimisée pour chaque point du modèle (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, Allemagne). La procédure de calcul de la position 2D du CG du perchiste a été effectuée à partir de la méthode proposée par Dapena (1978) et de la table anthropométrique de de Leva (1996) (cf. chapitre III, p. 67-68). Pour déterminer les coordonnées 2D du CG du modèle à 14 segments, cette procédure est effectuée suivant l'axe x (horizontal) et suivant l'axe y (vertical).

Cependant, les limites méthodologiques pour l'analyse du mouvement de notre étude doivent être clairement établies, telles que la précision de la capture du mouvement ou la perte de marqueurs à certains moments du saut du fait de la position des caméras. Concernant, la précision de la capture du mouvement, une part de l'erreur est à attribuer à la résolution des caméscopes et une autre part est liée au pointage des marqueurs par l'expérimentateur (cf. chapitre III, p. 62 à 65), aboutissant à une précision de $\pm 0,02$ m pour chaque marqueur, suivant l'axe horizontal et vertical. De ce fait, la mesure des angles articulaires du perchiste au cours du saut peut être compromise. C'est pourquoi, cette étude s'appuie uniquement sur les positions du CG du perchiste au cours du saut, de manière à limiter cette incertitude de la mesure. Cependant, il est possible d'évaluer la répercussion de cette incertitude sur la position du CG du perchiste en estimant l'accélération liée à la gravité (g) du CG du modèle lors de la chute libre après le lâcher de perche et en comparant cette valeur à la référence $g = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$. L'accélération du CG pendant la chute libre a été mesurée en moyenne à $8,99 \text{ m.s}^{-2}$ ($\pm 1,33$). Ce qui signifie que la marge d'erreur est située entre 5 et 22 % sur l'accélération du CG. Etant donné, que l'accélération est la dérivée seconde des positions du CG, il apparaît que le dispositif utilisé permet de calculer la position du CG du perchiste avec des pourcentages faibles d'erreur. Concernant, la perte de marqueurs à certains moments du saut, il semble que ces limites soient similaires à celles rencontrées dans l'ensemble de la littérature dans le domaine de la biomécanique du saut à la perche. En effet, plusieurs études ont capturé le

mouvement du perchiste à l'aide d'un modèle multi-segments du corps du perchiste et d'un dispositif vidéo d'une caméra (Braff & Dapena, 1985 ; Mc Ginnis & Bergman, 1986) ou de deux (Gros & Kunkel, 1990) pour une analyse 2D, alors que l'analyse 3D a nécessité de deux (Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Morlier & Cid, 1996) à quatre caméras (Morlier, 1999 ; Schade *et al.*, 2000 ; 2004a ; 2004b ; 2006 ; Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade & Brüggemann, 2006 ; Morlier & Mesnard, 2007). Ce qui signifie que ces différents protocoles menés sur le saut à la perche auraient déjà été confrontés à ce problème de perte de marqueurs. Il semblerait, pour une capture 3D du mouvement du perchiste, qu'un minimum de six caméras soit nécessaire afin de supprimer la perte de marqueur, en considérant qu'un marqueur doit être visible par au moins deux caméras à un instant donné et que la division du saut en deux – trois caméras pour la phase entre l'impulsion et MPB et trois caméras pour la phase entre MPB et le franchissement de la barre – soit des plus judicieuses.

Calcul de l'énergie mécanique du perchiste et des paramètres énergétiques

L'ensemble des données relatives à l'énergie mécanique du perchiste étant complémentaire à l'analyse EMG des muscles des membres supérieurs, la méthode la plus économique proposée par Schade *et al.* (2000) a été choisie. Ainsi, l'énergie du perchiste (E_{CG} , en $J.kg^{-1}$) est calculée à partir des données 2D de son CG selon l'expression suivante :

$$E_{CG} = g \cdot H_{CG} + \frac{V_{CG}^2}{2} \quad (IV-1)$$

Où V_{CG} est la norme de la vitesse du CG du perchiste (en $m.s^{-1}$), g est l'accélération liée à la gravité ($9,81 m.s^{-2}$), et H_{CG} la position du CG du perchiste suivant l'axe vertical (en m). Ce calcul de l'énergie mécanique du perchiste est normalisé par le poids de l'athlète et consiste en la somme entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle du CG du perchiste. De ce fait, la comparaison interindividuelle est possible.

Les paramètres énergétiques utilisés pour le traitement statistique correspondent à l'énergie du CG du perchiste à la pose du dernier appui ($E_{CG-Init}$), à la flexion maximale de la perche (E_{CG-MPB}) et à la hauteur maximale du CG (E_{CG-HP}). La différence entre $E_{CG-Init}$ et E_{CG-MPB} reflète la diminution d'énergie du CG du perchiste (E_{decr}), alors que la différence entre E_{CG-HP} et E_{CG-MPB} reflète l'augmentation de l'énergie du CG du perchiste (E_{incr}).

Le gain d'énergie (E_{gain}) est calculé à partir de la différence entre E_{CG-HP} et $E_{CG-Init}$ (Figure IV-1).

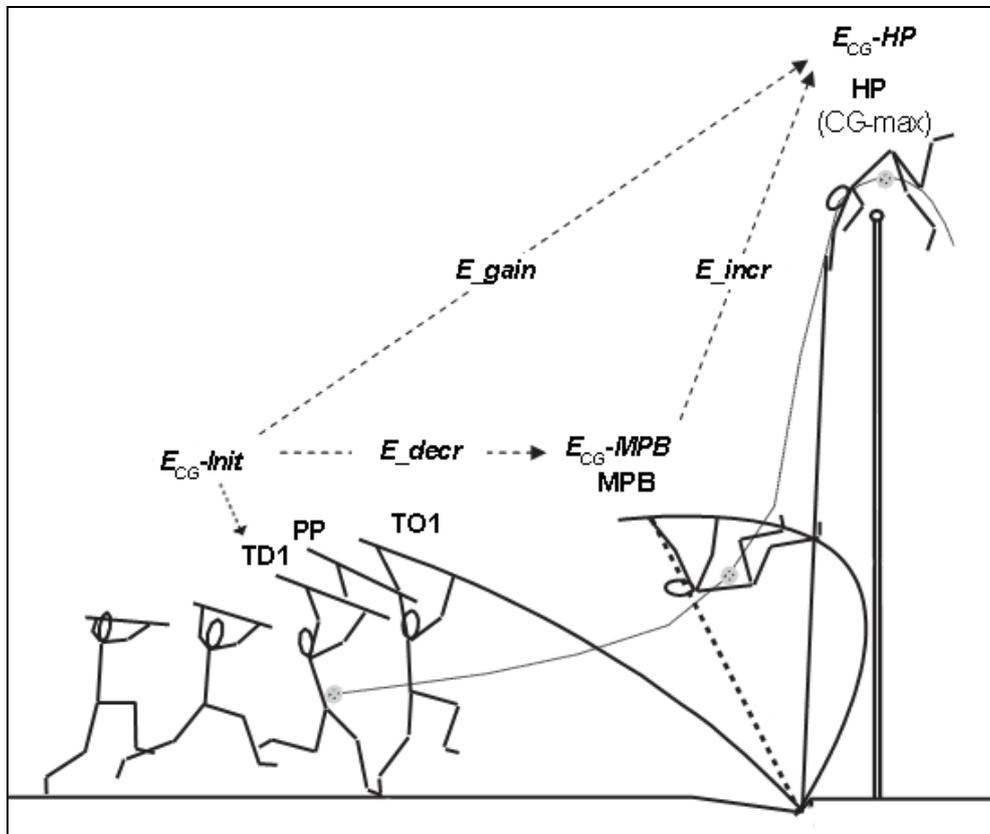


Figure IV-1 : Calcul des paramètres énergétiques du perchiste au cours d'un saut à la perche. TD1 : contact au sol du dernier appui ; PP : planté de perche ; TO1 ; décollage du sol du dernier appui ; MPB : flexion maximale de la perche ; HP : Hauteur maximale du CG du perchiste. D'après Schade *et al.* (2000) et Schade *et al.* (2006).

Electromyographie

A chaque saut, le perchiste portait un dispositif EMG embarqué contenant 14 canaux EMG et deux canaux pour deux accéléromètres unidirectionnels. L'ensemble des données a été enregistré par un ordinateur portable (PDA), placé dans une boîte de protection accrochée à la cuisse de l'athlète permettant à la fois de diminuer l'encombrement au cours du saut et d'assurer une réception dorsale sur le tapis (Figure IV-2). L'ensemble du dispositif fut posé à la fin de l'échauffement, les athlètes étant invités par la suite à effectuer des essais sans enregistrement afin de s'accoutumer du système portable.

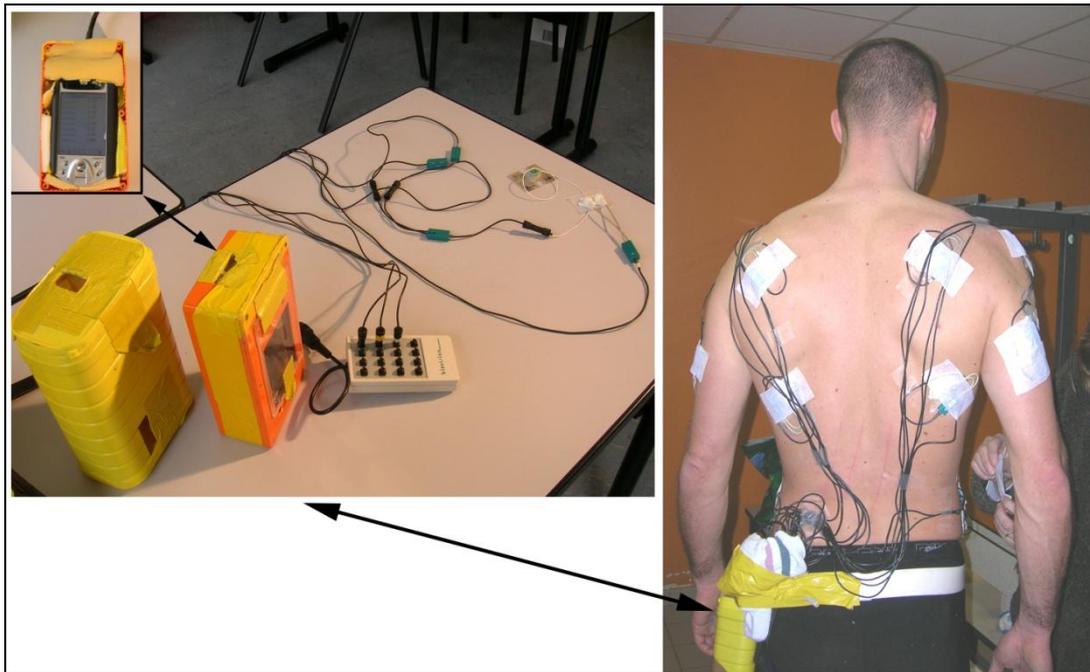


Figure IV-2 : Dispositif EMG embarqué.

Les enregistrements EMG de surface ont été effectués au moyen de paires d'électrodes Ag/AgCl adhésives (Noraxon Dual Electrodes, Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, Arizona, USA). Le diamètre de chaque aire de conductivité était de 10 mm alors que la distance inter-électrodes était de 20 mm. Chaque paire d'électrodes enregistrait l'activité musculaire à une fréquence d'échantillonnage de 2500 Hz et était connectée à un amplificateur, lui-même relié au boîtier multicanaux (Biovision, Wertheim Allemagne). L'activité des muscles du membre supérieur dominant et non dominant a été enregistrée : le muscle *deltoideus pars clavicularis*, le muscle *infraspinatus*, le muscle *biceps brachii*, le muscle *triceps brachii caput laterale*, et le muscle *latissimus dorsi*. Le côté dominant est considéré comme correspondant au membre supérieur relié à la main tenant la perche dans sa partie la plus supérieure et le côté non dominant correspondant au membre supérieur relié à l'autre main. Le placement des électrodes était conforme aux recommandations publiées dans le domaine de l'EMG de surface (De Luca, 1997 ; Hermens *et al.*, 1999 ; Hermens *et al.*, 2000).

L'analyse du signal EMG a été effectuée par transformation en ondelettes (WT-EMG), suivant la procédure WT_{poly} (cf. l'étude comparative des différentes WT-EMG du chapitre III) permettant d'extraire simultanément les informations relatives à la fréquence et à l'intensité du signal au cours du temps (von Tscherner, 2000). L'ensemble des ondelettes permet le filtrage du signal EMG en respectant un éventail de fréquences non linéaire (Tableau IV-1).

L'ondelette 0 a été supprimée du traitement des données afin d'éliminer les artéfacts liés à au mouvement et à certaines vibrations excessives des muscles (Conforto *et al.*, 1999). Cette méthode d'analyse dans le traitement du signal est présentée en détail dans le chapitre III du présent document.

Tableau IV-1 : Eventail d'ondelettes (de 0 à 11) et leur centre de fréquence (en Hz) respectif.

Numéro des ondelettes	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Centre de fréquence	6,90	19,29	37,71	62,09	92,36	128,47	170,39	218,07	271,49	330,62	395,44

Accéléromètres

Deux accéléromètres unidirectionnels ont été placés sur chaque épine iliaque antéro-supérieure, suivant l'axe longitudinal du corps du perchiste. Ces accéléromètres ont permis l'enregistrement des accélérations des hanches et de déterminer les instants de chaque contact et décollage du sol durant la course d'élan, ainsi que l'instant de réception sur le tapis. Après le décollage du sol du dernier appui, l'accéléromètre placé du côté du pied d'impulsion a systématiquement mesuré une accélération maximale négative (en direction des pieds du perchiste) et une accélération maximale positive (en direction de la tête du perchiste), la flexion maximale de la perche étant située entre ces deux accélérations maximales. L'ensemble de ces informations chronologiques ont permis de synchroniser les mesures EMG avec le mouvement enregistré par les caméras vidéo. La fréquence d'échantillonnage des accéléromètres était identique à celle des électrodes EMG, *i.e.* 2500 Hz.

Traitements des données EMG

Lors de la phase d'impulsion, entre la pose du dernier appui (TD1) et le décollage (TO1), le planté de perche (PP) a généré des vibrations importantes des muscles des membres supérieurs entraînant, par conséquent, des artéfacts sur le signal EMG enregistré. Ces artéfacts étant trop nombreux, les données WT-EMG lors de la phase d'impulsion n'ont pas été utilisées pour cette étude. L'analyse EMG de cette étude porte donc sur la phase comprise entre le décollage du sol (TO1) et l'extension verticale complète de la perche (PS). La phase finale du saut, entre l'extension verticale complète de la perche et la hauteur maximale du CG du perchiste, sera l'objet d'une étude exclusive (Etude n°2 de l'axe 1).

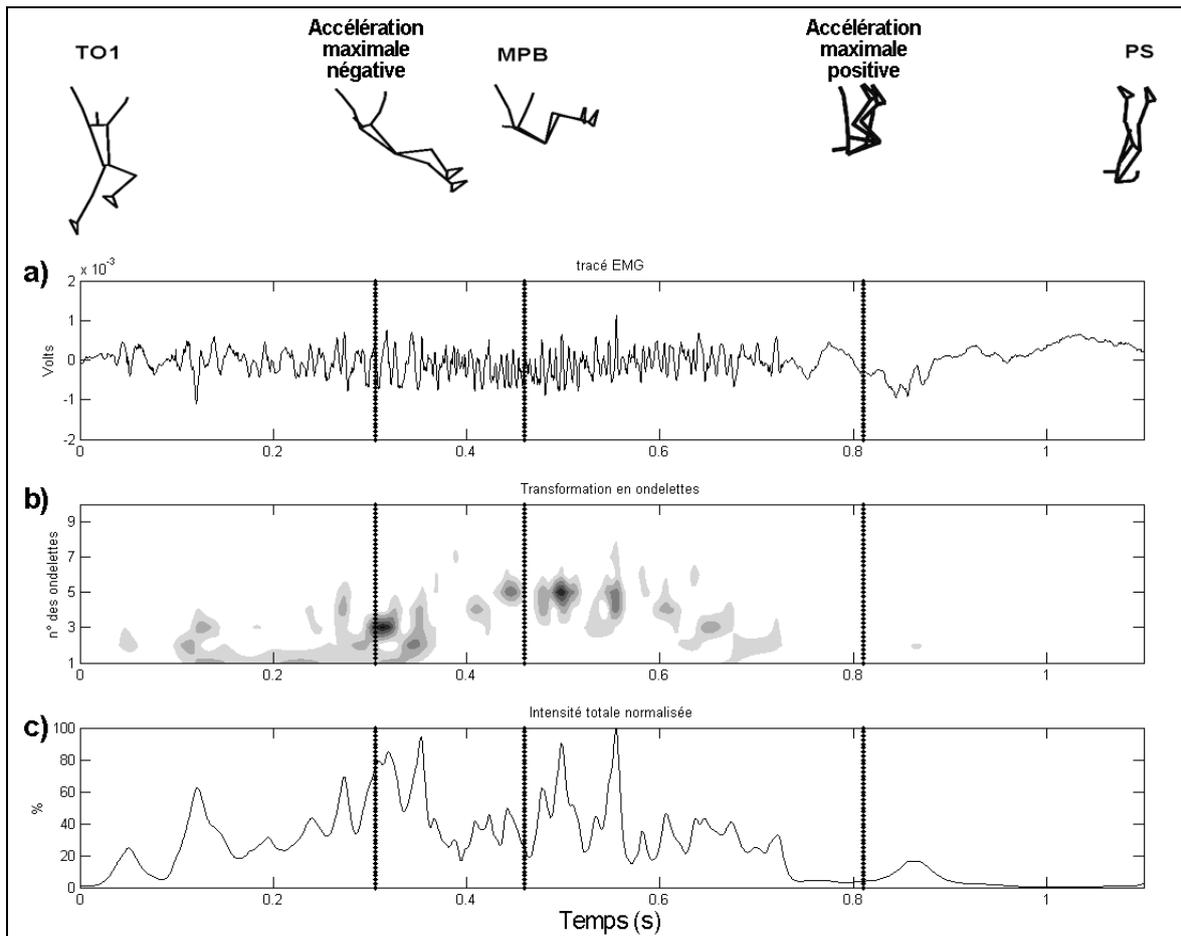


Figure IV-3 : Les quatre sous phases du saut et le traitement du signal EMG. a) tracé EMG enregistré ; b) transformation en ondelette du signal EMG enregistré, où l'intensité du signal suit une échelle de couleur allant du blanc (intensité nulle) au noir (intensité maximale) ; c) intensité totale normalisée.

A partir de la transformation en ondelettes du signal EMG de chaque muscle, l'intensité totale (équation III-9, page 87) est calculée puis normalisée en fonction de la valeur maximale de chaque enregistrement sur l'ensemble du saut. Puis, la phase entre TO1 et PS a été analysée et divisée en quatre sous phases : 1) entre TO1 et l'accélération maximale négative (déterminée par l'accéléromètre) ; 2) entre l'accélération maximale négative et MPB ; 3) entre MPB et l'accélération maximale positive ; 4) entre l'accélération maximale positive et PS (Figure IV-3). Pour chaque sous phase, la valeur médiane de l'intensité totale a été calculée. Enfin, la valeur moyenne pour chaque perchiste ($n=7$) des médianes de l'intensité totale pour chaque sous phase a été calculée. Ainsi, l'activation intramusculaire au cours des quatre sous phases a été analysée, alors que la comparaison entre le membre supérieur non dominant et dominant a été déterminée sous phase par sous phase.

Lorsqu'entre TO1 et PS, l'activation d'un muscle présentait un changement de fréquence répété et similaire entre les sauts et entre les perchistes, le spectre des ondelettes a été calculé pour chacune des quatre sous phases citées ci-dessus. A partir de ces spectres des ondelettes, la fréquence moyenne (MNF, équation III-8, p.87) a été calculée pour chaque sous phase (Figure IV-4), puis moyennée pour chaque perchiste. Le choix des muscles présentant un changement de fréquence répété et similaire a été effectué par inspection des patterns d'intensité de chaque saut enregistré.

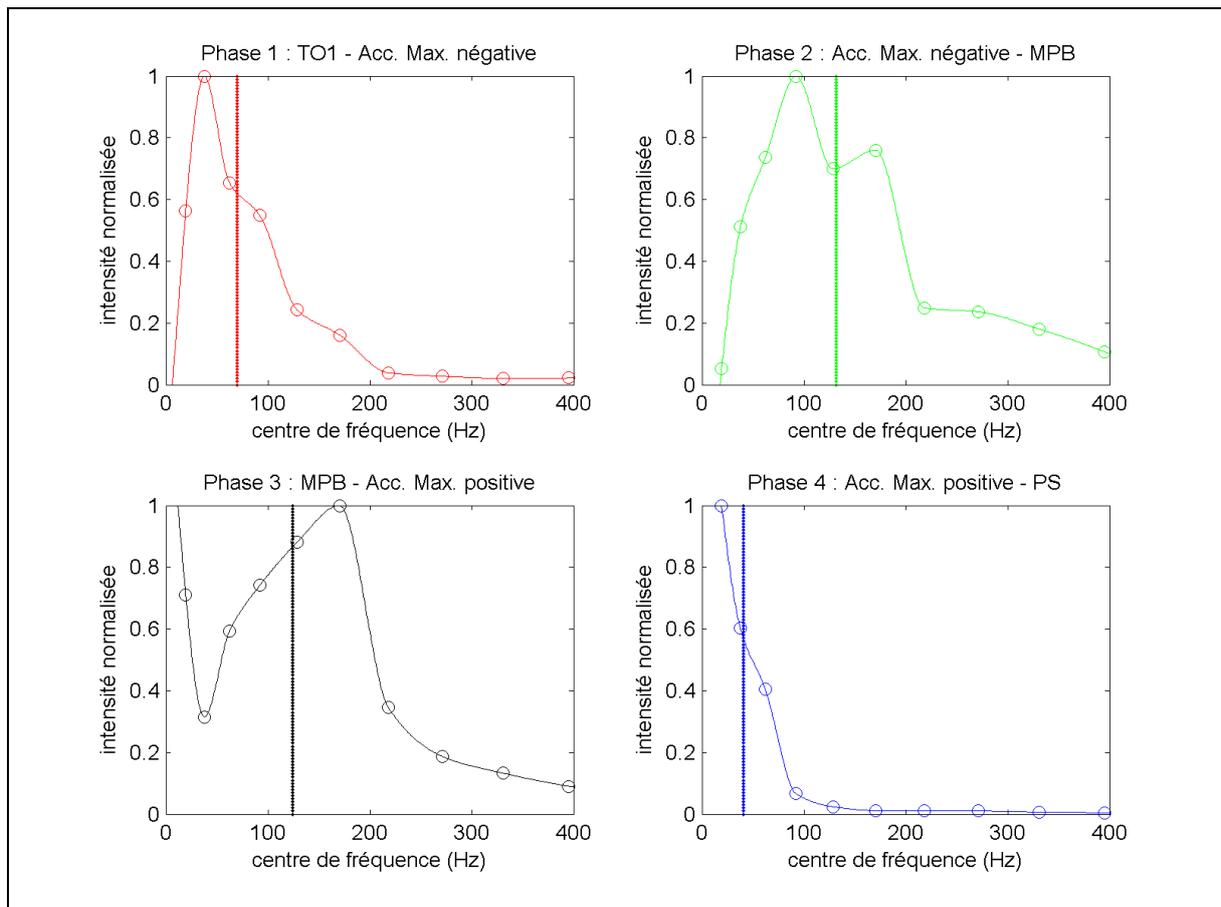


Figure IV-4 : MNF (trait vertical) déterminée à partir du spectre des ondelettes pour les quatre phases du saut. Illustration à partir d'un enregistrement du muscle *latissimus dorsi* non dominant.

Statistiques

L'ensemble des tests statistiques a été effectué avec le logiciel MATLAB[®] (R2008b, The MathWorks[™] Inc., Natick, MA, USA, 1984-2008). Les conditions requises à l'utilisation de tests paramétriques n'étant pas atteintes (normalité des distributions et homogénéité des

variances), le test des rangs de Wilcoxon a été utilisé pour comparer les paramètres énergétiques entre eux. La comparaison interphases de l'intensité totale moyennée pour un même muscle a nécessité l'utilisation du test des rangs de Wilcoxon alors que la comparaison des intensités totales moyennées des muscles du membre supérieur dominant et non dominant a été effectuée par le test U de Mann-Whitney. Le test de Kruskal-Wallis (ANOVA non paramétrique à une voie) a été utilisé pour vérifier l'effet des phases sur l'intensité totale moyennée pour chaque muscle. Le test de rangs de Wilcoxon a été utilisé pour la comparaison interphases des MNFs, alors que le test de Kruskal-Wallis vérifiait l'effet des phases sur la fréquence moyenne. Le seuil de significativité fut placé à $P < 0,05$.

IV.1.1.3. Résultats

Paramètres énergétiques

Les paramètres énergétiques primaires ($E_{CG-Init}$, E_{CG-MPB} , et E_{CG-HP}) ainsi que les paramètres secondaires (E_{decr} et E_{incr}), montrent des différences significatives (Figure IV-5). La diminution de l'énergie du CG du perchiste entre TD et MPB est significative. Durant cette phase, la perche stocke l'énergie sous forme d'énergie élastique. Lorsque la perche se déplie et que le perchiste franchi la barre, il y a une augmentation significative de l'énergie du CG du perchiste. Durant cette phase, la perche restitue l'énergie stockée au perchiste. Au final, le perchiste obtient un gain d'énergie significatif, puisque l'énergie du CG à HP est significativement plus grande que celle au début du saut, notamment du fait qu' E_{incr} soit significativement plus grand qu' E_{decr} .

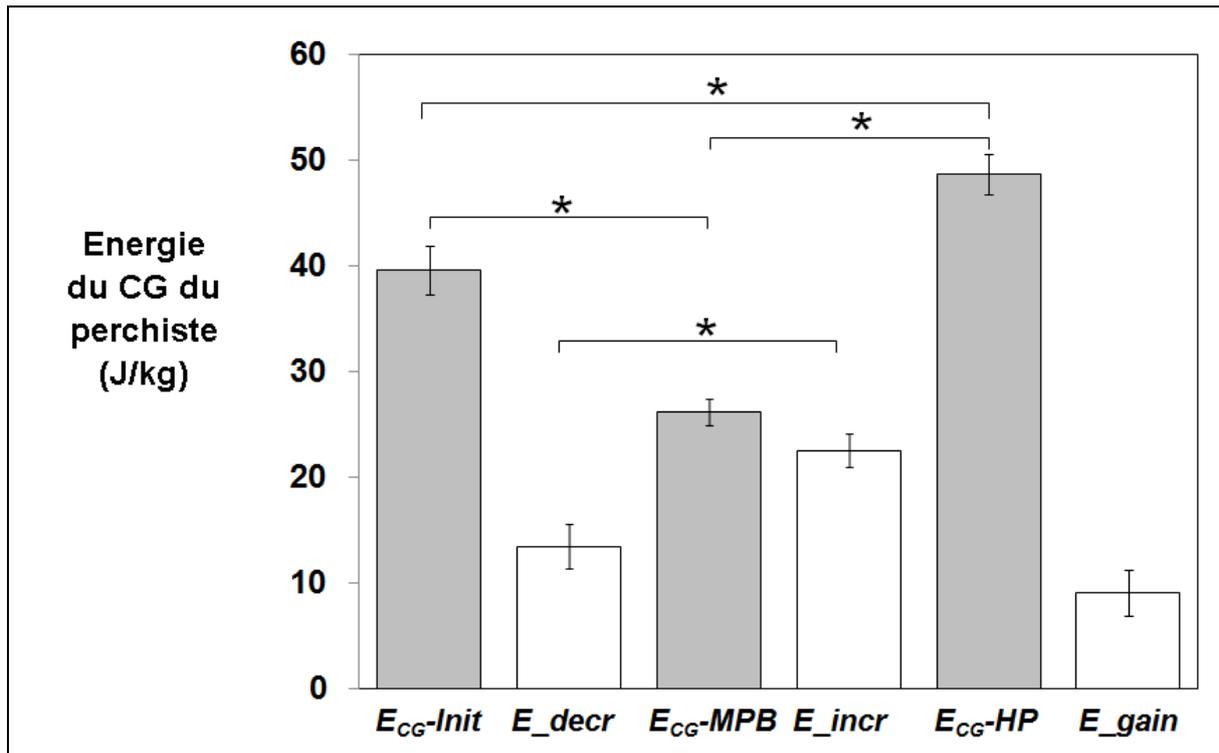


Figure IV-5 : Paramètres énergétiques au cours d'un saut à la perche. *: différence significative à $P < 0,05$.

Intensité du signal EMG

La comparaison des intensités totales moyennes par muscles et par phases montre des différences significatives ($P < 0,05$), intramusculaires et inter-membres. (Figure IV-6). Il y a un effet significatif ($P < 0,05$) des phases du saut sur l'intensité totale moyenne pour les muscles *deltoideus pars clavicularis* dominant et non dominant, *biceps brachii* dominant et non dominant, et *latissimus dorsi* non dominant. A l'exception du muscle *latissimus dorsi*, les muscles du membre supérieur non dominant ont une intensité totale moyenne plus forte lors de la quatrième sous phase du saut par rapport à l'une des trois premières. Ni le muscle *triceps brachii* dominant, ni le muscle *latissimus dorsi* dominant ne présentent de différence significative entre les quatre sous phases du saut.

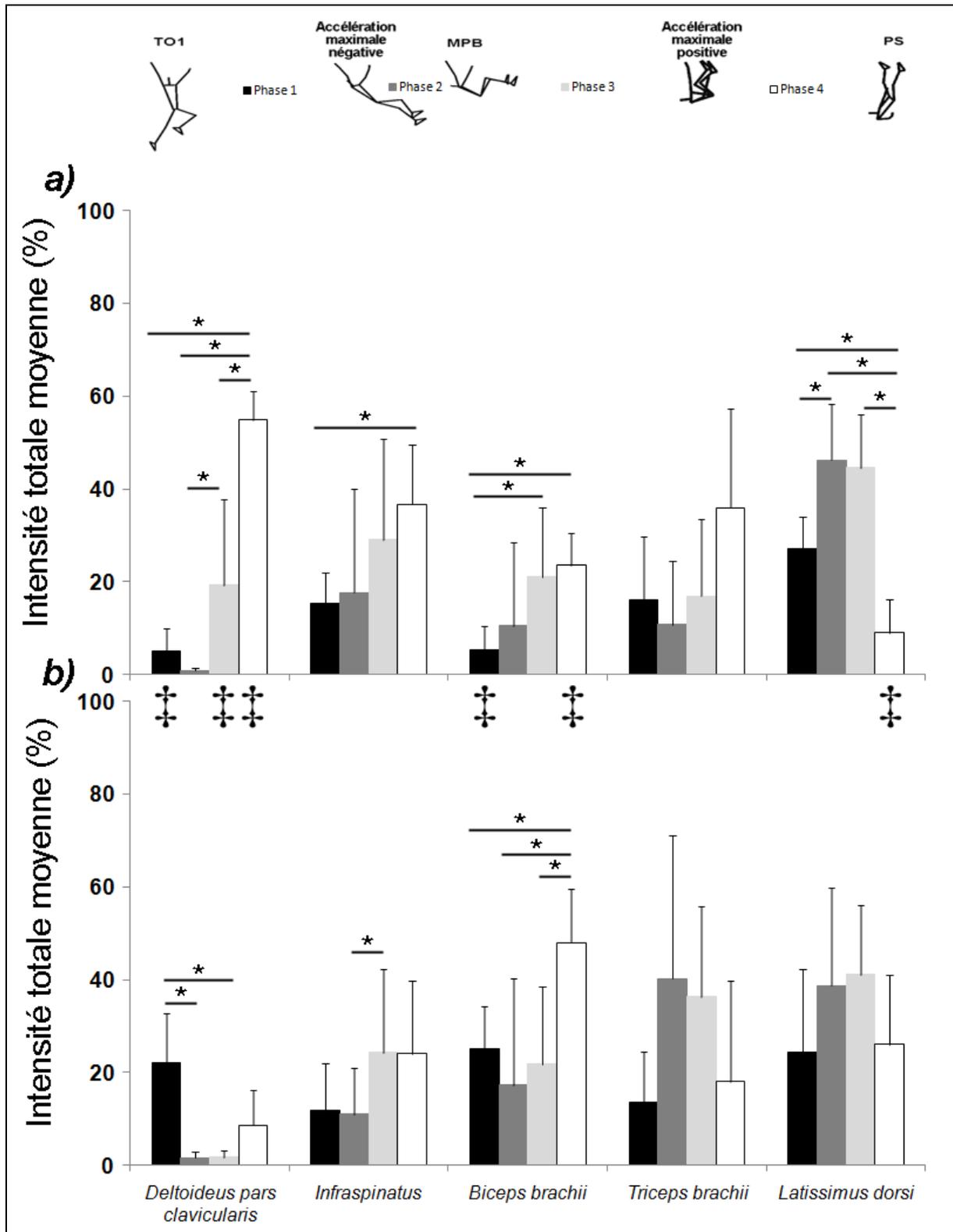


Figure IV-6 : Intensité totale moyenne selon les quatre sous phases du saut à la perche, pour a) les muscles du côté non dominant et b) les muscles du côté dominant. * : différence intra-musculaire significative à $P < 0,05$ entre les phases du saut pour ; ‡ : différence significative à $P < 0,05$ entre le côté non dominant et dominant.

Fréquence du signal EMG

A partir des patterns d'intensité issus de la transformation en ondelettes du signal EMG, seul le muscle *latissimus dorsi*, en particulier le côté non dominant, montre un changement de fréquence reproductible et similaire parmi l'ensemble des sauts des différents perchistes étudiés (Figure IV-7).

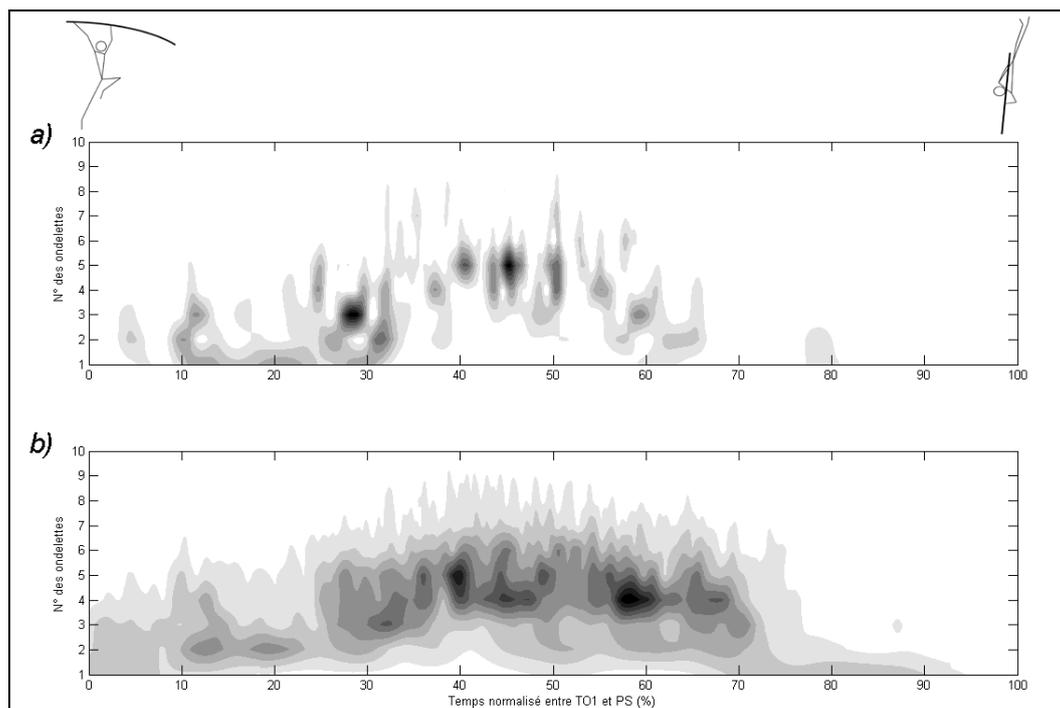


Figure IV-7 : Pattern d'intensité du muscle *latissimus dorsi* non dominant entre TO1 et PS, a) lors d'un seul essai et b) en moyenne sur l'ensemble des sauts étudiés (n=24). L'intensité du signal suit une échelle de couleurs du blanc au noir, indiquant une intensité nulle à maximale (%), respectivement.

Les MNFs moyennes par phase pour le muscle *latissimus dorsi* non dominant montrent des différences significatives de fréquence selon la phase du saut (Figure IV-8). En effet, pour le muscle *latissimus dorsi* non dominant, les MNFs des phases 2 et 3 sont significativement supérieures ($P < 0,05$) à celles des phases 3 et 4. Le muscle *latissimus dorsi* dominant ne présente pas de différence significative entre les MNFs des différentes phases. De plus, le test de Kruskal-Wallis a déterminé un effet significatif des phases sur la MNF uniquement pour le muscle *latissimus dorsi* non dominant.

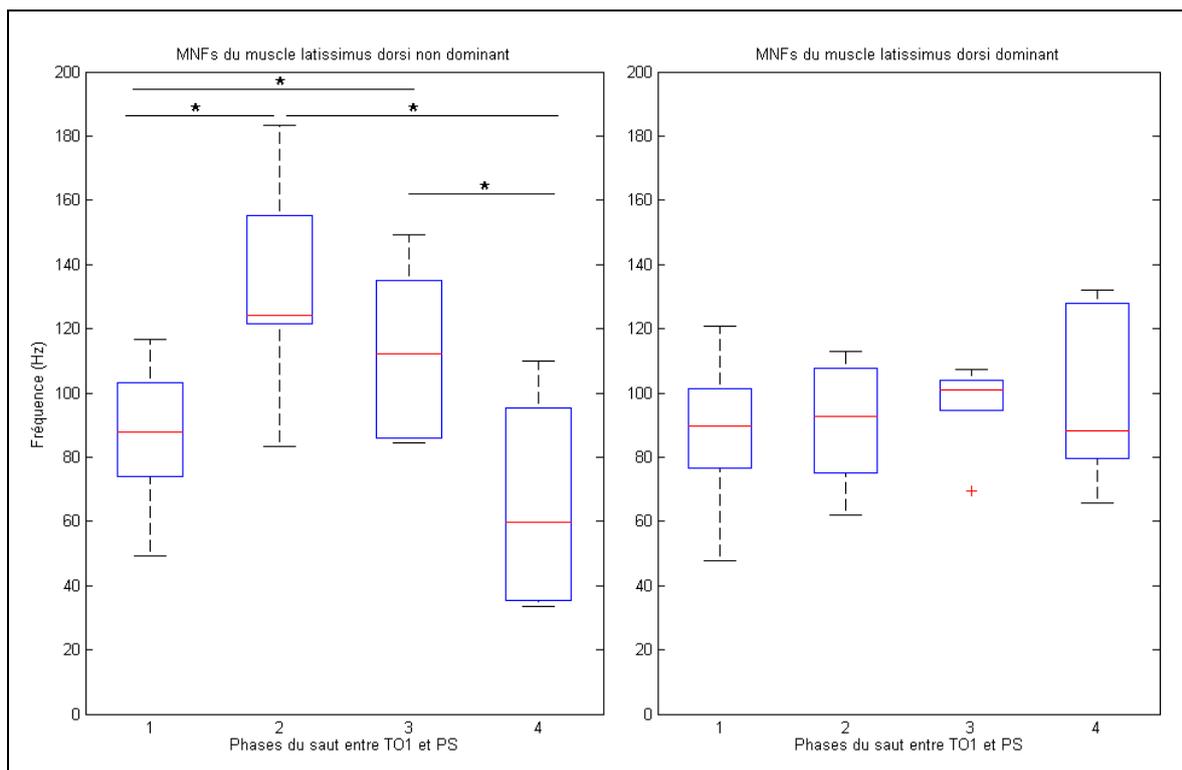


Figure IV-8 : Distribution des MNFs des différentes phases du saut à la perche, pour le muscle latissimus dorsi non dominant et dominant (n=7). * : différence significative à $P < 0,05$.

IV.1.1.4. Discussion

Cette étude avait pour objectif d'analyser la coordination musculaire des membres supérieurs dominant et non dominant par électromyographie de surface, en association avec le calcul de l'énergie du CG du perchiste. La combinaison de ces deux méthodes de mesure (EMG et analyse du mouvement) a permis d'une part, d'identifier les activations musculaires intra- et inter-segments dans le but de fléchir la perche et d'atteindre une position renversée du corps et d'autre part, de mesurer un gain significatif d'énergie du perchiste au cours du saut.

Les résultats liés aux paramètres énergétiques calculés sont en accord avec la littérature (Schade *et al.*, 2006). Nos paramètres énergétiques sont proches mais inférieurs à cette précédente étude car d'une part, le niveau d'expertise est inférieur pour notre étude (4,85 à 5,35 m contre 5,30 à 5,60 m) et d'autre part le calcul de l'énergie du perchiste à partir des positions 2D du CG induit une sous-estimation de l'énergie du perchiste. En effet, par rapport au calcul à partir d'un modèle multi-segments en 3D, l'énergie du perchiste liée aux mouvements latéraux n'est pas prise en compte dans le calcul en 2D (Schade *et al.*, 2000).

Alors que l'énergie du perchiste diminue, l'énergie élastique stockée dans la perche augmente, en relation avec la flexion de la perche (Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2006). Puis, l'énergie élastique stockée dans la perche diminue alors que la perche retrouve sa forme initiale. Du fait, du déploiement de la perche à la verticale, l'énergie du perchiste augmente principalement sous la forme d'énergie potentielle. Les contractions musculaires des membres supérieurs et de la ceinture scapulaire permettent d'agir directement sur la perche. Ces actions musculaires pourraient avoir un lien direct avec l'augmentation et la restitution de l'énergie élastique de la perche (Arampatzis *et al.*, 2004). Au final, l'interaction entre l'athlète et la perche au cours du saut entraîne un gain significatif d'énergie des perchistes de notre étude. Les données EMG de notre étude permettent de mieux comprendre ces actions musculaires.

Lors de la première sous phase du saut, entre TO1 et l'accélération maximale négative, le perchiste tente de résister à la force de réaction imposée par la perche (Morlier & Mesnard, 2007). Cette résistance se manifeste par l'activation des muscles des membres supérieurs (Mc Ginnis & Bergman, 1986). Il apparaît que cette activation musculaire engendre principalement une activation des muscles *biceps brachii*, *latissimus dorsi*, *deltoideus pars clavicularis* pour le côté dominant et une activation des muscles *latissimus dorsi*, *triceps brachii*, *infraspinatus* pour le côté non dominant. Cependant, la différence inter-membres de l'activation musculaire lors de la première sous phase n'est significative que pour les muscles *deltoideus pars clavicularis* et *biceps brachii*. L'activation musculaire du membre supérieur dominant fait apparaître une sollicitation des muscles ayant une insertion sur la face antérieure du membre. Alors qu'à l'impulsion, le membre supérieur dominant à une flexion humérale de 180° (la main supérieure est au-dessus de la tête, le bras tendu), cette flexion humérale augmente davantage après le décollage du sol sous l'effet de la force de réaction de la perche (Linthorne, 2000). Cette augmentation de la flexion humérale du côté dominant implique alors une activation significativement supérieure des muscles *deltoideus pars clavicularis* et *biceps brachii* par rapport au côté non dominant, qui n'atteint pas ce degré de flexion humérale. Ainsi, peu après le décollage du sol, les muscles *deltoideus pars clavicularis* et *biceps brachii* du côté dominant sont sollicités en tant que muscles stabilisateurs de la scapula et compensent la force de traction de la perche exercée sur le membre supérieur dominant. Alors que le membre supérieur dominant fait face à la force de traction imposée par la perche, le membre supérieur non dominant est en extension et perpendiculaire à l'axe longitudinal de la perche. Cette action crée un moment fléchissant sur la perche et permet au perchiste de

résister à la force de réaction de la perche (Mc Ginnis & Bergman, 1986). L'extension du membre supérieur non dominant est due à l'activation du muscle *triceps brachii*, qui est le seul muscle présentant une activation plus importante lors de la première sous phase par rapport à l'activation musculaire de la sous phase suivante. Cependant, la différence d'activation du muscle *triceps brachii* n'est pas significative entre les deux premières sous phases. L'activation du muscle *latissimus dorsi* dominant et non dominant est importante par rapport à l'activation des autres muscles lors de la première sous phase du saut, car l'athlète est désormais littéralement suspendu à sa perche. Associée à cette suspension à la perche, l'activation des muscles *latissimus dorsi* dominant et non dominant est due à une extension humérale, puisque le perchiste amorce un rapprochement du bassin vers les mains peu de temps après avoir décollé du sol. Mc Ginnis & Bergman (1986) ont mesuré un temps moyen de 0,2 s entre le décollage du sol et l'initiation de l'extension humérale. Cette différence de coordination musculaire entre le membre supérieur dominant et non dominant, peu de temps après le décollage du sol, confirme également des résultats antérieurs quant à l'asymétrie fonctionnelle des membres supérieurs et à l'importance des forces des muscles de la coiffe des rotateurs lors de la phase d'impulsion, en particulier le côté dominant (Frère *et al.*, 2008b).

Les sous phases 2 et 3 correspondent aux sous phases liées à l'action de groupé-renversé du perchiste et se situent respectivement en amont et en aval de la flexion maximale de la perche. Cette action de groupé sollicite majoritairement les muscles *latissimus dorsi* dominant et non dominant, et le muscle *triceps brachii* dominant. L'activation du muscle *latissimus dorsi* dominant et non dominant s'amplifie avec l'augmentation de l'extension humérale. Le bras dominant restant tendu par l'activation du muscle *triceps brachii*, le perchiste obtient un levier maximal afin de développer un moment fléchissant important sur la perche (Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Morlier & Mesnard, 2007). Après la flexion maximale de la perche, le perchiste continue son renversement en passant le bassin au-dessus du niveau des épaules, alors que la perche se déplie à la verticale. Le perchiste exerce également une traction sur la perche par la sollicitation du *biceps brachii* du côté non dominant, dont l'activation musculaire augmente significativement par rapport à la première sous phase du saut. Associée à l'activation du *latissimus dorsi* du côté non dominant, cette traction du bras permet au perchiste de se rapprocher de la perche afin d'aboutir par la suite à un renversement complet du corps le long de la perche à PS. Cette coordination segmentaire n'est pas sans rappeler le mouvement de propulsion du rameur afin de faire avancer le canoë.

Après la flexion maximale de la perche et durant son redressement vertical, l'activation des muscles extenseurs de l'humérus (*latissimus dorsi*) diminue alors que celle des muscles élévateurs de l'humérus augmente (*deltoideus pars clavicularis*), en particulier pour le membre non dominant. Ce changement de coordination s'explique par une position de plus en plus inversée du perchiste et la traction exercée par la perche du fait de son redressement. Les muscles *infraspinatus* dominant et non dominant ainsi que le *biceps brachii* dominant sont alors sollicités afin de stabiliser l'articulation gléno-humérale sous l'effet de la traction exercée par la perche sur les bras du perchiste. Les muscles *biceps brachii* et *triceps brachii* du côté non dominant ont une activité commune, car le bras sert ici de point d'appui contre la perche et est fléchi, ce qui explique cette co-contraction musculaire. Le « catapultage » du perchiste s'initie, le perchiste se positionne favorablement – position inversée près de la perche – de manière à bénéficier de la restitution de l'énergie élastique amorcée par le redressement de la perche. La diminution du moment articulaire extenseur de l'humérus a également été calculée par l'étude de Mc Ginnis & Bergman (1986), mais le moment fléchisseur a été minimisé pour deux raisons : (i) l'élévation humérale du membre supérieur non dominant s'effectue principalement suivant l'axe latéral (abduction humérale) alors que la mesure s'est effectuée en 2D suivant le plan sagittal et (ii) les moments articulaires des épaules sont calculés à partir de l'association des deux membres supérieurs. Le modèle du perchiste n'était finalement composé que d'un seul membre supérieur. A la différence des procédures par dynamique inverse (Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Morlier & Mesnard, 2007), l'utilisation de l'électromyographie de surface a permis de comparer les coordinations musculaires entre les deux membres supérieurs. Cette comparaison inter-membres affine l'analyse des actions du perchiste post-impulsion et détermine les muscles fondamentaux pour chaque phase d'un saut à la perche.

La sollicitation du muscle *latissimus dorsi* du côté dominant et non dominant semble être la plus importante dans l'action de groupé-renversé, aussi bien en termes de temps d'activation que d'intensité de recrutement. En effet, la transformation en ondelettes du signal EMG enregistré pour le muscle *latissimus dorsi* a permis de montrer un changement significatif de l'intensité du signal et de fréquence à l'approche de la flexion maximale pour le muscle *latissimus dorsi* du côté non dominant. Parce que la mesure des forces exercées sur la perche lors du saut n'a pas été effectuée, la relation entre les informations du signal EMG et la production de force musculaire est à envisager avec certaines précautions pour notre étude. De plus, les résultats divergents au sein de la littérature scientifique ne permettent pas

d'interpréter clairement ce que signifient les changements d'intensité et de fréquence du signal EMG en lien avec la production de force musculaire ou le recrutement d'unités motrices. La variabilité des résultats dépend de plusieurs facteurs tels que, le type de contraction musculaire (dynamique vs isométrique), le muscle étudié, les variations inter- et intra-individuelles de la morphologie musculaire, le traitement du signal EMG et des données expérimentales, la disposition des électrodes ou encore l'épaisseur des tissus adipeux (Farina, 2008). Cependant, plusieurs études antérieures, s'appuyant sur des transformations en ondelettes du signal EMG, montrent une intensité du signal qui évolue des ondelettes à basse fréquence vers celle à haute fréquence en lien avec l'augmentation de la force (Karlsson *et al.*, 2003 ; Soo *et al.*, 2008) ou le recrutement d'unité motrice dites rapides (Wakeling, 2009). Or, les changements significatifs déterminés dans notre étude, en termes d'intensité du signal ou de fréquence, apparaissent lorsque le besoin d'exercer des forces sur la perche est le plus grand. En effet, les forces de réaction au sol de la perche ainsi que les forces et moments de forces appliqués à la perche augmentent jusque la flexion maximale de la perche puis diminuent (Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Arampatzis *et al.*, 2004 ; Schade *et al.*, 2006 ; Morlier & Mesnard, 2007). De plus, le caractère reproductible de ce pattern d'intensité ainsi que celui de la force de déformation de la perche (Schade *et al.*, 2006) est un indicateur supplémentaire du lien entre la contraction du muscle *latissimus dorsi* non dominant et la production de force sur la perche. Il semblerait donc que l'activité EMG du muscle *latissimus dorsi*, en particulier le côté non dominant, soit en relation avec la production de force à l'approche de la flexion maximale de la perche. Si le muscle *latissimus dorsi* dominant ne présente pas de différence significative en intensité et en fréquence entre les quatre sous phases étudiées, il apparaît néanmoins qu'il est activé significativement plus fort que le muscle *latissimus dorsi* non dominant lors de la dernière sous phase. Cette différence significative reflète l'action spécifique du muscle *latissimus dorsi* dominant dans cette phase du geste, puisqu'il est activé de manière à maintenir la « fermeture » bras-tronc lors de la position renversé du perchiste. Une forte activité du muscle *latissimus dorsi* dominant lors de cette phase permettrait ainsi au perchiste d'être le plus parallèle possible à la perche, la tête dirigée vers le sol et les pieds en direction de la barre à franchir.

IV.1.1.5. Conclusion

Ainsi, les résultats de cette étude s'incluent au sein d'une étape supplémentaire dans l'établissement du lien entre le gain d'énergie du perchiste, ses actions musculaires et la

production de force au cours d'un saut à la perche. Si l'utilisation de la dynamique inverse sur un modèle multi-segments a permis de montrer que les muscles de l'épaule étaient les plus sollicités dans la production de force, la distinction entre les deux membres supérieurs n'a pas pu être effectuée. L'analyse EMG de notre étude comble ce déficit en déterminant des coordinations musculaires communes et singulières entre le membre supérieur dominant et le non dominant. Le besoin, d'une part, de stabiliser les articulations gléno-humérales, puis d'autre part, d'appliquer un moment fléchissant sur la perche, nécessite une activation musculaire spécifique à chaque tâche. Il apparaît également, que le muscle *latissimus dorsi* dominant et non dominant correspond au muscle majeur dans l'action de groupé-renversé au saut à la perche.

IV.1.2. Etude 2 : Influence des variables cinématiques et des actions des membres supérieurs sur la performance au saut à la perche : catapultage ou poussée ?

IV.1.2.1. Introduction

Le saut à la perche peut être modélisé en 4 phases : la phase de production d'énergie, la phase d'impulsion, la phase de stockage d'énergie, et la phase de restitution d'énergie. Plusieurs instants sont déterminés au cours de la phase de restitution d'énergie. Ainsi, l'extension verticale complète de la perche (PS) et le lâché de perche (PR) se situent entre la flexion maximale de la perche (MPB) et la hauteur maximale du centre de gravité du perchiste (HP) (Chapitre I, Figure I-3, p.11). Entre PS et HP, le perchiste en position renversée est en contact avec sa perche jusque PR et effectue un retournement longitudinal pour aborder un franchissement ventral. Puisqu'il est suspendu à sa perche, le perchiste a théoriquement la possibilité de modifier la trajectoire de son centre de gravité (CG) afin d'améliorer la performance finale. La classification des critères de performance au saut à la perche (Vaslin & Cid, 1993) fait apparaître deux éléments démontrant le lien entre les actions du perchiste à l'approche du franchissement et la performance finale : (i) l'amplitude du renversement (élévation des jambes et du bassin au-dessus des épaules) permet le franchissement d'une hauteur importante et (ii) les actions musculaires du perchiste lors du saut, en particulier l'action des muscles de l'épaule. Cependant, plusieurs études biomécaniques ont montré que la vitesse verticale du perchiste atteignait son maximum aux environs de PS et diminuait jusque HP (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994 ; Morlier, 1999). Egalement, le franchissement d'une barre placée à 6 m pour la victoire aux IV^e championnats du monde IAAF d'athlétisme (Stuttgart, 1993) n'a pas nécessité une action de poussée des bras sur la perche, lorsque celle-ci atteint son extension verticale maximale (Hommel & Houvion, 1994).

Par conséquent, l'objectif de cette étude est de déterminer si la performance finale est influencée par la cinématique du CG du perchiste au moment de l'extension verticale complète de la perche ou par les actions musculaires effectuées par le perchiste entre PS et HP. Pour cela, la hauteur maximale du CG du perchiste sera comparée à une hauteur estimée à partir des données cinématiques enregistrées à PS et un indice de performance sera calculé à partir de cette différence entre la hauteur maximale estimée et la hauteur maximale mesurée du CG du perchiste. Une analyse électromyographique (EMG) de l'activité des muscles des

membres supérieurs permettra de déterminer la coordination musculaire à partir de PS selon l'indice de performance du perchiste.

IV.1.2.2. Matériels et Méthodes

Population & analyse du mouvement

Voir l'étude n°1.

Egalement dans cette étude, les limites méthodologiques doivent être établies, en particulier la précision de la mesure des positions du CG du perchiste, mais aussi l'utilisation d'un traitement 2D lors d'une phase du saut (entre PS et HP) qui comprend une plus grande quantité de mouvements suivant l'axe latéral par rapport à la phase d'impulsion. Cependant, la concordance entre la hauteur maximale mesurée du CG du perchiste et la hauteur de la barre à franchir, ainsi qu'une position du corps à PS permettant la capture de l'ensemble des points du modèle, nous permettent d'envisager que le traitement vidéo en 2D puisse fournir des résultats cohérents.

Estimation de la hauteur maximale du CG du perchiste

La hauteur maximale du CG du perchiste (HP_{est} , en m) fut estimée à partir des données cinématiques du perchiste à l'instant PS, en suivant l'équation suivante :

$$HP_{est} = \frac{v^2 \sin^2\theta}{2g} + H_{CG} \quad (IV-2)$$

Où v est la norme de la vitesse du CG du perchiste à PS (en $m.s^{-1}$), θ est l'angle situé entre l'axe horizontal et la vitesse du perchiste à PS (en $^\circ$), g est l'accélération liée à la gravité ($9,81 m.s^{-2}$), et H_{CG} la position du CG du perchiste suivant l'axe vertical à PS (en m) (Figure IV-9). Cette formule utilisée pour déterminer la hauteur du CG de l'athlète en saut en hauteur à partir des conditions initiales à l'impulsion (Arampatzis & Brüggemann, 1999a), considère les effets de la gravité comme étant plus important que ceux des forces aérodynamiques. Les effets du frottement de l'air sont donc négligés (Ward-Smith, 1985).

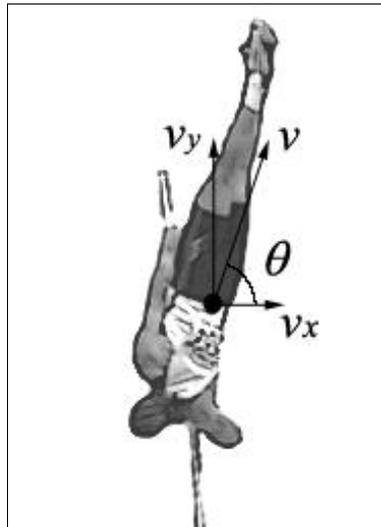


Figure IV-9 : Représentation des différentes composantes de la vitesse du CG du perchiste, où v_y est la vitesse verticale, v_x est la vitesse horizontale, et v est la vitesse résultante orientée selon l'angle θ lors de l'extension verticale complète de la perche.

L'application de cette formule à PS, alors que le perchiste est toujours en contact avec sa perche, permet d'estimer la hauteur maximale atteinte par le CG du perchiste sans considérer l'action des membres supérieurs de l'athlète. Par conséquent, si la hauteur estimée est inférieure à la hauteur finale mesurée, alors il y a une influence positive des actions du perchiste sur la performance. A l'inverse, si la hauteur estimée est supérieure ou égale à la hauteur finale mesurée du CG du perchiste, alors il y a une influence négative ou nulle des actions du perchiste sur la performance.

Afin de quantifier cette influence positive, négative ou nulle des actions du perchiste sur la performance au saut à la perche, un indice de performance fut calculé en considérant la hauteur finale mesurée du CG du perchiste (HP) comme un pourcentage de la hauteur estimée (HP_{est}):

$$Indice = \left(\frac{HP \cdot 100}{HP_{est}} \right) - 100 \quad (IV-3)$$

La hauteur et la vitesse verticale du CG du perchiste à PS ainsi que l'angle θ à PS ont également été enregistrés afin de déterminer leur influence respective sur la performance.

Electromyographie & accéléromètres

Voir l'étude n°1.

L'activité des muscles des deux membres supérieurs a été enregistrée : le muscle *deltoideus pars clavicularis*, le muscle *infraspinatus*, le muscle *biceps brachii*, le muscle *triceps brachii*, et le muscle *latissimus dorsi*. Le côté dominant correspond au membre supérieur de la main supérieure sur la perche et le côté non dominant correspond au membre supérieur de la main inférieure sur la perche. La transformation en ondelettes du signal EMG a été effectuée, afin d'obtenir les patterns d'intensité de chaque muscle durant le saut. Après normalisation de l'intensité, la phase du saut entre PS et HP a été étudiée.

L'analyse des coordinations musculaires des membres supérieurs dominant et non dominant a été effectuée en comparant les athlètes ayant un indice de performance positif (influence positive des actions musculaires sur la performance finale) avec ceux ayant un indice de performance négatif (influence négative des actions musculaires). L'analyse des signaux EMG dans le domaine temporel a été effectuée à partir de l'intensité totale (équation III-9, p.87) moyenne par athlète pour chaque muscle. Afin de permettre la comparaison entre les différents perchistes, le temps a été normalisé de manière à obtenir un pourcentage compris entre 0 (PS) et 100 % (HP), puis subdivisé en 10 phases représentant chacune 10% du temps total. Egalement, la comparaison des coordinations musculaires entre les deux groupes sera effectuée à partir d'une méthode récente de classification du signal EMG dans le domaine fréquentiel et dans le domaine temporel : la séparation (ou classification) sphérique (von Tscherner, 2009). Cette procédure s'appuie sur les théories des reconnaissances de formes (de l'anglais *pattern recognition*) et considère que les enregistrements EMG d'un groupe de sujet sont organisés selon un domaine tridimensionnel sphérique (Fukunaga, 1990). Pour chaque sujet, la moyenne des signaux EMG transformés en ondelettes de chaque muscle est regroupée afin de créer un pattern d'intensités multiples (MMP, *Multi-Muscle Pattern*). La classification sphérique peut alors s'effectuer à partir des MMPs moyens des sujets de chaque groupe (von Tscherner, 2009). La classification peut également s'opérer à partir des spectres moyens des ondelettes (Frère *et al.*, 2008a ; Huber *et al.*, 2009) ou à partir des intensités totales moyennes issus des MMPs. A chaque groupe formé correspond une sphère qui possède une face interne et une face externe, ce qui détermine l'épaisseur de la coque où tous les MMPs du groupe sont positionnés. Le critère de classification ou de séparation de deux groupes d'enregistrement correspond à la distance de chaque MMP avec le centre de la coque de la sphère#1 – la sphère « indice positif » – et celui de la sphère#2 – la sphère « indice

« négatif ». La séparation peut ainsi être représentée par un graphique en nuage de points, avec en abscisses (x) la distance du point avec le centre de la coque de la sphère « indice négatif », en ordonnées (y) la distance du point avec le centre de la coque de la sphère « indice positif », et une ligne matérialisant la séparabilité ($x=y$). Si l'ensemble des points (=MMPs) est séparé de part et d'autre de la ligne de séparation, cela signifie que les sphères respectives de chaque groupe ne sont pas entrelacées et que les MMPs d'un groupe sont séparables des MMPs de l'autre groupe. Afin de quantifier la séparabilité des deux groupes et de vérifier sa significativité, le taux de reconnaissance (nombre de points classés au sein de son groupe divisé par le nombre de points total) est soumis à un test binomial ayant une probabilité de 50% et un seuil de significativité $P < 0,05$.

Statistiques

L'ensemble des tests statistiques a été effectué avec le logiciel MATLAB® (R2008b, The MathWorks™ Inc., Natick, MA, USA, 1984-2008). Les conditions requises à l'utilisation de tests paramétriques n'étant pas atteintes (normalité des distributions et homogénéité des variances), le test des rangs de Wilcoxon a été utilisé pour comparer les valeurs des hauteurs maximales estimées du CG du perchiste avec celles des hauteurs maximales mesurées. Le test de Kruskal-Wallis a été utilisé pour déterminer si l'influence des actions musculaires des perchistes variait significativement entre les perchistes ayant participé à cette étude. Les coefficients de corrélation de Spearman ont été calculés afin de quantifier les relations entre la hauteur maximale du CG mesurée avec la hauteur maximale estimée, l'indice de poussée finale, la vitesse verticale à PS, l'angle θ à PS, et la hauteur du CG du perchiste à PS. Une modélisation par régression linéaire fut utilisée de manière à quantifier la dépendance de la performance finale avec les variables cinématiques à PS. Le seuil de significativité fut placé à $P < 0,05$. Le test U de Mann & Whitney a été utilisé afin de comparer les données EMG entre le groupe de perchistes ayant un indice de performance positif et le groupe ayant un indice de performance négatif. La comparaison s'est effectuée à partir des intensités moyennes de chaque muscle pour chaque portion de 10% du temps entre PS et HP.

IV.1.2.3. Résultats

La vitesse verticale du CG des perchistes diminue entre PS et HP (Figure IV-10). A partir des données cinématiques enregistrées à PS (Tableau IV-2), la hauteur maximale estimée du CG (HP_{est}) du perchiste est en moyenne de $4,64 \pm 0,21$ m alors que la hauteur

maximale mesurée du CG du perchiste est en moyenne de $4,68 \pm 0,23$ m. Si, en moyenne, la hauteur maximale mesurée est supérieure à celle estimée, la différence n'est pas significative ($P > 0,05$).

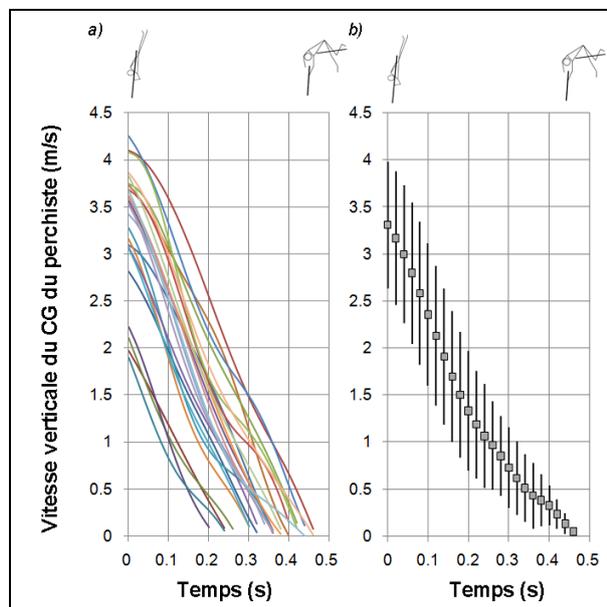


Figure IV-10 : Diminution de la vitesse verticale du CG du perchiste entre l'extension verticale complète de la perche (PS) et la hauteur maximale du CG du perchiste (HP : lorsque la vitesse verticale = 0). a) tous les sauts mesurés (n=24) ; b) moyenne (S.D.) du groupe (n=7).

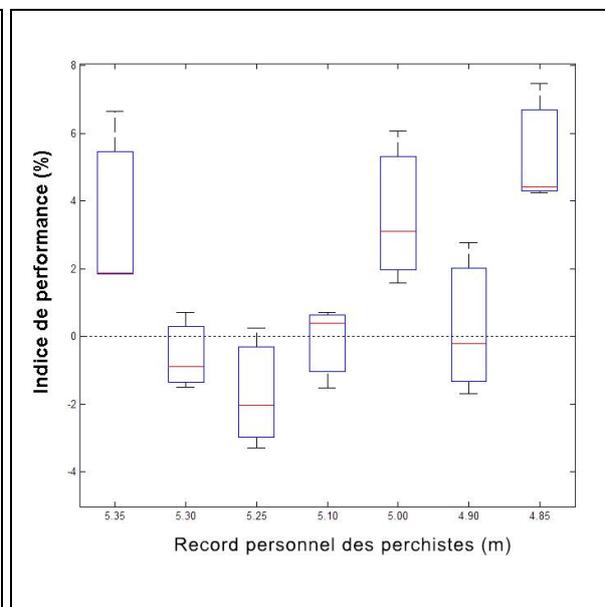


Figure IV-11 : Distribution des indices de performance parmi les différents perchistes du groupe.

L'indice de performance représentant les actions du perchiste à la fin du saut varie entre -3,30 et 7,47% parmi l'ensemble des sauts mesurés (n=24). Quatre athlètes composent le groupe des perchistes ayant un indice de performance positif et trois athlètes composent le groupe des perchistes ayant un indice de performance négatif (Figure IV-11). Le test Kruskal-Wallis a déterminé une variation significative ($P < 0,05$) de l'indice de performance entre les perchistes, reflétant les différentes techniques employées pour franchir la barre indépendamment du niveau de performance.

Tableau IV-2 : Variables cinématiques du CG des perchistes et coefficients de corrélation. Les données pour chaque perchistes sont des médianes (\pm S.D.).

Sujets (record personnel, en m)	Sujet #1	Sujet #2	Sujet #3	Sujet #4	Sujet #5	Sujet #6	Sujet #7	Moyenne du groupe	Corrélation avec HP (rho de Spearman)
HP (m)	5,11 ($\pm 0,06$)	4,67 ($\pm 0,11$)	4,64 ($\pm 0,06$)	4,74 ($\pm 0,09$)	4,43 ($\pm 0,15$)	4,45 ($\pm 0,17$)	4,75 ($\pm 0,14$)	4,68 ($\pm 0,23$)	-
HP_{est} (m)	4,97 ($\pm 0,15$)	4,74 ($\pm 0,08$)	4,74 ($\pm 0,14$)	4,70 ($\pm 0,14$)	4,36 ($\pm 0,14$)	4,46 ($\pm 0,26$)	4,49 ($\pm 0,19$)	4,64 ($\pm 0,21$)	0,68
Indice de performance (%)	1,87 ($\pm 2,76$)	-0,89 ($\pm 1,14$)	-2,02 ($\pm 1,80$)	0,39 ($\pm 1,21$)	2,04 ($\pm 2,12$)	-0,21 ($\pm 2,27$)	5,74 ($\pm 1,71$)	0,99 ($\pm 2,54$)	0,29
Angle θ à PS ($^\circ$)	68,1 ($\pm 5,00$)	59,5 ($\pm 3,86$)	57,6 ($\pm 0,82$)	60,9 ($\pm 9,71$)	50,0 ($\pm 8,31$)	58,9 ($\pm 3,51$)	69,5 ($\pm 4,74$)	60,6 ($\pm 6,60$)	0,93
v_y du CG à PS (m/s)	4,08 ($\pm 0,30$)	3,67 ($\pm 0,17$)	3,60 ($\pm 0,20$)	3,28 ($\pm 0,21$)	2,10 ($\pm 0,36$)	3,07 ($\pm 0,32$)	3,74 ($\pm 0,42$)	3,36 ($\pm 0,64$)	0,89
H_{CG} à PS (m)	4,12 ($\pm 0,03$)	4,06 ($\pm 0,14$)	4,07 ($\pm 0,07$)	4,16 ($\pm 0,07$)	4,07 ($\pm 0,15$)	3,98 ($\pm 0,16$)	3,73 ($\pm 0,06$)	4,03 ($\pm 0,14$)	0,21

HP : hauteur maximale mesurée du CG du perchiste ; HP_{est} : hauteur maximale estimée du CG du perchiste ; θ : orientation de la vitesse du CG du perchiste avec l'axe horizontal ; v_y : vitesse verticale du CG du perchiste ; H_{CG} : hauteur mesurée du CG du perchiste à PS.

A l'exception de la hauteur du CG du perchiste (H_{CG}), les variables cinématiques à PS (θ et v_y) montrent un lien significatif avec la performance finale (Tableau IV-2 et IV-3). La régression linéaire détermine que 71% de la performance finale est expliquée par la hauteur maximale estimée à PS (HP_{est}). Egalement, les coefficients de corrélation et de détermination entre l'indice et la hauteur maximale mesurée du CG du perchiste ne sont pas significatifs. Ce qui confirme le résultat de la Figure IV-11, montrant que les actions du perchiste à la fin du saut sont indépendantes du niveau de performance.

Tableau IV-3 : Equations de régression en fonction des variables cinématiques à PS et coefficients de détermination.

Equation de régression linéaire	Coefficient de détermination
$HP = HP_{est} \times 0,91 + 0,48$	$R^2 = 0,71$ *
$HP = \text{Indice} \times 0,02 + 4,66$	$R^2 = 0,05$
$HP = \theta \times 0,03 + 3,04$	$R^2 = 0,62$ *
$HP = v_y \times 0,28 + 3,73$	$R^2 = 0,65$ *
$HP = H_{CG} \times 0,20 + 3,86$	$R^2 = 0,02$

* : régression linéaire significative à $P < 0,05$.

L'intensité totale moyenne de chaque muscle pour chaque perchiste a été calculée entre PS et HP. Les coordinations musculaires des perchistes présentent une variabilité interindividuelle forte aussi bien pour le groupe « Indice positif » que pour le groupe « Indice négatif » (Figure IV-12). Il n'y a donc pas de différence significative entre les deux groupes de perchistes par rapport à l'intensité totale moyenne des muscles pour chaque portion de 10% entre PS et HP.

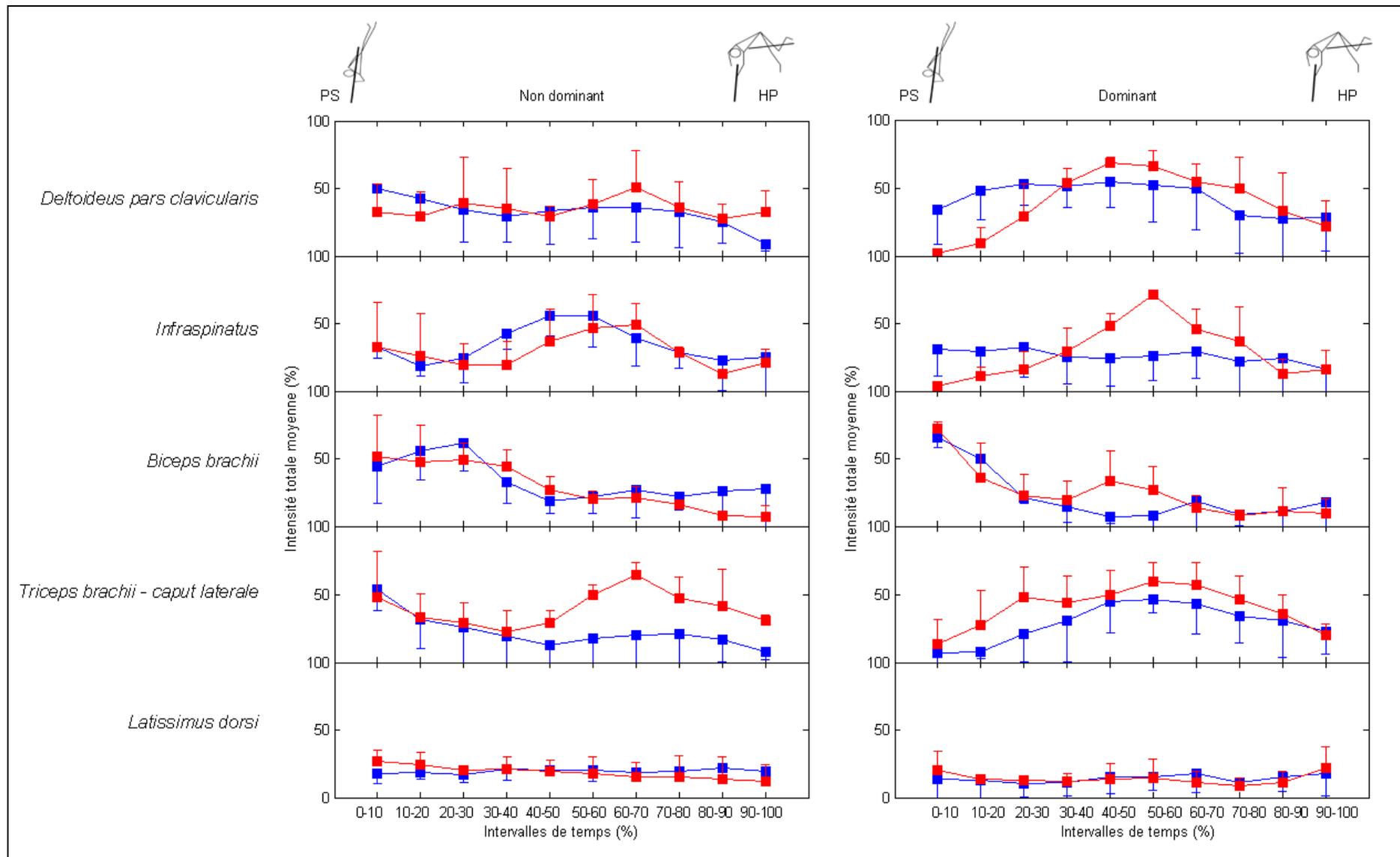


Figure IV-12 : Comparaison des intensités totales moyennes entre le groupe « Indice positif » (en rouge) et le groupe « Indice négatif » (en bleu).

De ce fait, l'utilisation de la séparation sphérique dans le domaine fréquentiel et dans le domaine temporel permet d'objectiver la différence d'activation musculaire selon les groupes déterminés par l'indice de performance. La séparation sphérique à partir des spectres des ondelettes montre un taux de reconnaissance de 85,7% et une séparabilité significative ($P < 0,05$) des puissances fréquentielles des signaux EMG des deux groupes de perchistes (Figure IV-13a). La séparation sphérique à partir des intensités totales montre un taux de reconnaissance de 100% et une séparabilité significative ($P < 0,05$) de l'activation musculaire des deux groupes de perchistes (Figure IV-13b).

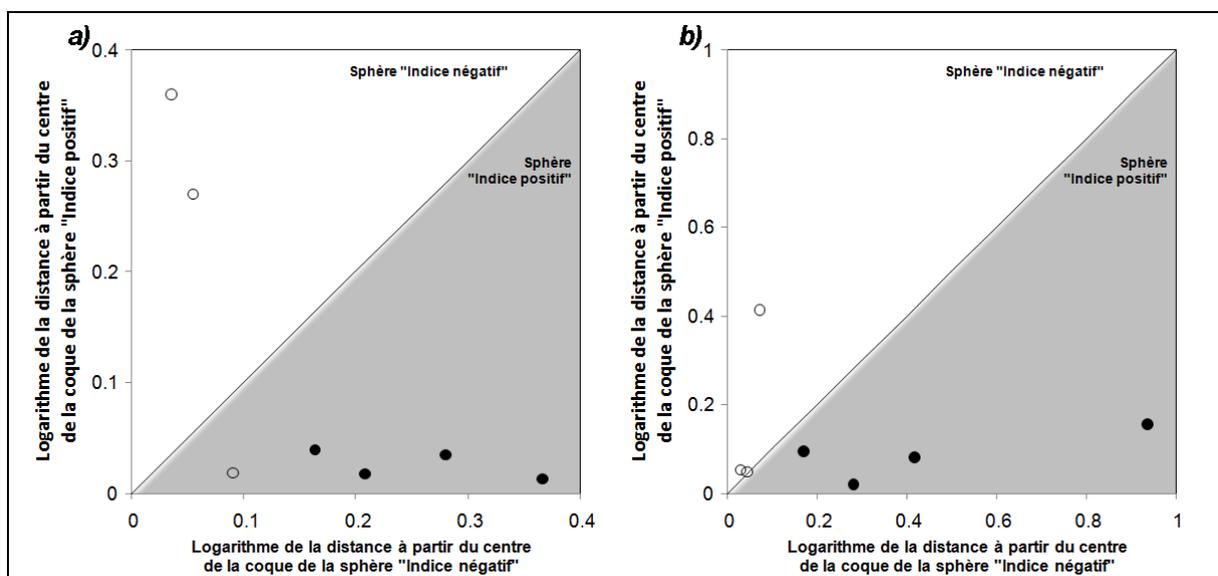


Figure IV-13 : La séparabilité est mesurée par les distances entre les MMPS et le centre de la coque de chaque sphère. Les points noirs et les points blancs représentent les MMPS des perchistes ayant un indice positif et ayant un indice négatif, respectivement. a) séparation sphérique à partir des spectres des ondelettes des MMPS et b) à partir des intensités totales des MMPS. La ligne de séparation correspond à la ligne à 45°.

IV.1.2.4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'analyser les données cinématiques du CG du perchiste ainsi que les activations des muscles des membres supérieurs afin de déterminer les facteurs de la performance à partir du moment où la perche est en extension verticale complète, *i.e.* si la performance finale dépend du « catapultage » de l'athlète ou de ses actions musculaires effectuées à la fin du saut.

Il apparaît que la vitesse verticale du CG du perchiste diminue après l'extension verticale maximale de la perche (PS) jusqu'à la hauteur maximale du CG du perchiste (HP), aussi bien pour les perchistes de notre étude (Figure IV-10) que pour ceux de niveaux olympiques (Gros & Kunkel, 1990 ; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994). Il semble donc que cette perte de vitesse verticale à la fin du saut ne soit pas influencée par la différence de niveau entre les deux groupes (expérimentés *vs* olympiques). Par conséquent, les résultats concernant les actions du perchiste à la fin du saut et de leur influence sur la performance peuvent s'appliquer aussi bien sur les perchistes étudiés lors de cette étude que pour les perchistes d'un niveau supérieur. Il convient toutefois de noter que pour notre étude, les perchistes devaient franchir une barre placée à 90 % de leur record personnel. Cette limitation a été imposée afin de prendre en compte la gêne occasionnée par l'ensemble du dispositif de mesure EMG. De fait, les perchistes n'ont pas systématiquement tenté d'atteindre une hauteur maximale. Ainsi, la perche que chaque perchiste a choisie pour l'expérimentation ne correspondait pas à leur perche de compétition. Par conséquent, il est possible que cette limitation ait une influence sur les résultats obtenus. L'utilisation d'une perche moins rigide que la perche de compétition affecte le renvoi à la verticale du perchiste, ce qui peut entraîner une vitesse verticale du CG du perchiste à PS inférieure. Il se peut alors que l'activation musculaire soit supérieure afin de compenser cette perte de vitesse verticale par rapport à des conditions de saut en compétition. Egalement, la précision de la mesure des positions du CG du perchiste au cours du saut peut engendrer une source d'erreur impliquant une augmentation de la variabilité des hauteurs estimées et mesurées du CG du perchiste, ainsi qu'une augmentation de la variabilité de l'indice de performance.

L'influence des actions finales de l'athlète sur la performance au saut à la perche a été analysée par comparaison entre une hauteur maximale estimée du CG du perchiste (HP_{est}) avec la hauteur maximale mesurée (HP). Cette estimation s'appuyait sur le postulat qu'à partir de l'extension verticale complète de la perche, l'athlète était catapulté vers la barre dans des conditions d'envol libre sans effectuer d'actions sur la perche, les conditions à cet envol libre étant la vitesse, l'angle d'envol et la hauteur du CG du perchiste à PS. Ce procédé a montré qu'en moyenne, la hauteur maximale estimée du CG du perchiste n'avait pas de différence significative avec la hauteur maximale mesurée. Par extension, cela signifie que les actions finales du perchiste sur la perche n'ont pas d'influence significative sur la performance. Lorsque l'analyse est dédiée à chaque athlète, l'indice de performance calculé a montré une variabilité significative entre les athlètes, indépendamment du niveau de performance. Ainsi,

les actions finales du perchiste sont soit positives, soit négatives. Lorsque l'indice de performance est positif, cela signifie que les actions des membres supérieurs du perchiste interviennent dans la performance et peuvent améliorer cette performance jusqu'à 7%. Un indice de performance négatif illustre alors une inefficacité relative des actions des membres supérieurs du perchiste, puisque la performance finale peut alors être jusqu'à 3% inférieure à celle estimée. Cette indice de performance correspond à une caractéristique propre à chaque athlète, probablement en lien avec sa technique, ce qui rejoint les résultats d'une étude antérieure, s'appuyant sur l'interaction énergétique entre la perche et l'athlète (Arampatzis *et al.*, 2004). En développant des critères de performance en relation avec l'énergie élastique stockée dans la perche et l'énergie mécanique du perchiste à différents instants du saut, les auteurs ont montré que tous les perchistes développaient un gain d'énergie entre MPB et HP, mais que ce gain était propre à chaque athlète et susceptible d'être influencé et entraîné.

L'analyse par corrélation et régression conforte le fait que les actions finales du perchiste n'ont pas d'influence significative sur la performance, mais démontre que le « catapultage » de l'athlète par la perche est déterminant pour la performance finale. Les caractéristiques de la perche utilisée pour le saut sont donc inhérentes à la performance au saut à la perche. Les différentes variables cinématiques utilisées pour estimer la performance ont montré un lien de cause à effet avec la performance mesurée, à l'exception de la hauteur du CG du perchiste à PS. La performance finale est dépendante de la performance estimée à hauteur de 71%. Ce pourcentage pourrait être plus important dans des conditions de véritable envol libre. Or, la position du CG dépend du placement des différents segments du corps. Ainsi, les différents indices négatifs de performance, le franchissement en ventral de la barre entraînent des modifications de la trajectoire du CG du perchiste, et l'erreur liée à la précision de la capture du mouvement génèrent une différence sensible entre la hauteur maximale estimée du CG et la hauteur maximale mesurée. Cette différence diminue la puissance de la relation linéaire entre la performance estimée et la performance mesurée, mais de manière non significative. De plus, il apparaît que seulement la vitesse verticale du CG et l'angle θ à PS ont un effet significatif sur la performance mesurée. Ce qui signifie que l'accomplissement d'une performance au saut à la perche est lié non pas à une poussée finale sur la perche, mais à un renversement du corps le plus parallèle à la perche favorisant la vitesse verticale du CG de perchiste au détriment de la vitesse horizontale. Selon Ekevad & Lundberg (1995 ; 1997), une augmentation de la rigidité de la perche implique une augmentation de la vitesse verticale du perchiste. De cette manière et du fait de l'absence de relation entre la hauteur du CG du

perchiste à PS et la performance finale, la rigidité de la perche plutôt que sa taille a une influence significative sur la performance. Il convient alors de privilégier une vitesse verticale importante dans l'amélioration de la performance au saut à la perche, notamment par l'utilisation de perches rigides permettant une extension rapide de la perche.

L'ensemble des résultats relatifs à la cinématique du CG du perchiste minimise l'action des membres supérieurs dans cette phase du saut (entre PS et HP) et sous-entend que la performance dépend principalement des actions antérieures du perchiste, en particulier lors de la phase de stockage d'énergie (ou de flexion de perche). Ces actions antérieures permettraient alors le développement de conditions favorables à la performance lors des phases suivantes, en particulier à l'extension verticale complète de la perche. Ceci confirme plusieurs études antérieures qui ont montré la prépondérance de la phase de stockage d'énergie dans la performance, que ce soit par l'analyse des moments de forces (Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Morlier & Mesnard, 2007), des moments cinétiques (Morlier & Cid, 1996) et des interactions énergétiques entre la perche et l'athlète (Arampatzis *et al.*, 2004). Cependant, les actions des muscles des membres supérieurs ont également été établies comme déterminantes à l'approche du franchissement de la barre (Vaslin & Cid, 1993).

L'analyse EMG de notre étude ne présente pas de différence significative d'activation des muscles des membres supérieurs entre les perchistes du groupe « Indice positif » et ceux du groupe « Indice négatif », du fait d'une variabilité intra-groupe trop importante. Cette différence non significative conforte les éléments cités plus tôt, à savoir (i) que les actions musculaires lors de cette phase finale n'ont pas d'effet significatif sur la performance au saut à la perche, peu importe l'indice de performance et (ii) que les caractéristiques de rigidité de la perche peuvent influencer sur la performance du fait d'un renvoi vertical plus rapide. Cependant, l'utilisation de la séparation sphérique a démontré que l'activation musculaire des membres supérieurs était dépendante de l'indice de performance, aussi bien dans le domaine fréquentiel que dans le domaine temporel des signaux EMG. Ce résultat semble en contradiction avec l'analyse des intensités totales moyennes, qui n'a pas déterminée de différence significative d'activation musculaire entre les deux groupes durant la phase finale du saut. La raison probable de cette contradiction peut s'expliquer par le fait que l'analyse des intensités totales moyennes isole la comparaison muscle par muscle, alors que la séparation sphérique s'appuie sur l'activation de l'ensemble des muscles pour déterminer la séparabilité des coordinations musculaires. En considérant l'activité musculaire comme un tout et non à l'échelle du muscle, la séparation sphérique serait en mesure d'objectiver statistiquement une

classification des coordinations musculaires de deux groupes de sujet. Il semblerait donc que l'activation musculaire lors de cette phase du saut relève d'une stratégie individuelle qui dépend tout de même de l'efficacité de la phase finale du saut, entre l'extension verticale complète de la perche et le franchissement de la barre. L'efficacité de cette phase finale, représentée par un indice de performance positif, n'est cependant pas significative pour la performance (1% de la performance finale, tableau IV-2). En effet, la comparaison entre les hauteurs maximales du CG du perchiste (estimée vs mesurée) sous-entend que ces actions musculaires lors de la phase finale ne sont pas significative dans l'accomplissement de la performance au saut à la perche. Ces actions musculaires peuvent alors correspondre au contrôle d'une posture corporelle inversée et à une compensation du retournement longitudinal, cause d'une perte de hauteur du perchiste.

IV.1.2.5. Conclusion

Finalement, la performance au saut à la perche n'est pas influencée par les actions finales de l'athlète sur la perche avant de franchir la barre. L'ensemble des résultats présentés montrent que les actions du perchiste pendant cette phase finale correspondent à des objectifs de compensation et de contrôle de la verticalité du saut pendant la préparation au franchissement. Si les actions des muscles des membres supérieurs sont reconnues pour être déterminantes sur la performance au saut à la perche, il apparaît que ces actions sont prépondérantes lors des phases en amont de l'extension verticale complète de la perche, *i.e.* les phases d'impulsion et de stockage d'énergie. Ces phases antérieures doivent permettre de créer les conditions favorables à la finalisation du saut, en privilégiant la vitesse verticale du perchiste par l'utilisation d'une perche rigide et d'un renversement du corps le plus parallèle à la perche. L'utilisation d'une méthode récente d'analyse du signal EMG a cependant permis d'établir de manière significative une classification des coordinations musculaires selon l'efficacité ou non de la phase finale du saut.

IV.2. Axe 2 : Biomécanique des éléments gymniques en barre fixe et coordination musculaire

IV.2.1. Activité EMG des muscles des membres supérieurs au cours d'éléments en barre fixe. - 143 -

<i>IV.2.1.1. Introduction.....</i>	<i>- 143 -</i>
<i>IV.2.1.2. Matériels & Méthodes.....</i>	<i>- 145 -</i>
<i>IV.2.1.3. Résultats.....</i>	<i>- 150 -</i>
<i>IV.2.1.4. Discussion.....</i>	<i>- 156 -</i>
<i>IV.2.1.5. Conclusion.....</i>	<i>- 161 -</i>

IV.2.1. Activité EMG des muscles des membres supérieurs au cours d'éléments en barre fixe.

IV.2.1.1. Introduction

La pratique de la gymnastique et plus particulièrement des éléments acrobatiques en barre fixe fait partie intégrante de l'entraînement au saut à la perche. L'exécution des éléments en barre fixe permettrait l'amélioration de l'orientation dans l'espace (position renversée), le renforcement musculaire des membres supérieurs (suspension aux mains) et l'acquisition d'une coordination inter-membre (balancé).

L'approche biomécanique du grand tour arrière autour de la barre fixe a montré, à l'instar du saut à la perche, que l'interaction entre l'énergie du gymnaste (énergie cinétique + énergie potentielle) et celle de la barre (énergie élastique) aboutit à une augmentation significative de l'énergie du gymnaste à l'approche du lâché de barre. Cette augmentation de l'énergie du gymnaste apparaît du fait des propriétés élastiques de la barre et des actions musculaires au niveau des épaules et des hanches, permettant d'effectuer les éléments aériens ou sorties (Arampatzis & Brüggemann, 1998 ; 1999b ; 2001). Egalement, les simulations et optimisations par dynamique directe du grand tour arrière s'appuient sur un modèle poly-articulé afin de déterminer les paramètres nécessaires à l'amélioration de l'envol suite au lâché de barre (Yeadon & Hiley, 2000 ; Hiley & Yeadon, 2003 ; 2005 ; 2008 ; Sheets & Hubbard, 2009). La modélisation par un ressort linéaire de l'articulation de l'épaule a permis de considérer les actions musculaires des membres supérieurs dans la simulation des mouvements en barre fixe. Ainsi, l'ensemble de la littérature s'accorde pour attester que les actions musculaires des membres supérieurs, en particulier autour de l'articulation de l'épaule, sont les plus importantes dans la réalisation d'un grand tour arrière en barre fixe. Le secteur ascendant balayé par le gymnaste entre le passage à la verticale suspendue à la barre et lâché de barre correspond au secteur où l'articulation de l'épaule est la plus sollicitée (Arampatzis & Brüggemann, 1998 ; Holvoet *et al.*, 2002 ; Irwin & Kerwin, 2006 ; 2007).

Cependant, les activations musculaires des membres supérieurs lors d'éléments en barre fixe sont actuellement inexistantes au sein de la littérature scientifique. Seule une étude (Neal *et al.*, 1995) a utilisé l'électromyographie de surface (EMG) des muscles fléchisseurs et extenseurs du poignet pour tenter de comparer l'activité musculaire et la force de traction sur la barre sous différentes conditions de prise de barre (mains nues, sanglées, et maniques).

Alors que les forces mesurées sur la barre étaient significativement différentes entre les conditions de prise de barre, l'intégration du signal EMG ne montrait pas de différence significative (Neal *et al.*, 1995).

Par conséquent, cette étude s'appuie sur l'enregistrement EMG des muscles du membre supérieur au cours de différents éléments effectués à la barre fixe afin de répondre à un double objectif. Le premier objectif, relatif à l'entraînement au saut à la perche, est de comparer la coordination musculaire du membre supérieur lors de différents éléments en barre fixe avec celle correspondant à l'exécution d'un saut à la perche. Les éléments sélectionnés pour cette étude correspondent à des éléments utilisés dans l'entraînement des perchistes et se regroupent en deux catégories :

1. Les éléments près de la barre : La « Bascule » est un élément allant de la suspension à l'appui tendu renversé en passant par un tour d'appui avant et le « Passe-File » est un élément comprenant un tour d'appui arrière entre deux positions d'appui tendu renversé (Figure IV-14a,b) ;
2. Les éléments en rotation : Le « Grand tour arrière » est une rotation complète autour de la barre, le corps tendu alors que le « Grand tour arrière coupé » est une rotation complète avec une flexion des hanches et une extension des épaules de manière à accélérer la rotation en vue d'un élément aérien ou une sortie à venir (Figure IV-14c,d).

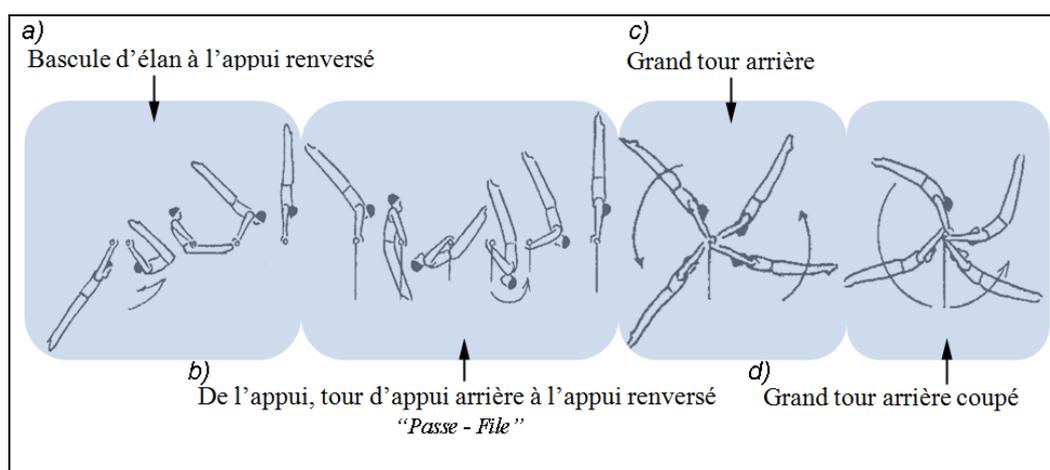


Figure IV-14 : Eléments effectués sur la barre fixe. a) La « Bascule » ainsi que b) le « Passe-File » font parti du groupe d'éléments près de la barre, alors que c) le « Grand tour arrière » et d) le « Grand tour arrière coupé » font parti du groupe d'éléments en rotation.

Le deuxième objectif, relatif à la biomécanique du Grand tour arrière, est d'analyser l'activation musculaire du membre supérieur lors des différentes phases de l'élément analysé. Il est attendu à ce que l'activation des muscles augmente significativement lors des phases, déterminées par la littérature, les plus exigeantes pour l'articulation de l'épaule.

IV.2.1.2. Matériels & Méthodes

Population & analyse du mouvement

Six gymnastes de niveau national (âge : $21,8 \pm 4,5$ ans, taille : $1,74 \pm 0,02$ m, poids : $69,2 \pm 2,6$ kg) ont participé à cette étude. Chaque gymnaste a effectué cinq fois quatre éléments (Figure IV-14). Au final, 29 éléments « Bascule » et « Passe-File » ainsi que 28 éléments « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé » ont été analysés pour cette étude. Les différents éléments ont été enregistrés par un caméscope vidéo dans le plan principal du mouvement, à savoir le plan sagittal avec une fréquence d'échantillonnage de 25 Hz et à une vitesse d'obturation de 1/1000s. La procédure de découplage a été utilisée afin d'obtenir 50 images par seconde. Le caméscope était placé suivant l'axe longitudinal de la barre à une distance de 10 m et à une hauteur de 2,60 m, équivalente à la hauteur de la barre par rapport au tapis. La disposition du caméscope a permis de couvrir un champ suffisamment grand pour enregistrer l'ensemble du corps du gymnaste lors d'un « Grand tour arrière », la barre fixe étant au centre du champ.

Des marqueurs placés au niveau du centre de la tête du gymnaste ainsi qu'au niveau du grand trochanter fémoral ont servi à déterminer les instants clés pour définir les phases des différents éléments effectués. Le « Grand tour arrière » et le « Grand tour arrière coupé » ont été analysés suivant les normes proposées par Arampatzis & Brüggemann (1998). La position angulaire du gymnaste par rapport à la barre fut définie par l'angle formé par l'axe reliant le grand trochanter fémoral avec la barre et par l'axe horizontal du référentiel (Figure IV-15). Ainsi, les éléments « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé » ont été divisé en quatre phases. Les phases 1, 2, 3, et 4 correspondent respectivement aux secteurs 0-90°, 90-180°, 180-270°, et 270-360°.

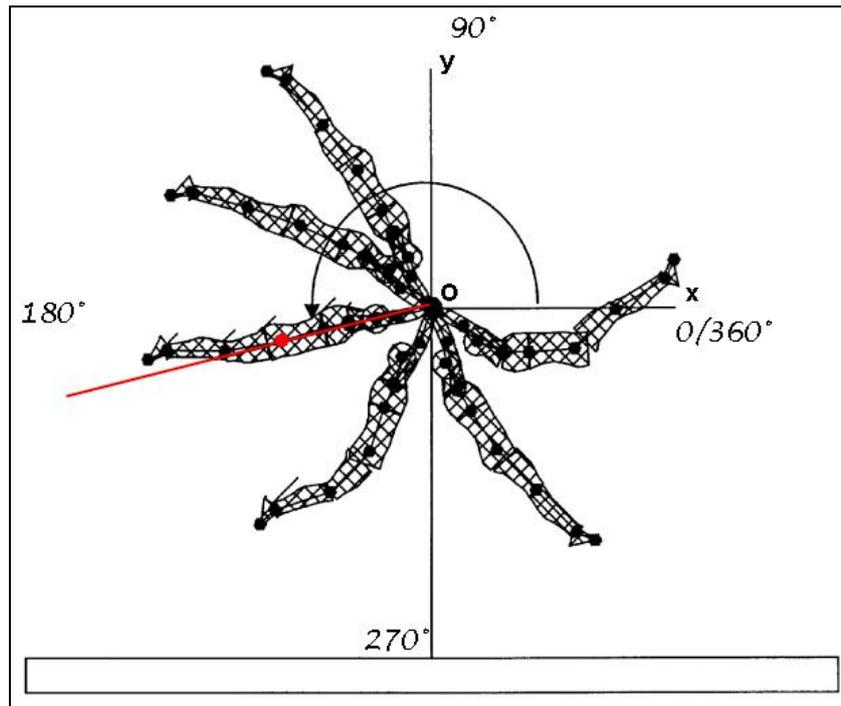


Figure IV-15 : Position angulaire du corps par rapport au référentiel ayant la barre pour origine O, l'axe x définissant l'axe horizontal et l'axe y définissant l'axe vertical. D'après Arampatzis & Brüggemann (2001).

Les éléments « Bascule » et « Passe-File » n'ayant jamais fait l'objet de travaux scientifiques, différentes phases ont été établies selon la position angulaire du corps au sein du référentiel proposé pour l'analyse du « Grand tour arrière ». Le marqueur situé au niveau du centre de la tête a été utilisé pour former la position angulaire du gymnaste lorsque ce dernier avait le bassin à proximité de la barre, alors que le marqueur du grand trochanter a été utilisé lorsque le corps du gymnaste était en extension. Les différentes phases sont représentées au sein de la Figure IV-16.

Ces instants-clés nécessaires à la définition des quatre phases des quatre éléments ont été déterminés par l'utilisation du logiciel Dart Trainer® (Dart Fish™, Suisse). La précision du logiciel est de l'ordre de $0,1^\circ$.

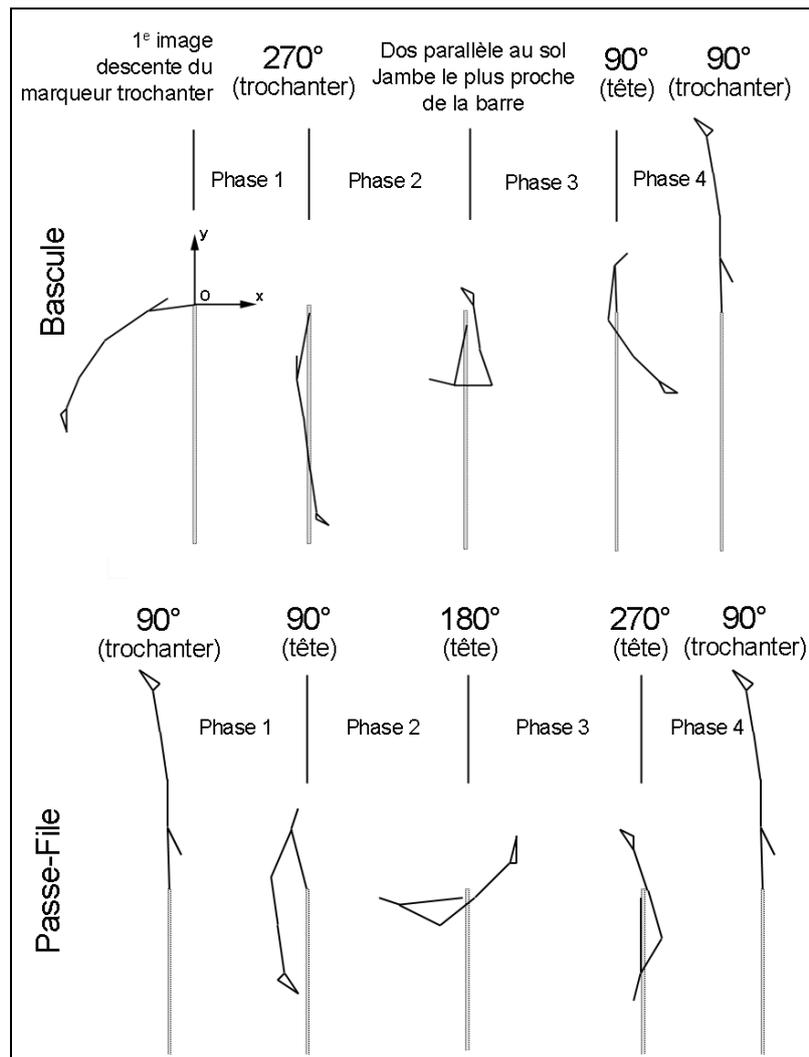


Figure IV-16 : Définition des phases de l'élément « Bascule » et « Passe-File » à partir des différents instants-clés, selon le référentiel ayant la barre pour origine O, l'axe x définissant l'axe horizontal et l'axe y définissant l'axe vertical.

Electromyographie

A chaque enregistrement, le gymnaste portait un dispositif EMG embarqué contenant 14 canaux EMG et deux canaux pour un accéléromètre bidirectionnel. L'ensemble des données a été enregistré par un ordinateur portable (PDA), placé dans une boîte de protection elle-même disposée dans un sac à dos type « Camelbag ». L'ensemble du dispositif fut posé à la fin de l'échauffement, les athlètes étant invités par la suite à effectuer des essais sans enregistrement afin de s'accoutumer du système portable. Les enregistrements EMG de surface ont été effectués au moyen de paires d'électrodes Ag/AgCl adhésives (Noraxon Dual Electrodes, Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, Arizona, USA). Le diamètre de chaque aire de conductivité était de 10 mm alors que la distance inter-électrodes était de 20 mm. Chaque

paire d'électrodes enregistrait l'activité musculaire à une fréquence d'échantillonnage de 2500 Hz et était connectée à un amplificateur, lui-même relié au boîtier multicanaux (Biovision, Wertheim Allemagne).

A partir du postulat d'une symétrie des actions des deux membres supérieurs lors de l'exécution des différents éléments, l'activité de huit muscles d'un seul membre supérieur a été enregistrée : le muscle *deltoideus pars clavicularis*, le muscle *deltoideus pars spinalis*, le muscle *trapezius pars descendens*, le muscle *infraspinatus*, le muscle *biceps brachii*, le muscle *triceps brachii caput laterale*, le muscle *pectoralis major pars sternocostalis*, et le muscle *latissimus dorsi* (Figure IV-17). Le placement des électrodes suivirent les recommandations publiées dans le domaine de l'EMG de surface (De Luca, 1997 ; Hermens *et al.*, 1999 ; Hermens *et al.*, 2000).

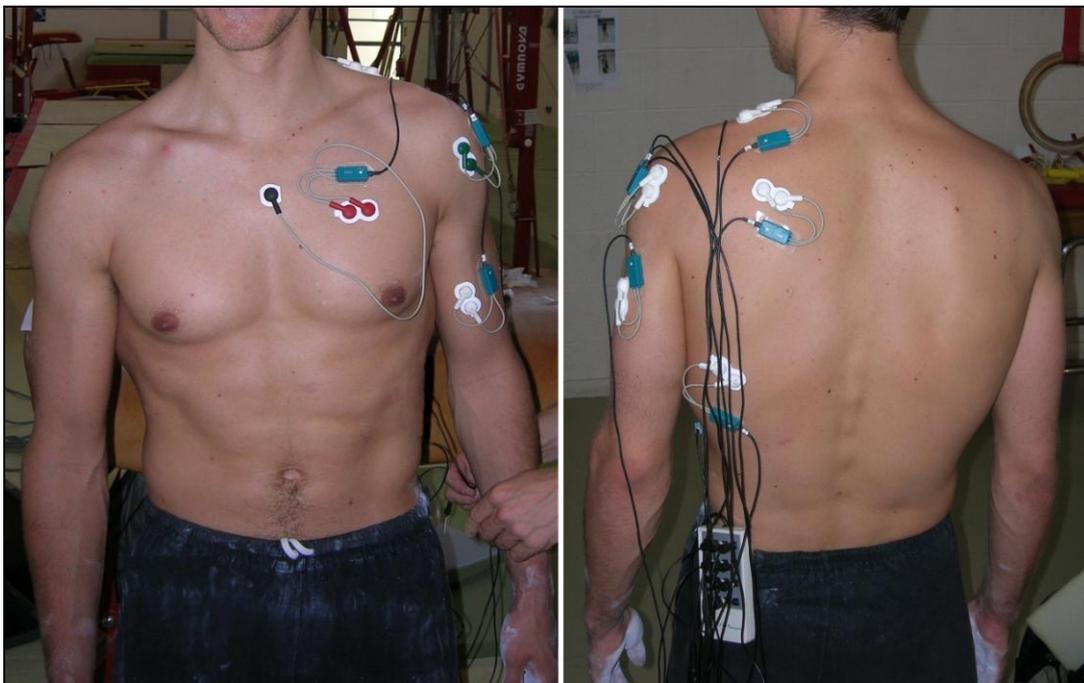


Figure IV-17 : Placements des électrodes sur le gymnaste.

L'analyse du signal EMG a été effectuée par transformation en ondelettes (WT-EMG), suivant la procédure WT_{poly} (cf. l'étude comparative des différentes WT-EMG du chapitre III) permettant d'extraire simultanément les informations relatives à la fréquence et à l'intensité du signal au cours du temps (von Tschärner, 2000). Ces informations recueillies à partir de la WT-EMG sont représentées au sein d'un pattern d'intensité unique, où l'intensité mesurée

respecte un intervalle de confiance significatif de 95% (Torrence & Compo, 1998). L'ensemble des ondelettes permet le filtrage du signal EMG en respectant un éventail de fréquences non linéaire (Tableau IV-4).

Tableau IV-4 : Eventail d'ondelettes (de 0 à 11) et leur centre de fréquence (en Hz) respectif.

Numéro des ondelettes	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Centre de fréquence	6,90	19,29	37,71	62,09	92,36	128,47	170,39	218,07	271,49	330,62	395,44

Accéléromètre

Un accéléromètre bidirectionnel a été placé sur le processus épineux de la vertèbre lombaire L5, permettant l'enregistrement des accélérations suivant l'axe frontal et l'axe longitudinal du corps du gymnaste. Cet accéléromètre a permis de déterminer le moment où le gymnaste est immobile suspendu à la barre au début du mouvement par une valeur nulle de l'accélération dans les deux axes. Le découpage temporel déterminé à partir de la vidéo suivant les différents instants clés a pu être visualisé à partir des courbes des accélérations. Ainsi, l'ensemble de ces informations chronologiques ont permis de synchroniser les mesures EMG avec le mouvement enregistré par la caméra vidéo. La fréquence d'échantillonnage des accéléromètres était identique à celle des électrodes EMG, *i.e.* 2500 Hz.

Traitements des données EMG

Le traitement du signal EMG a suivi deux étapes principales, comprenant une approche qualitative (étape 1) et une approche quantitative dans le domaine temporel du signal EMG (étape 2).

1. La première étape a consisté en la création d'un pattern d'intensité de l'ensemble des muscles (MMP : Multi-Muscle Pattern) à partir du pattern d'intensité de chaque muscle, pour chaque enregistrement. Ensuite, chaque MMP a été moyenné afin d'obtenir un MMP moyen par gymnaste, puis un MMP moyen du groupe (n=6). Ainsi, un MMP moyen du groupe a été calculé pour chacun des quatre éléments effectués en barre fixe et a permis une analyse qualitative relative aux instants et durées d'activation des muscles au cours du mouvement.

2. La seconde étape a suivi une approche quantitative. A partir de la WT-EMG, l'intensité totale du signal a été calculée suivant l'équation III-9 (page 87). Afin de pouvoir comparer les différents muscles ainsi que les gymnastes entre eux, l'intensité totale a été normalisée en fonction de sa valeur maximale, permettant ainsi d'obtenir une unité relative en pourcentage (0-100%). Puis, pour chaque muscle, chaque phase de chaque élément et pour chacun des gymnastes, la valeur maximale de l'intensité totale normalisée a été enregistrée, permettant de définir le degré d'activation d'un muscle pour chaque phase d'un élément. Les valeurs ont par la suite été moyennées par sujet, puis pour l'ensemble du groupe.

L'ensemble des tests statistiques a été effectué avec le logiciel MATLAB[®] (R2008b, The MathWorks[™] Inc., Natick, MA, USA, 1984-2008). Les conditions requises à l'utilisation de tests paramétriques n'étant pas atteintes (normalité des distributions et homogénéité des variances), le test des rangs de Wilcoxon a été utilisé pour la comparaison des intensités du signal EMG interphases. Le test de Kruskal-Wallis (ANOVA non paramétrique à une voie) a été utilisé pour vérifier un effet des phases sur l'intensité du signal. Le seuil de significativité fut placé à $P < 0,05$.

IV.2.1.3. Résultats

Approche qualitative

Le MMP moyen du groupe étudié ($n=6$) a été effectué pour les éléments près de la barre et les éléments en rotation (Figures IV-18 et IV-19, respectivement). Si l'activité musculaire semble particulière à chaque mouvement, il apparaît néanmoins certaines similitudes selon les phases des quatre éléments. En effet, pour l'ensemble des quatre éléments étudiés, trois groupes musculaires peuvent être distingués selon leur activité. Les muscles *deltoideus pars clavicularis* et *spinalis*, *trapezius pars descendens* et *infraspinatus* forment un ensemble musculaire principalement activé à l'approche de la position en appui tendu renversé sur la barre, *i.e.* les secteurs 0-90° et 90-180°. Le deuxième groupe musculaire est constitué des muscles *biceps* et *triceps brachii* ayant une activité plus ou moins en dissociation, alors que le troisième ensemble musculaire correspond aux muscles *pectoralis major pars sternocostalis* et *latissimus dorsi* principalement actifs lors des tours d'appui avant (phase 3 de la « Bascule ») et arrière (phases 2 et 3 du « Passe-File ») ou lors des phases ascendantes du « Grand tour arrière » et du « Grand tour arrière coupé » (Phases 1 et 4).

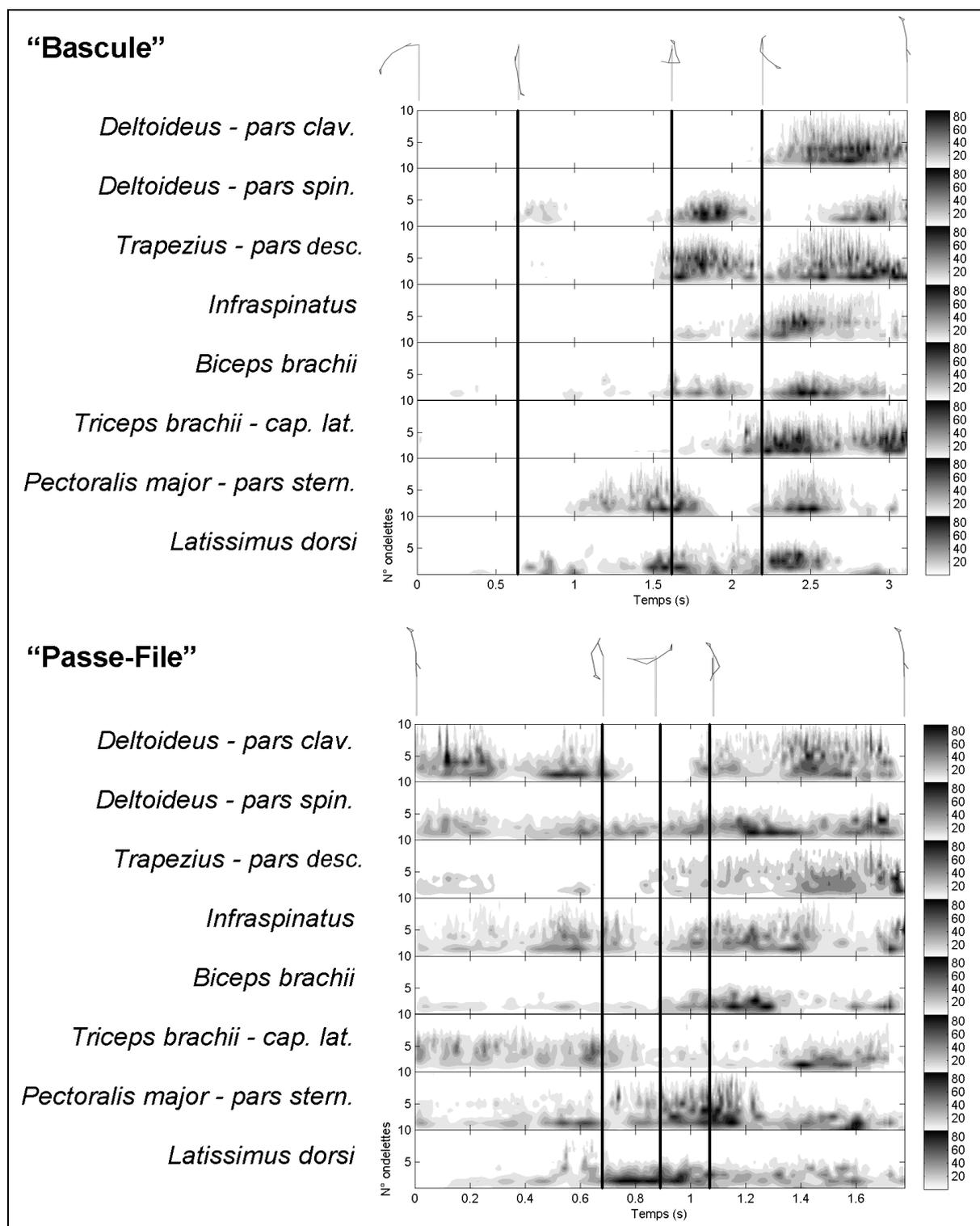


Figure IV-18 : MMP moyen représentant l'activité musculaire du groupe de gymnastes lors de l'exécution des éléments près de la barre : « Bascule » et « Passe-File ». L'intensité du signal EMG suit l'échelle de couleur, évoluant du blanc (0%) au noir (100%).

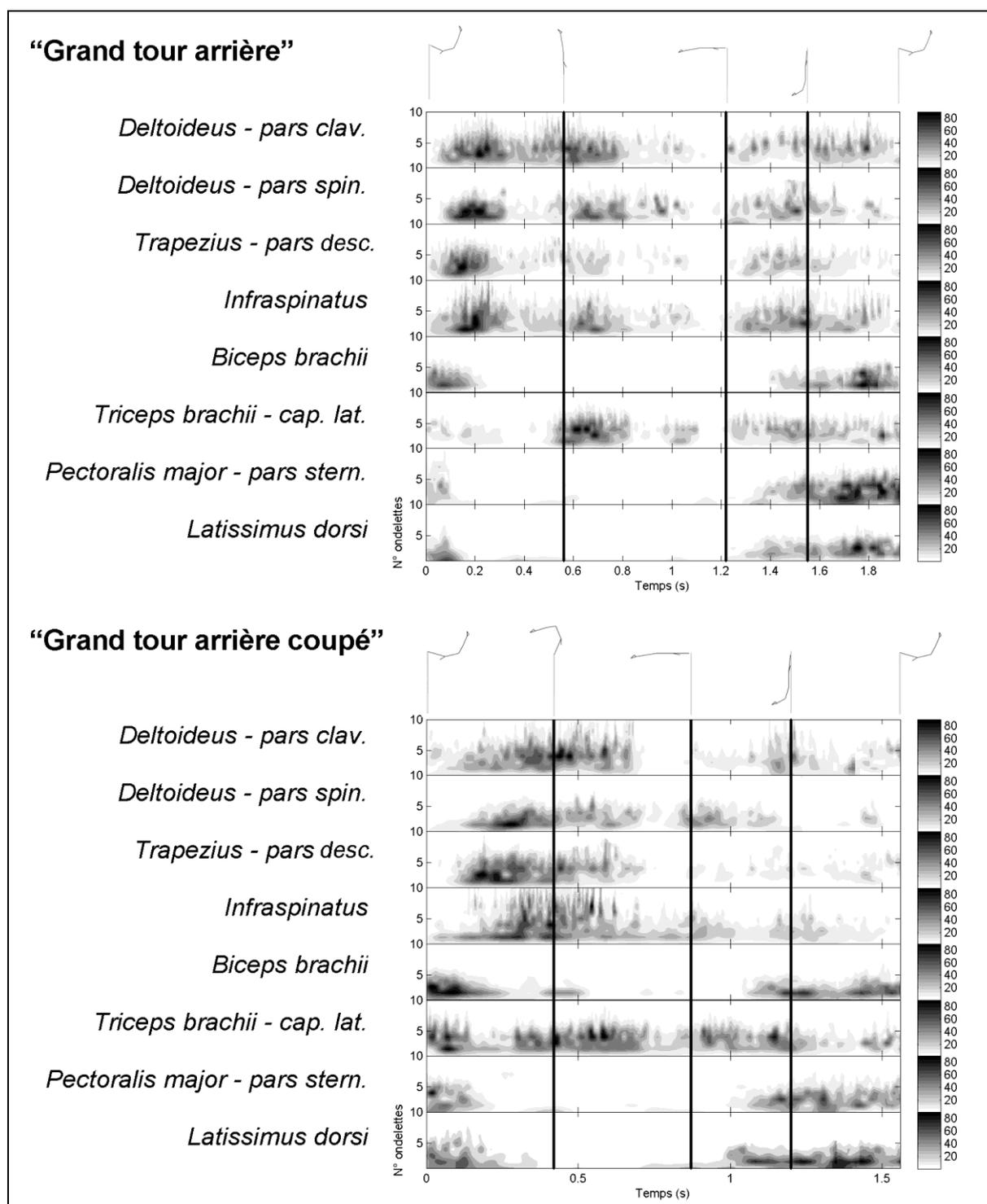


Figure IV-19 : MMP moyen représentant l'activité musculaire du groupe de gymnastes lors de l'exécution des éléments en rotation : « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé ». L'intensité du signal EMG suit l'échelle de couleur, évoluant du blanc (0%) au noir (100%).

Les MMPs moyens des deux éléments « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé » sont très similaires, comparativement à la différence entre le MMP de la « Bascule »

et le MMP du « Passe-File ». La différence entre le MMP du « Grand tour arrière » et celui du « Grand tour arrière coupé » apparaît lors des phases 3 et 4, où le premier groupe musculaire (les deux portions du muscle *deltoideus*, le *trapezius*, et l'*infraspinatus*) développe une intensité plus marquée lors du « Grand tour arrière » par rapport au « Grand tour arrière coupé ».

Approche quantitative

L'intensité totale maximale de chaque muscle lors des différentes phases des quatre éléments est représentée dans les Figures IV-20 et IV-21, pour les éléments près de la barre et les éléments en rotation, respectivement. Les valeurs de l'intensité totale maximale pour chaque phase concordent avec les MMPs moyens (Figure IV-18 et IV-19).

Pour l'élément « Bascule », les tests de Wilcoxon présentent des différences significatives interphases pour l'ensemble des muscles à l'exception du muscle *pectoralis major*. L'intensité du signal pour les phases 3 et 4 est significativement supérieure ($P < 0,05$) à celle des phases 1 et 2, pour l'ensemble des muscles à l'exception des muscles *pectoralis major* et *latissimus dorsi* (Annexe 3-A). L'intensité du muscle *trapezius* lors de la phase 4 n'est pas significativement supérieure à celle de la phase 2 du fait d'un écart-type trop important (Figure IV-20). Les tests de Kruskal-Wallis déterminent un effet significatif ($P < 0,05$) des phases sur l'intensité totale maximale pour l'ensemble des muscles à l'exception des muscles *pectoralis major* et *latissimus dorsi*.

La quatrième phase de l'élément « Passe-File » présente les intensités totales maximales les plus importantes ($P < 0,05$) par rapport aux phases 2 et 3 pour la moitié des muscles étudiés, à savoir les muscles *deltoideus pars clavicularis et pars spinalis*, *biceps brachii* et *pectoralis major* (Annexe 3-B). Les muscles *latissimus dorsi* et *triceps brachii* ont une intensité totale significativement plus faible lors de la phase 2 et la phase 3, respectivement, tandis que le muscle *deltoideus pars clavicularis* possède les valeurs les plus faibles lors de phases 2 et 3. Les tests de Kruskal-Wallis déterminent un effet significatif ($P < 0,05$) des phases sur l'intensité totale pour l'ensemble des muscles étudiés.

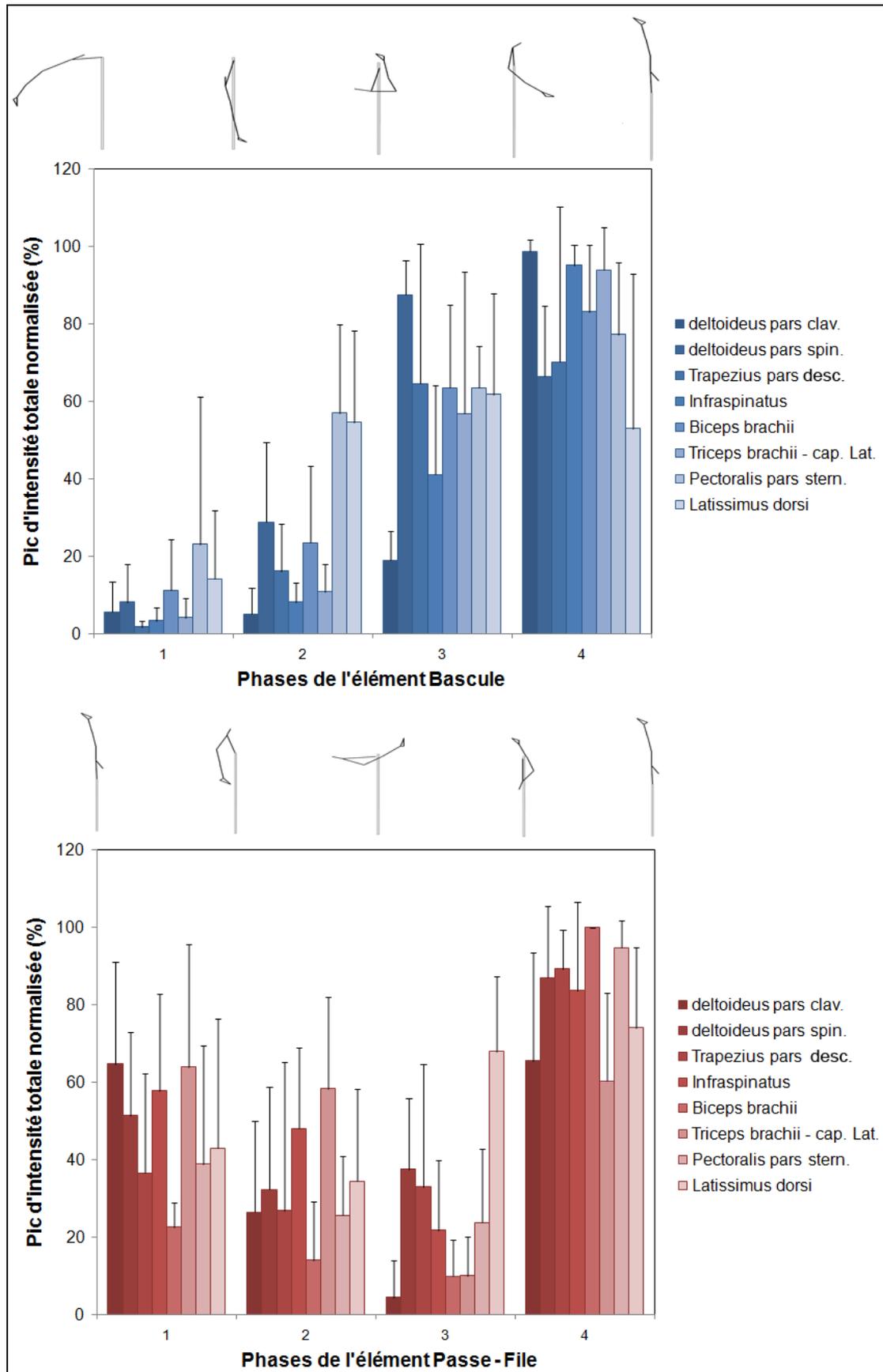


Figure IV-20 : Intensité totale de chaque muscle au cours des différentes phases des éléments près de la barre (n=6).

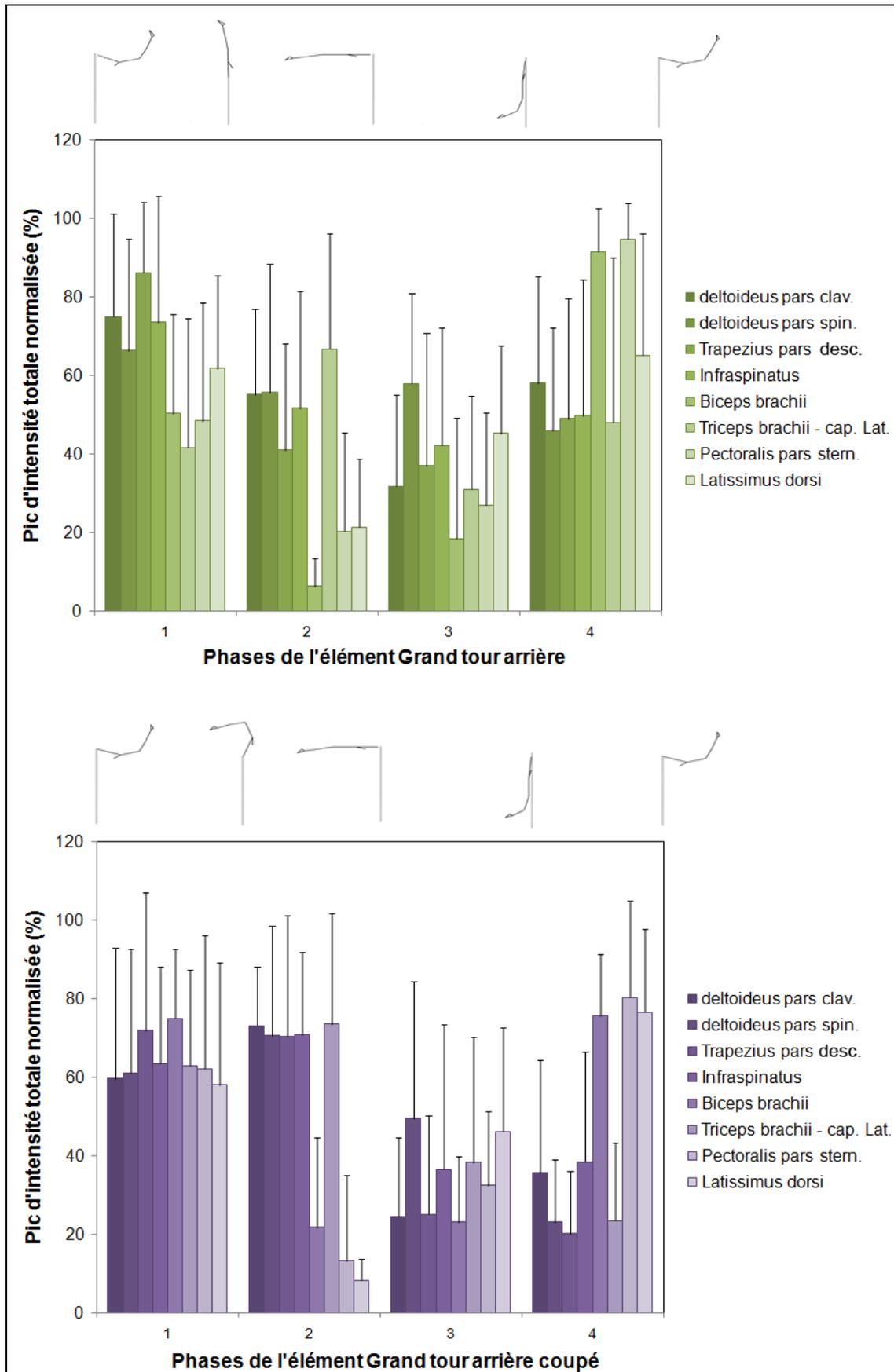


Figure IV-21 : Intensité totale de chaque muscle au cours des différentes phases des éléments en rotation (n=6).

Au cours de l'exécution de l'élément « Grand tour arrière », les muscles *deltoideus pars spinalis*, *infraspinatus*, et *triceps brachii* ne présentent ni de différence significative interphases, ni un effet de phase significatif (Annexe 3-C). A l'inverse les quatre muscles présentant un effet significatif ($P < 0,05$) des phases sur l'intensité totale (*trapezius*, *biceps brachii*, *pectoralis major* et *latissimus dorsi*) montrent une phase spécifique d'activité ou d'inactivité. Ainsi, le muscle *trapezius pars descendens* développe une intensité totale significativement supérieure ($P < 0,05$) lors de la phase 1 du « Grand tour arrière » et la phase 4 pour le muscle *biceps brachii* et *pectoralis major*. Alors que le muscle *latissimus dorsi* présente une intensité totale significativement inférieure ($P < 0,05$) lors de la phase 2 du « Grand tour arrière ».

A l'exception du muscle *infraspinatus*, tous les muscles subissent un effet significatif ($P < 0,05$) des phases sur l'intensité totale maximale du signal EMG lors de l'exécution d'un « Grand tour arrière coupé ». Les muscles *latissimus dorsi* et *pectoralis major* semblent être sollicités en synergie puisque l'intensité totale de ces deux muscles est significativement ($P < 0,05$) inférieure lors de la phase 2 du « Grand tour arrière coupé » par rapport aux phases 1 et 4, alors que les muscles *deltoideus pars clavicularis* et *spinalis*, et *trapezius pars descendens* ont une opposition significative entre l'intensité totale des phases 1 et 2 et celle des phases 3 et 4 (Annexe 3-D).

IV.2.1.4. Discussion

L'analyse EMG des muscles du membre supérieur au cours d'éléments gymniques en barre fixe a été effectuée par phase et suivant des approches qualitatives et quantitatives. Ces analyses par phases répondaient à un double objectif : (i) déterminer les séquences d'activation musculaire en fonction du mouvement effectué autour de la barre fixe et les confronter à celles existantes au saut à la perche ; (ii) évaluer les phases nécessitant les activations les plus importantes et les comparer à la littérature scientifique relative à la biomécanique des grands tours arrière. A notre connaissance, les éléments « Bascule » et « Passe-File » n'ont pas fait l'objet d'étude biomécanique ou électro physiologique. Une des raisons de cette absence peut provenir du fait que ces deux éléments « Bascule » et « Passe-File » ne concordent pas une pratique gymnique de haut niveau. En effet, les éléments « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé » correspondent à des éléments

indispensables à l'activité barre fixe et ont très régulièrement été analysés au cours d'enchaînements effectués en championnats du monde ou lors des jeux olympiques. Se pose donc le problème de la confrontation des résultats avec la littérature aussi bien en lien avec les éléments en barre fixe qu'au saut à la perche. Cette confrontation doit ainsi s'effectuer à partir des résultats issus des deux premières études de la thèse sur le saut à la perche, en particulier pour les éléments « Bascule » et « Passe-File », et à partir des résultats d'études biomécanique (dynamique directe ou inverse, cinématique), en particulier pour les éléments « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé ».

Pour l'ensemble des éléments étudiés, trois groupes musculaires peuvent être distingués du fait des synergies musculaires. Le premier ensemble regroupe les muscles que nous nommerons « proximaux », à savoir le muscle *deltoideus pars clavicularis* et *pars spinalis*, le muscle *trapezius pars descendens*, et le muscle *infraspinatus*. Le second regroupe les muscles « brachiaux » à savoir le muscle *biceps brachii* et le muscle *triceps brachii caput laterale*. Enfin, le troisième groupe est constitué des muscles « thoraciques » que sont le muscle *pectoralis major pars sternocostalis* et le muscle *latissimus dorsi*. Les appellations de ces ensembles ne reflètent pas une réalité anatomique en termes d'insertions et d'origines musculaires, mais respectent une réalité du point de vue de leur localisation par rapport à l'articulation gléno-humérale.

Relativement au premier objectif, l'ensemble des quatre éléments étudiés a montré une activation significative du muscle *latissimus dorsi*, muscle prépondérant dans la pratique du saut à la perche (cf. étude 1 – Axe 1). Les éléments en rotation, *i.e.* le « Grand tour arrière » et plus particulièrement le « Grand tour arrière coupé » ont engendré une activation du muscle *latissimus dorsi* supérieure lors de la phase 4 (270-360°), lorsque le gymnaste réduit son rayon de giration par une extension humérale lui permettant d'accélérer sa rotation à l'approche du lâché de barre (360°). Cette activation musculaire dans ce secteur de la rotation est particulièrement semblable à celle existante au saut à la perche, lorsque le perchiste suspendu à la perche peu après l'impulsion effectue un balancé afin de se retrouver en position groupée le dos parallèle au sol lorsque la perche est fléchie au maximum (cf. étude 1 – Axe 1). Les éléments près de la barre fixe ont également généré une activation significative du muscle *latissimus dorsi* lors des phases 2, 3, et 4 de la « Bascule » et de la phase 3 du « Passe-File ». Durant la phase 2 de la « Bascule », le gymnaste effectue une extension humérale, alors que les autres phases nécessitent le maintien de la position d'extension humérale avec le bassin situé à proximité des mains sur la barre. La rotation autour de la barre

dans cette position a engendré une activité significative du muscle *latissimus dorsi*, principal responsable de l'extension humérale lorsque le tronc est mobile et les mains fixes (Bogduk *et al.*, 1998). Ici, l'activation du muscle *latissimus dorsi* pour maintenir la position proche de la barre pendant le tour d'appui est semblable à celle pour maintenir le bassin proche de la perche lorsque celle-ci se déplie à la verticale (cf. étude 1 – Axe 1). Quant au muscle *pectoralis major pars sternocostalis*, son activation était en synergie avec le muscle *latissimus dorsi*. Si le *pectoralis major* est un fléchisseur, adducteur, et rotateur médial de l'humérus lorsque le bras est libre de tout mouvement, le *pectoralis major* participe également à la compression de la scapula contre la cage thoracique lorsque le bras est fixé (Gray, 1918), en attirant l'humérus vers le sternum. Cette synergie *latissimus dorsi/pectoralis major* serait donc spécifique aux actions d'extension humérale lors des mouvements de brachiation. Dans de pareil cas, le muscle *latissimus dorsi* serait le muscle générateur de l'extension humérale alors que le muscle *pectoralis major* aurait une action stabilisatrice au niveau du complexe scapulo-huméro-thoracique.

Le groupe musculaire « proximal » est principalement actif lorsque le gymnaste se retrouve en position d'appui tendu renversé sur la barre ou lorsque celui-ci est suspendu à la verticale de la barre. Ainsi, ce groupe musculaire serait activé afin de compenser la compression lors de l'appui tendu renversé, ou la traction lors de la suspension à la barre. Cette activation des muscles « proximaux » aurait pour objectif de solidariser et stabiliser le complexe articulaire de l'épaule en réponse à ces forces de compression/traction. Par rapport à l'objectif lié à la pratique du saut à la perche, cette coordination des muscles « proximaux » en réponse aux compressions/tractions est semblable à celle rencontrée lors d'un saut à la perche. En effet, lors d'un saut, le complexe articulaire de l'épaule, en particulier le côté dominant, est également soumis à des forces de tractions imposées par la perche à l'instant du décollage du sol et lors de l'extension verticale de la perche. Ces forces de traction, à l'instar des éléments en barre fixe, sollicitent principalement ces mêmes muscles « proximaux » (cf. étude 1 – Axe 1), alors que les phases de retournement et de franchissement de la barre au saut à la perche entraînent aussi une activation de ces muscles « proximaux », lorsque le perchiste se retrouve en position d'appui renversé sur la perche (cf. étude 2 – Axe 1). Quant au groupe musculaire « brachial », les co-contractions musculaires du *biceps brachii* et *triceps brachii* correspondent au maintien de la position en extension du coude au cours des différents éléments. Egalement, l'activité du muscle *biceps brachii* lors de la dernière phase des deux éléments en rotation autour de la barre peut être évoquée. La traction exercée sur la

barre exerce une tension proximale sur l'articulation gléno-humérale, alors que l'humérus est en élévation complète. Dans ces conditions, l'activation du muscle *biceps brachii* sert à compenser cette tension proximale afin de solidariser cette articulation gléno-humérale. Une fonction similaire a été évoquée pour le muscle *biceps brachii* dominant après le décollage du sol lors d'un saut à la perche (cf. étude 1 – Axe 1).

Ainsi, la pratique de ces différents éléments gymniques en barre fixe permet de retrouver l'ensemble des coordinations musculaires du membre supérieur existantes au saut à la perche, aussi bien dans les fonctions stabilisatrices du complexe articulaire de l'épaule (muscles « proximaux ») que dans les fonctions locomotrices (muscles « thoraciques » et « brachiaux »). L'élément gymnique « Passe-File » est d'autant plus pertinent, qu'il permet d'associer les activations musculaires des différents groupes musculaires dans une chronologie semblable à celle du saut à la perche, *i.e.* proximaux-thoraciques-proximaux (cf. étude 1 – Axe 1).

Relativement au deuxième objectif de cette étude, il apparaît que l'ensemble des muscles du membre supérieur présente un pic d'activité lors de la phase qui précède le lâché de barre (phase 4), pour l'élément « Grand tour arrière » et plus particulièrement le « Grand tour arrière coupé ». Or, selon les études antérieures de ces éléments gymniques, c'est durant cette même phase que le complexe articulaire de l'épaule est le plus sollicité (Arampatzis & Brüggemann, 1998 ; Holvoet *et al.*, 2002 ; Irwin & Kerwin, 2006). Ainsi, l'analyse EMG des muscles du membre supérieur est en accord avec des approches en dynamique inverse.

En plus de sa fonction d'extenseur de l'humérus déjà évoqué précédemment (deuxième paragraphe de la partie discussion), le muscle *latissimus dorsi* révèle sa fonction antigravitationnelle lors de la phase 3 et 4 des deux éléments en rotation autour de la barre (« Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé »). En effet, à l'approche de la fin de la phase 3 ($\approx 270^\circ$), les épaules sont en hyper-flexion de manière à mettre en tension la chaîne des muscles extenseurs de l'humérus et préparer la phase d'extension humérale lors de la phase 4. Le muscle *latissimus dorsi* est donc sollicité afin de limiter l'hyper-flexion des épaules et compenser les forces de tractions qui s'exercent sur l'articulation gléno-humérale le long de l'axe longitudinal de l'humérus (Bogduk *et al.*, 1998). Une étude EMG des muscles des membres supérieurs au cours de rotation aux anneaux a également déterminée une activité significative du muscle *latissimus dorsi* similaire afin de compenser la traction effectuée sur les anneaux en plus de ses actions d'extension, d'adduction et de rotation médiale de l'humérus (Leggett & Waterland, 1973). L'analyse qualitative (Figure IV-19) montre

clairement l'activation du muscle *latissimus dorsi* à partir de la moitié de la phase 3 ($\approx 225^\circ$), jusqu'à être maximale à la moitié de la phase 4 ($\approx 315^\circ$). Or, c'est au sein de ce secteur $225-315^\circ$ que la déformation verticale de la barre (Brüggemann *et al.*, 1994) et la force de traction sur la barre (Arampatzis & Brüggemann, 1998 ; Holvoet *et al.*, 2002) sont les plus fortes. La mesure de l'accélération verticale du corps du gymnaste est en concordance avec les résultats de ces précédentes études quant à la déformation de la barre, avec des pics d'accélération au milieu de la phase 3 et au milieu de la phase 4 (Figure IV-22).

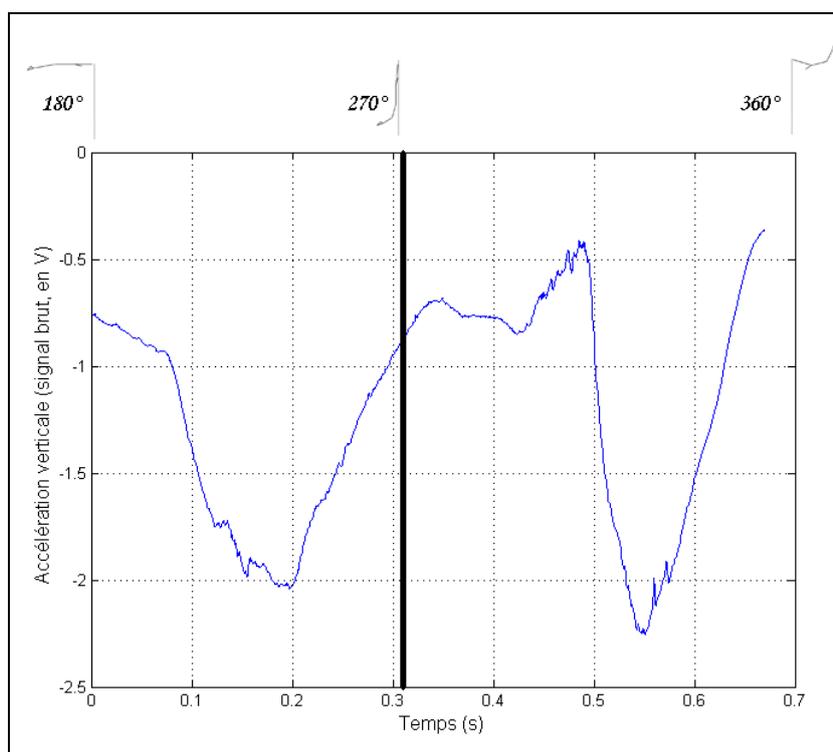


Figure IV-22 : Accélération verticale du gymnaste lors des deux dernières phases d'un « Grand tour arrière ». Illustration lors d'un essai. Une valeur négative indique une accélération verticale en « traction » sur la barre, alors qu'une valeur positive indique une accélération verticale en « compression » sur la barre.

Egalement, le groupe musculaire « proximal » ainsi que le muscle *biceps brachii* présente des pics d'activation à l'approche de la position d'appui tendu renversé (phases 1 et 2) et lorsque le gymnaste est en position suspendue. Encore une fois, cette activation de ce groupe musculaire répond à la contrainte en compression/traction du membre supérieur par rapport au reste du corps du gymnaste. Cette fonction musculaire concorde ainsi avec le ressort linéaire amortissant modélisant le complexe articulaire de l'épaule pour les études

dynamiques simulant le mouvement du gymnaste autour de la barre à partir d'un modèle poly-articulé (Yeadon & Hiley, 2000 ; Hiley & Yeadon, 2003 ; 2005 ; 2008; Sheets & Hubbard, 2008). Il apparaît également que le groupe musculaire « proximal » est plus sollicité à l'approche de l'appui tendu renversé sur la barre (phase 1 et 2) lors de l'élément « Grand tour arrière coupé » par rapport au « Grand tour arrière ». L'intensité mesurée étant relative à la valeur maximale lors de l'élément, cela entraîne une plus faible intensité de ces mêmes muscles lors de la phase 4 du « Grand tour arrière coupé » comparé au « Grand tour arrière ». Cette différence d'intensité en début de rotation (phase 1 et 2) pourrait être liée à la différence de vitesse de rotation du gymnaste autour de la barre. Cette vitesse angulaire supérieure du gymnaste autour de la barre entraînerait une activation des muscles « proximaux » afin de répondre à une force de traction plutôt qu'une force de compression sur la barre lors de l'appui tendu renversé. En effet, l'étude de Holvoet *et al.* (2002) a démontré que l'action de compression lors du « Grand tour arrière » disparaissait lors de l'exécution de l'élément « Grand tour arrière coupé », alors que l'effort en traction s'accroît fortement. A la lumière des résultats de cette précédente étude associés aux données EMG, il semblerait que l'effort de traction par rapport à l'effort de compression implique une plus grande activation des muscles stabilisateurs du complexe articulaire de l'épaule, à savoir les muscles « proximaux ».

IV.2.1.5. Conclusion

L'analyse EMG des muscles du membre supérieur au cours des différents éléments en barre fixe a démontré que l'exécution de ces éléments gymniques entraînait une coordination musculaire particulièrement intéressante dans le cadre de l'entraînement du saut à la perche. En effet, de la même manière qu'au saut à la perche, un groupe musculaire est activé afin de stabiliser et solidifier le complexe articulaire de l'épaule afin de répondre aux charges en traction et en compression, alors qu'un autre groupe de muscle est lui plus dédié au mouvement d'extension humérale. Pour activer ces différents groupes musculaires, l'ensemble des éléments en barre fixe présentés dans cette étude doit être utilisé. Cette diversité d'éléments gymnique permet ainsi de retrouver les différentes sollicitations du complexe articulaire de l'épaule rencontrées lors d'un saut à la perche. De plus, l'analyse quantitative a démontré que l'intensité des différents groupes musculaires étudiés était en accord avec la littérature scientifique ayant mesuré le travail musculaire et les moments de force développés par les épaules à partir d'une approche en dynamique inverse.

CHAPITRE V : DISCUSSION GENERALE

V.1. ACTIVATIONS MUSCULAIRES AU SAUT A LA PERCHE ET EN BARRE FIXE : CONTRIBUTION A L'AMELIORATION DE LA PERFORMANCE ET A L'OPTIMISATION DE L'ENTRAINEMENT.....	- 163 -
V.2. CONTRIBUTION POUR L'ANALYSE ELECTROMYOGRAPHIQUE DE SURFACE	- 170 -

L'objectif général de cette thèse a été de contribuer à l'amélioration de la performance au saut à la perche à partir de l'étude EMG des muscles des membres supérieurs. Cette contribution est passée par la détermination des coordinations musculaires en relation avec les différentes phases du saut et par la comparaison avec des éléments gymniques en barre fixe utilisés dans les programmes d'entraînement des perchistes. Dans ce cadre, la discussion générale s'avère être un exercice délicat pour plusieurs raisons. D'une part, situer la contribution de cette thèse au niveau scientifique et au niveau sportif suppose une interprétation des résultats et leur confrontation avec la littérature. Or, à notre connaissance, ces travaux expérimentaux présentés dans cette thèse ont un caractère novateur, puisque l'association entre l'électromyographie, le complexe articulaire de l'épaule, et le saut à la perche/les éléments en barre fixe n'a pas fait l'objet de publication au sein des revues scientifiques des domaines abordés. D'autre part, l'interprétation des propriétés du signal EMG de surface transformé oppose deux courants de pensée, quant au lien entre les variations spectrales et le recrutement d'unité motrice (Farina, 2008 ; von Tscherner & Nigg, 2008). La question de la contribution de ce travail, aussi bien dans le domaine sportif que scientifique, devient alors légitime. En quoi les résultats de cette thèse pourraient-ils contribuer à l'amélioration de la performance et à l'optimisation de l'entraînement ? Les données électromyographiques issues des différentes études permettraient-elles de soutenir ou non la relation entre la variabilité spectrale du signal EMG et les mécanismes physiologiques sous-jacents à la contraction musculaire ? De manière à situer cette thèse relativement aux champs disciplinaires impliqués, nous discuterons l'ensemble des résultats par rapport au lien entre le saut à la perche et les éléments en barre fixe envers l'organisation fonctionnelle des activations musculaires, puis par rapport aux caractéristiques du signal EMG de surface.

V.1. Activations musculaires au saut à la perche et en barre fixe : contribution à l'amélioration de la performance et à l'optimisation de l'entraînement

La revue de littérature a révélé que l'évaluation de l'interaction énergétique entre la perche et l'athlète par l'analyse du mouvement a permis de déterminer un gain significatif d'énergie de l'athlète lors d'un saut (Hubbard, 1980a ; Gros & Kunkel, 1990 ; Arampatzis *et al.*, 1999 ; 2004 ; Schade *et al.*, 2000 ; 2004b ; 2006). Ce gain d'énergie est lié aux actions du

perchiste sur la perche et aux propriétés élastiques de la perche, ce qui permet un stockage d'énergie élastique lorsque celle-ci se fléchit (Arampatzis *et al.*, 2004). L'analyse biomécanique des éléments gymniques « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé » a révélé un gain d'énergie mécanique du gymnaste entre le début du mouvement et le lâché de barre, du fait des propriétés élastiques de la barre et de l'interaction énergétique gymnaste-barre (Brüggemann *et al.*, 1994 ; Arampatzis & Brüggemann, 1999b ; 2001). De plus, aussi bien pour le saut à la perche (Mc Ginnis & Bergman, 1986) que pour les éléments gymniques en barre fixe (Arampatzis & Brüggemann, 1998 ; Holvoet *et al.*, 2002 ; Irwin & Kerwin, 2007), les moments articulaires des épaules furent significativement plus importants que ceux développés au niveau des hanches et des genoux. A partir de ce postulat, il semblerait que les activations musculaires de ces deux types d'activités physiques et sportives soient prépondérantes dans la détermination de la performance. Et les éléments en barre fixe pourraient intégrer les programmes d'entraînement des perchistes dans le cadre de la préparation physique.

Le calcul de l'énergie du CG du perchiste au cours du saut à la perche, lors de la première étude expérimentale de ce document, a permis d'objectiver l'influence sur la performance des actions musculaires des membres supérieurs du perchiste après le décollage du sol, en complément de l'enregistrement EMG. Les résultats ont montré que les perchistes étudiés présentaient un gain d'énergie (au niveau du CG du perchiste) significatif entre la phase d'impulsion et le franchissement de la barre. En d'autres termes, au moment du franchissement, l'énergie mécanique réellement développée est supérieure à l'énergie mécanique modélisée à partir des conditions initiales d'impulsion. Ainsi, les activations musculaires des membres supérieurs sembleraient influencer de façon significative la performance finale. En relation avec les résultats de la première étude de cette thèse, il est apparu que les actions musculaires des membres supérieurs avaient un impact significatif sur la performance, lors des phases du saut qui précèdent le redressement complet de la perche, notamment la phase de flexion de perche. Pour la flexion de la perche, les muscles *latissimus dorsi* dominant et non dominant, ainsi que le muscle *triceps brachii* dominant sont particulièrement sollicités. Au cours du redressement de la perche, puis lorsque la perche est en extension verticale complète, les muscles des membres supérieurs sont activés pour à la fois résister au redressement de la perche et rapprocher le perchiste de l'axe de celle-ci, puis maintenir la position inversée de l'athlète et contrôler son retournement longitudinal, respectivement. Les résultats de notre seconde étude sur le saut à la perche ont montré que

lorsque la perche était complètement redressée à la verticale, les actions musculaires des membres supérieurs du perchiste n'avaient pas d'influence significative sur la performance. Alors que le perchiste est toujours en contact avec sa perche et qu'il continue son ascension verticale pour franchir la barre, il est apparu que les actions musculaires du perchiste n'ont pas permis, en moyenne, d'augmenter significativement la hauteur du saut (<1%). Cependant, les perchistes étudiés pour cette thèse ont pu être classés en deux groupes. Ceux dont la performance estimée était supérieure à celle mesurée et ceux dont la performance estimée était inférieure à celle mesurée. La coordination intermusculaire globale – considérant l'activité des 10 muscles mesurés par EMG sur la totalité de la contraction musculaire – fut significativement différente entre les deux groupes de perchistes, alors que la comparaison de l'activation de chaque muscle entre les deux groupes n'a pas présenté de différence significative. Il existe donc bien une stratégie de sollicitation musculaire dépendante de la capacité du perchiste à améliorer sa performance ou non, mais la forte variabilité d'activation de chaque muscle au sein d'un même groupe n'a pas permis d'établir un pattern de coordination type. De plus, les résultats cinématiques ont confirmé que les actions musculaires à la fin du saut n'influençaient pas de façon significative la performance, puisque la quantité de vitesse verticale représentait un facteur déterminant de la performance. Ce facteur « vitesse verticale » manifeste le fait que pour une longueur de perche donnée, l'augmentation de sa rigidité est une des conditions à l'amélioration de la performance due à l'amélioration du « catapultage » du perchiste lors de la dernière phase du saut.

Pour cette thèse, le choix de ces quatre éléments gymniques a répondu à la logique de l'entraînement au saut à la perche. L'hypothèse posée fut que les activations musculaires du membre supérieur au cours d'éléments gymniques en barre fixe répondaient à des fonctions similaires à celles rencontrées au saut à la perche. La partie expérimentale présentée pour cette thèse a démontré que l'activation des muscles du membre supérieur respectait une logique de sous-ensembles, aussi bien lors des éléments en barre fixe que lors d'un saut à la perche. Il est apparu qu'un groupe musculaire était activé de manière à compenser les efforts de traction ou de compression sur l'humérus et à solidariser le complexe articulaire de l'épaule. Un autre groupe de muscles était impliqué dans la gestion de l'extension du coude, alors que le dernier groupe musculaire était principalement actif lors des mouvements d'extension de l'humérus. Ainsi, les différentes analyses électromyographiques de ce document ont montré que les activations musculaires impliquées lors d'un saut à la perche et

lors d'éléments en barre fixe respectaient les fonctions musculaires du complexe de l'épaule définies à partir des connaissances anatomiques musculaires.

Le premier groupe musculaire fut composé des muscles *deltoideus pars clavicularis* et *pars spinalis*, *infraspinatus*, et *trapezius pars descendens*.¹ L'activation du muscle *deltoideus pars clavicularis* non dominant au cours du saut à la perche a révélé son implication pour l'abduction humérale à partir du moment où le perchiste initie son renversement du corps et se rapproche de l'axe longitudinale. De cette position du membre supérieur non dominant associée à la force exercée par la perche sur les membres supérieur en a découlé une activité significativement supérieure des muscles *deltoideus pars clavicularis* et *infraspinatus* par rapport au début du saut. Concernant le membre supérieur dominant, le muscle *deltoideus pars clavicularis* fut fortement sollicité juste après l'impulsion afin de résister à la force de réaction de la perche alors que l'humérus était en position de flexion extrême. Par contre, de la même manière que le muscle *infraspinatus* non dominant, l'*infraspinatus* dominant a présenté une plus forte activation lorsque la perche commençait son redressement et le perchiste son renversement. Il semblerait donc que les muscles *infraspinatus* dominant et non dominant répondent à la même fonction, à savoir la stabilisation gléno-humérale en compensant une translation antérieure de la tête humérale par rapport à la cavité glénoïdale. Face à une translation postérieure de la tête humérale (à l'impulsion), le muscle *infraspinatus* fut significativement moins actif. Ce résultat est en accord avec le modèle du « couple de forces transversales », formés par la co-contraction des muscles *infraspinatus* et *subscapularis*, le muscle *infraspinatus* étant le stabilisateur gléno-huméral postérieur (Inman *et al.*, 1944 ; David *et al.*, 2000). Au cours des éléments gymniques étudiés, les quatre muscles de ce groupe, le *deltoideus pars clavicularis* et *pars spinalis*, l'*infraspinatus*, et le muscle *trapezius pars descendens*, furent activés en synergie pour l'ensemble des phases des éléments. Cette synergie musculaire a permis à la fois d'ajuster la position de la scapula afin de fournir une base stable pour l'articulation gléno-humérale, elle-même renforcée par les actions des muscles péri-articulaires. Cependant, il y eut une opposition de contraction musculaire entre le *deltoideus pars clavicularis* et le *deltoideus pars spinalis* lors des phases 2 et 3 de l'élément « Bascule » et lors de la phase 3 du « Passe-File ». Lors de ces phases comprenant le moment articulaire extenseur de l'humérus, le muscle *deltoideus pars spinalis*

¹ Pour des raisons techniques relatives à la disponibilité des canaux EMG du dispositif embarqué, les muscles *trapezius pars descendens*, *deltoideus pars spinalis*, et *pectoralis major* n'ont pas été étudiés lors du saut à la perche afin de privilégier la comparaison inter-membres.

a présenté une activation supérieure à celle du muscle *deltoideus pars clavicularis*. En revanche, lors des phases nécessitant une élévation humérale, le muscle *deltoideus pars clavicularis* fut plus fortement activé que le *pars spinalis*. Cette opposition fonctionnelle des activations musculaires des deux portions du muscle *deltoideus* confirme la littérature relative à l'anatomie fonctionnelle des muscles de l'épaule (Gray, 1918), déterminant une action élévatrice de l'humérus de la part du muscle *deltoideus pars clavicularis* et une action dépressive de l'humérus de la part du muscle *deltoideus pars spinalis*. Le muscle *biceps brachii* a contribué également à la stabilité gléno-humérale lors de tractions proximales importantes sur l'extrémité distale de l'humérus, pour le membre supérieur dominant à l'impulsion au saut à la perche ou durant le redressement de la perche, ainsi que lors de la phase 4 des éléments « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé ». Ces résultats propres à l'action stabilisatrice du muscle *biceps brachii* pour l'articulation gléno-humérale sont en accord avec des études antérieures, aussi bien à visée fondamentale (Warner J. J. & McMahon, 1995a) qu'appliquée, notamment lors de l'exécution de l'élément « Croix de fer » aux anneaux en gymnastique (Bernasconi *et al.*, 2004). Il semblerait que le muscle *biceps brachii* remplisse une fonction double lorsque l'humérus est en abduction et lors des mouvements de brachiation, *i.e.* stabilisation gléno-humérale et flexion du coude.

Le muscle *biceps brachii* a pu intégrer aussi le groupe musculaire impliqué dans la mobilisation et la fixation de l'avant-bras par rapport au bras. Ce groupe musculaire a ainsi compris le muscle *biceps brachii* et le muscle *triceps brachii caput laterale*. Entre l'impulsion et la flexion maximale de la perche, les deux membres supérieurs restèrent en position d'extension du coude entraînant la co-contraction des muscles *triceps brachii* et *biceps brachii*. Les phases suivantes du saut ont entraîné chronologiquement une flexion du coude du membre supérieur non dominant, puis celle du membre supérieur dominant alors que le membre non dominant a initié l'extension du coude, enfin le membre supérieur dominant a effectué une extension du coude lorsque celle du membre supérieur non dominant fut complète. Si ces mouvements de flexion et d'extension du coude ont impliqué le muscle agoniste, le muscle antagoniste fut réciproquement activé car le perchiste était toujours en contact avec la perche et exerçait potentiellement des forces contre celle-ci. C'est pourquoi, la co-contraction de ces deux muscles brachiaux fut présente tout au long du saut à la perche. Ce phénomène de co-contraction entre le muscle *biceps brachii* et *triceps brachii* fut également observé lors de l'ensemble des phases de l'élément « Bascule », et lors des phases 1 et 3 des éléments « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé ». Par contre, nous avons pu

observer une forte activation du muscle *triceps brachii* par rapport au muscle *biceps brachii* lors des phases 1 et 2 de l'élément « Passe-File » et lors de la phase 2 des deux éléments en rotation autour de la barre. Il semblerait que le muscle *triceps brachii* est particulièrement activé durant ces différentes phases afin de garantir l'extension du coude permettant de fournir un appui solide contre la barre et ainsi contribuer à l'extension humérale alors que le gymnaste subit les effets de la gravité. Le bras sert alors de levier entre le point d'appui situé au niveau de la main et la résistance appliquée au niveau de l'épaule. Un phénomène similaire peut être observé lors d'un saut à la perche, pour le membre supérieur dominant. Cependant, cette action musculaire sur l'humérus est théoriquement associée au muscle *triceps caput longum* lorsque le bras est fixé (Gray, 1918), alors que nous avons enregistré, pour l'ensemble des études, l'activité du muscle *triceps brachii caput laterale*. Deux hypothèses peuvent expliquer cette situation. D'une part, les forces musculaires du *triceps brachii* engagées pour effectuer les mouvements en barre fixe et au saut à la perche sont tellement élevées que tous les chefs musculaires sont activés pour former une unité agissant à la fois sur l'extension du coude et l'extension humérale. D'autre part, l'activité électrique enregistrée par les électrodes de surface pour le muscle *triceps brachii caput laterale* est le résultat d'un « cross-talk », *i.e.* la superposition des signaux du *triceps brachii caput laterale* et *caput longum*. Ce cross-talk est lié à plusieurs facteurs tels que la fine taille du muscle *triceps brachii caput laterale* relativement à celle des électrodes, la proximité des chefs musculaires, la force musculaire développée au cours du mouvement, et le glissement des muscles sous la peau du fait de la nature dynamique des actions étudiées.

Le dernier groupe musculaire fut composé des muscles *latissimus dorsi* et *pectoralis major*. Ce groupe musculaire intervient principalement dans le moment extenseur de l'humérus lors des différents mouvements étudiés dans cette thèse. L'enregistrement électromyographique des muscles des membres supérieurs a révélé la part prépondérante des muscles *pectoralis major* et *latissimus dorsi* dans l'exécution d'un élément « Croix de fer » aux anneaux en gymnastique et dans le moment adducteur de l'humérus afin de maintenir la position « Croix de fer » (Bernasconi *et al.*, 2004). Outre la différence de plan d'abaissement de l'humérus (frontal pour les anneaux, sagittal pour la perche et la barre fixe), ce résultat est en accord avec l'ensemble de nos résultats liés à l'activité du muscle *latissimus dorsi* que ce soit lors d'un saut à la perche ou lors des différents éléments en barre fixe. Lors des mouvements de brachiations, l'extension humérale permet de rapprocher le bassin du bras qui est fixé. Dans ce cadre, le muscle principalement impliqué est le muscle *latissimus dorsi*

(Bogduk *et al.*, 1998), alors que le muscle *pectoralis major* est également fortement activé, intervient majoritairement dans la stabilisation de la scapula contre la cage thoracique en rapprochant l'extrémité proximale de l'humérus vers le sternum. Cette fonction du muscle *pectoralis major* n'est valable que lorsque le bras est fixé et le tronc mobile (Gray, 1918). Ce mouvement d'extension humérale fut primordial lors de la phase de flexion de perche, puisqu'il a permis à la fois au perchiste d'effectuer le mouvement de balancé-groupé et d'appliquer une quantité de force sur la perche (Mc Ginnis & Bergman, 1986 ; Morlier & Mesnard, 2007). Cette flexion de l'humérus est apparue également lors des quatre éléments gymniques étudiés, puisqu'ils correspondent à des exercices utilisés pour l'entraînement des perchistes.

L'étude des mouvements de brachiation fait principalement l'objet de recherches relatives au déplacement des gibbons et autres espèces simiens. La modélisation du mouvement de brachiation des gibbons a principalement pour objectif de déterminer le lien entre le coût énergétique et le coût mécanique, *i.e.* l'efficacité du mouvement de brachiation. Ainsi, les champs d'étude sont divers et concernent entre autres la biomécanique (Chang *et al.*, 1997 ; Usherwood & Bertram, 2003 ; Usherwood *et al.*, 2003 ; Bertram, 2004), la physiologie (Jungers & Stern, 1981), ou encore l'anthropométrie (Michilsens *et al.*, 2009). L'ensemble de ces études montrent le lien étroit entre les muscles *pectoralis major* et *latissimus dorsi* et le mouvement de brachiation des gibbons. Michilsens *et al.* (2009) ont déterminé que les muscles extenseurs de l'humérus (*pectoralis major* et *latissimus dorsi*) sont parmi les plus puissants des muscles du membre supérieur. Les données électromyographiques (Jungers & Stern, 1981) des muscles *pectoralis major* et *latissimus dorsi* montrent une co-contraction durant la phase de suspension. Egalement, il apparaît que le muscle *latissimus dorsi* présente une forte activité lorsqu'il s'agit d'élever le CG du gibbon lors de la deuxième moitié de la phase de suspension avant le lâcher de prise. Enfin, lors de la phase de suspension, le gibbon a été modélisé par un double pendule (Bertram & Chang, 2001 ; Usherwood & Bertram, 2003 ; Bertram, 2004). Ainsi, lorsque la main est fixée, le bras pivote autour du point fixe et le reste du corps pivote autour de l'axe des épaules, permettant d'augmenter la force appliquée sur le support et d'accélérer la phase de suspension à l'image d'une action de fouetté. En effet, ce modèle du double pendule a été particulièrement observé lors des déplacements rapides par brachiation des gibbons et permet aux muscles les plus puissants, tels que le muscle *latissimus dorsi* et *pectoralis major*, de contrôler la rotation du corps autour de l'axe des épaules. Si la comparaison entre les mouvements de brachiation des

gibbons et l'exécution d'un saut à la perche/d'éléments en barre fixe peut paraître quelque peu incongrue, il existe néanmoins des similitudes dans ce principe de double pendule (Figure V-1). Ainsi, sous l'influence des actions des muscles *pectoralis major* et *latissimus dorsi*, le perchiste/gymnaste est capable d'accélérer sa rotation autour des épaules et autour de la main fixée, permettant d'augmenter les forces appliquées sur la perche/barre.

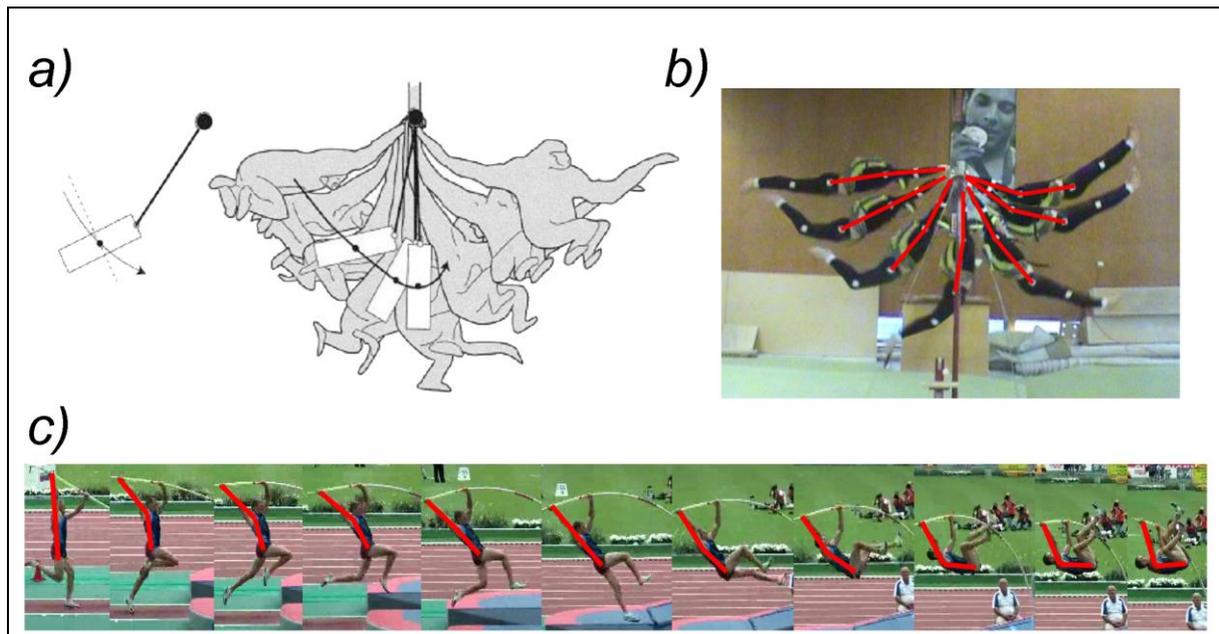


Figure V-1 : Système de double pendule, où le bras pivote autour de la main fixée, et le tronc autour des épaules lors des différents mouvements de brachiation *a)* chez le gibbon (d'après Bertram, 2004), *b)* en barre fixe, et *c)* au saut à la perche.

V.2. Contribution pour l'analyse électromyographique de surface

Selon la revue de littérature, il a été montré que l'interprétation des variations spectrales du signal EMG de surface devait se faire avec prudence, en particulier lors de contraction dynamique. Dans le cadre de cette thèse, l'analyse du signal EMG dans le domaine fréquentiel a été effectuée sur le muscle *latissimus dorsi* entre le décollage du sol et le redressement complet de la perche. Egalement, la séparation sphérique effectuée à partir des spectres des ondelettes des muscles des membres supérieurs lors de la phase finale du saut s'est située dans le domaine fréquentiel. Les résultats concernant le muscle *latissimus dorsi* ont montré des différences significatives de fréquences moyennes selon les phases

uniquement pour le côté non dominant. Il s'est avéré que ces fréquences moyennes augmentaient et diminuaient en parallèle avec l'augmentation et la diminution de l'intensité du signal pour le muscle *latissimus dorsi* non dominant. En respectant, la logique de dépendance à la tâche (von Tscharnner & Nigg, 2008), il est probable que l'augmentation puis la diminution de la fréquence moyenne soit en lien avec l'augmentation puis la diminution de la flexion de la perche, respectivement. Ainsi, le muscle *latissimus dorsi* non dominant pourrait être sollicité dans un premier temps pour appliquer une force de compression à la perche par l'exécution du moment extenseur de l'humérus. L'augmentation du moment cinétique autour de l'axe médio-latéral du perchiste jusqu'à la flexion maximale de la perche (Morlier & Cid, 1996), associée à l'augmentation de la force appliquée à la perche (Morlier & Mesnard, 2007) ont montré que l'action de balancé du perchiste entraîne une implémentation de force au sein de la perche par un mécanisme de compensation. Le balayage des membres inférieurs est équilibré par le moment extenseur de l'humérus appliqué par le muscle *latissimus dorsi*. Ainsi, la tâche du muscle *latissimus dorsi* non dominant, entre l'impulsion et la flexion maximale de la perche, correspond à une tâche de maintien et de tirage (« lock and pull task ») sur l'humérus, entraînant une augmentation de la puissance du signal au sein des hautes fréquences. Il se pourrait donc que cette tâche musculaire engendre l'augmentation de l'activation des unités motrices à hautes fréquences pour le muscle *latissimus dorsi* non dominant. Dans un second temps, du fait de son redressement vertical, la perche applique une force sur l'athlète supérieure à celle appliquée par le perchiste sur la perche. Par conséquent, l'objectif du muscle *latissimus dorsi* n'est plus d'appliquer une force de flexion sur la perche, mais de continuer l'extension humérale afin que le perchiste ait le corps le plus près de la perche. Cette continuité de l'extension humérale pour le muscle *latissimus dorsi* réfère à une tâche de maintien et de blocage (« hold and lock task ») de la position du bassin par rapport à l'humérus. Cette tâche musculaire engendre une augmentation de la puissance du signal au sein des basses fréquences et peut être effectuée par des unités motrices à basses fréquences (von Tscharnner & Nigg, 2008). Seulement, il est apparu que ces changements significatifs de fréquences étaient présents uniquement pour le côté non dominant du muscle *latissimus dorsi*. Il semblerait donc que les côtés dominant et non dominant de ce muscle aient des fonctions différentes. Pour le muscle *latissimus dorsi* dominant, il n'y a pas eu de changement significatif de fréquence moyenne au cours des différentes phases étudiées entre l'impulsion et l'extension verticale complète de la perche. Il est alors probable que le côté dominant de ce muscle soit alors impliqué pour une unique tâche, *i.e.* l'extension humérale permettant le renversement complet du perchiste. La présence de changements significatifs de fréquences

pour le muscle *latissimus dorsi* non dominant est peut être liée au fait que le membre supérieur non dominant sert de point d'appui pour appliquer un moment fléchissant sur la perche autour de la main supérieure (membre supérieur dominant) (Mc Ginnis & Bergman, 1986).

Lors de la phase du saut comprise entre le redressement complet de la perche et le franchissement de la barre, il a été démontré qu'il y avait une différence significative de coordination musculaire entre les perchistes ayant un bénéfice et ceux ayant un déficit entre la hauteur estimée et la hauteur mesurée. Cette classification fut significative aussi bien dans le domaine relatif à l'intensité du signal EMG que dans le domaine fréquentiel. Il semblerait donc que l'indice de performance (bénéfice ou déficit de hauteur) implique des tâches musculaires différentes. Ces tâches musculaires étant différentes, le spectre des ondelettes se retrouve alors modifié sur l'ensemble des muscles des membres supérieurs étudiés. Ce qui sous-entend que la tâche à accomplir par l'ensemble des muscles des membres supérieurs est dépendante des actions musculaires effectuées en amont du redressement complet de la perche. Finalement, il est probable que cette classification significative des perchistes en fonction de l'indice de performance est un élément supplémentaire à la validation de la logique de dépendance à la tâche des caractéristiques du spectre du signal EMG.

Au saut à la perche, le stockage de l'énergie élastique est possible principalement grâce à l'activation des muscles latissimus dorsi non dominant et dominant, et triceps brachii dominant. La restitution de cette énergie élastique et l'augmentation de la vitesse verticale du CG du perchiste sont favorisées par le maintien d'une position renversée de l'athlète. A partir du moment où la perche est complètement redressée à la verticale, l'activation des muscles des membres supérieurs n'a pas d'influence significative sur la performance et sert d'abord au maintien de la position renversée du perchiste, puis au contrôle de la rotation longitudinale de l'athlète. Enfin, l'activité particulière du muscle latissimus dorsi est remarquable car il est impliqué tout au long du mouvement de saut et de renversé. Le muscle latissimus dorsi non dominant est capable d'appliquer une force compressive à la perche par le recrutement d'unités motrices rapides, alors que le latissimus dorsi dominant est sollicité pour le renversement du perchiste.

Par ailleurs, il semble que l'activation du muscle latissimus dorsi est prépondérante aussi bien au saut à la perche que lors des différents éléments gymniques étudiés. Pour tous ces mouvements, l'activation musculaire des membres supérieurs respectent une logique de sous-ensembles fonctionnels. Cette organisation par groupes musculaires semblerait être spécifique à une catégorie de mouvements, i.e. les mouvements de brachiation. Ainsi, les différents groupes musculaires sont activés pour solidariser l'ensemble des pièces osseuses du complexe articulaire de l'épaule et pour mobiliser l'avant-bras et le tronc par rapport à l'humérus. Au cours de ces mouvements de brachiation, il se pourrait que l'humérus soit la structure centrale, autour de laquelle les muscles seraient sollicités pour faire évoluer l'athlète/gymnaste en fonction de la nécessité de solidariser le complexe articulaire ou de mobiliser les segments distaux et/ou proximaux de l'humérus.

Il apparaît donc que les éléments gymniques en barre fixe étudiés dans cette thèse ainsi que, plus généralement, les mouvements de brachiation peuvent correspondre à des exercices privilégiés dans la préparation physique et l'entraînement des perchistes.

CONCLUSIONS & PERSPECTIVES

Dans le cadre de l'optimisation et de l'amélioration de la performance, les travaux menés au sein de cette thèse ont permis de définir des nouveaux facteurs de la performance ainsi que la validation des exercices gymniques en barre fixe pour l'entraînement des perchistes. Les activations musculaires des membres supérieurs au saut à la perche et lors des différents éléments en barre fixe suivent une logique fonctionnelle similaire par le recrutement de groupes musculaires stabilisateurs et mobilisateurs. Egalement, les muscles des membres supérieurs ont une activité significative pour implémenter une force de compression sur la perche, alors que la cinématique du perchiste est prépondérante à l'approche du franchissement de la barre. Les actions musculaires pendant la phase de flexion de perche supposent une augmentation significative de l'énergie du CG du perchiste à la fin du saut. En revanche, les actions musculaires des membres supérieurs lors de l'ultime phase du saut ne sont pas significatives pour l'amélioration de la performance. Afin d'améliorer la performance, le perchiste doit donc être capable de profiter de la restitution d'énergie de la perche, lorsque celle-ci se redresse, plutôt que de tenter d'exercer une action de traction-poussée sur la perche avant de franchir la barre. Néanmoins, il convient de souligner que la non-significativité des actions musculaires finales sur la performance au saut à la perche n'a qu'un sens d'un point de vue statistique et dans la détermination de critère de performance. Replacer dans un contexte compétitif de haut niveau, cette augmentation de 1% de la performance liée aux actions musculaires des membres supérieurs à l'approche du franchissement de la barre peut être significative pour l'entraîneur et l'athlète car elle pourrait correspondre à une place sur un podium, une victoire en grand championnat, ou encore un record mondial. Les championnats du monde IAAF d'athlétisme à Berlin (août 2009) en sont le parfait exemple. Ainsi, le nouveau champion du monde de saut à la perche a remporté le concours en franchissant 5,90 m, alors que le deuxième et le troisième ont respectivement franchit 5,85 m et 5,80 m, soit une différence de 0,85% entre les performances des ces trois perchistes.

Les différentes études de cette thèse supposent logiquement certaines limites, qui sont potentiellement autant de perspectives de recherche. En relation avec les sujets étudiés et par rapport au sujet de la thèse, l'exécution des éléments gymniques en barre fixe aurait pu être plus juste avec des sujets perchistes. En effet, il est possible que les activations musculaires mesurées chez des gymnastes expérimentés ne correspondent pas à celles de perchistes exécutant des éléments en barre fixe. Cependant, ces mesures EMG effectuées chez des gymnastes expérimentés ont permis d'objectiver l'intérêt des différents éléments gymniques

dans la préparation des perchistes et pourraient également servir de « référence ». Ces activations musculaires provenant des gymnastes seraient alors un objectif à atteindre pour les perchistes lors de l'exécution de ces éléments gymniques. Ainsi, les activations musculaires des membres supérieurs lors des différents éléments gymniques proposés dans cette thèse peuvent être l'objet d'une comparaison perchiste-gymnaste. Ce qui permettrait de vérifier s'il existe des différences entre les sujets et de déterminer une éventuelle influence d'une pratique sportive par rapport à une autre.

Les mesures cinématiques effectuées pour les différentes études de ce document ont été soumises à certaines imprécisions. Le dispositif vidéo utilisé pour cette thèse n'a pas permis une analyse cinématique des angles articulaires du fait d'une précision limitée en comparaison à des dispositifs 3D optoélectroniques. L'indice de performance calculé pour la deuxième étude sur le saut à la perche de cette thèse pourrait alors être inexact du fait de la résolution des caméscopes et de l'erreur engendrée par la capture du mouvement. De plus, la question de l'influence du protocole expérimental sur l'indice de performance peut se poser. Est-ce que le fait de franchir une barre placée à une hauteur sous-maximale (90% du record personnel) ne pourrait pas engendrer le choix d'une perche « sous-maximale » et ainsi dénaturer la dernière phase du saut ? Est-ce que le dispositif EMG embarqué pourrait générer une gêne significative ? A notre décharge, la détermination des actions musculaires lors de la phase finale du saut implique inévitablement l'utilisation d'un dispositif EMG embarqué. Actuellement, il n'est donc pas encore possible de déterminer avec exactitude (*i.e.* condition de compétition) l'influence des actions musculaires des membres supérieurs sur la phase finale du saut à la perche sans pour autant perturber le perchiste. Alors, la capture du mouvement du saut à la perche en 3D par un dispositif optoélectronique permettrait d'une part de comparer les différents paramètres énergétiques et cinématiques du saut avec ceux calculés à partir de capture par vidéo, et d'autre part de préciser le lien entre les actions musculaires et l'évolution des angles articulaires. Egalement, de tels dispositifs de capture du mouvement permettraient l'application de modèle mécanique propre à chaque articulation, *e.g.* le modèle en éléments finis de l'épaule (van der Helm, 1994b), au cours d'un saut à la perche. L'application de ce type de modèle serait alors une opportunité d'estimer les forces musculaires impliquées au saut à la perche pour les muscles des membres supérieurs. L'influence de la rigidité et de la longueur de la perche sur les activations musculaires pourrait aussi être étudiée afin de vérifier si le changement des caractéristiques de la perche serait susceptible soit simplement d'augmenter l'activation musculaire, soit de modifier le

mode de recrutement des muscles ou encore la coordination musculaire intra- et inter-membres.

Enfin, le lien entre la production de force et l'activité électrique du muscle *latissimus dorsi* nécessiterait le développement de protocoles expérimentaux permettant d'isoler les variables à étudier, notamment au moyen de protocoles isocinétiques couplés avec une analyse EMG. Les compensations musculaires pour la stabilité de l'articulation gléno-humérale pourrait aussi faire l'objet d'études plus spécifiques quant aux activités de chaque muscle du membre supérieur lors de suspension en brachiation, avec ou sans charges additionnelles. Egalement, l'étude des caractéristiques du signal EMG de surface en lien avec le recrutement physiologique du muscle s'inscrit dans un débat théorique et nécessiterait un apport supplémentaire de preuves scientifiques pouvant infirmer ou confirmer ce lien.

En conclusion, l'ensemble des travaux de cette thèse s'est inscrit dans une démarche exploratoire permettant d'identifier de nouveaux facteurs de la performance au saut à la perche et plus généralement les mouvements de brachiation comme fondamentaux dans l'entraînement des perchistes.

BIBLIOGRAPHIE

A

- [1] Abry, P. (1997). *Ondelettes et turbulence. Multirésolutions, algorithmes de décomposition, invariance d'échelles*. Paris: Diderot Editeur.
- [2] Adamczewski, H., & Perlt, B. (1997). Run-up velocity of female and male pole vaulting and some technical aspects of women's pole vault. *New Studies in Athletics*, 12(1), 63-76.
- [3] Aldridge III, J.M., Atkinson, T.S., & Mallon, W.J. (2004). Combined pectoralis major and latissimus dorsi tendon transfer massive rotator cuff deficiency. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 13, 621-629.
- [4] Anderson, G.K. (1997). The limits of human performance in the pole vault. *Track Coach*, 138, 4412-4415, 4421.
- [5] Angulo-Kinzler, R.M., Kinzler, S.B., Balius, X., Turro, C., Caubet, J.M., Escoda, J., et al. (1994). Biomechanical analysis of the pole vault event. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(2), 147-165.
- [6] Apreleva, M., Parsons IV, I.M., Warner, J.J.P., Fu, F.H., & Woo, S.L.-Y. (2000). Experimental investigation of reaction forces at the glenohumeral joint during active abduction. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(5), 409-417.
- [7] Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (1998). A mathematical high bar-human body model for analysing and interpreting mechanical-energetic processes on the high bar. *Journal of Biomechanics*, 31(12), 1083-1092.
- [8] Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (1999a). High Jump. In G.-P. Brüggemann, D. Koszewski & H. Müller (Eds.), *Biomechanical Research Project at the VIth World Championships in Athletics, Athens 1997: Final report*. (pp. 130-144). Oxford: Meyer & Meyer Sport.
- [9] Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (1999b). Mechanical energetic processes during the giant swing exercise before dismounts and flight elements on the high bar and the uneven parallel bars. *Journal of Biomechanics*, 32(8), 811-820.
- [10] Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (2001). Mechanical energetic processes during the giant swing before the Tkatchev exercise. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 505-512.
- [11] Arampatzis, A., Schade, F., & Brüggemann, G.-P. (1997). Pole Vault. In H. Müller & H. Hommel (Eds.), *Biomechanical Research Project at the 6th World Championships in Athletics, Athens 1997: Preliminary Report* (Vol. 12, pp. 69-73). Monaco: New Studies in Athletics.

- [12] Arampatzis, A., Schade, F., & Brüggemann, G.-P. (1999). Pole Vault. In G.-P. Brüggemann, D. Koszewski & H. Müller (Eds.), *Biomechanical Research Project at the VIth World Championships in Athletics, Athens 1997: Final report*. (pp. 145-160). Oxford: Meyer & Meyer Sport.
- [13] Arampatzis, A., Schade, F., & Brüggemann, G.-P. (2004). Effect of the pole-human body interaction on pole vaulting performance. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1353-1360.
- [14] Ariel, G.B. (1989). Chapter 12: Biomechanics. In C. C. Teitz (Ed.), *Scientific Foundations of Sport Medicine* (pp. 271-297). Toronto and Philadelphia: B.C.Decker.
- [15] Arwert, H.J., de Groot, J.H., van Woensel, W.W.L.M., & Rozing, P.M. (1997). Electromyography of shoulder muscles in relation to force direction. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(4), 360-370.

B

- [16] Barlow, D.A. (1973). *Kinematic and kinetic factors involved in pole vaulting*. PhD thesis, Indiana University, Indiana.
- [17] Basmajian, J.V., & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive : Their function revealed by electromyography*. Baltimore, USA: Williams Wilkins.
- [18] Bassement, M., Garnier, C., & Goss-Sampson, M.A. (2007a, 26-28th. October). *Analyse cinématique et électromyographique de l'impulsion au saut à la perche*. Communication présentée à Movement Science Around the World - 12th International ACAPS Conference, Leuven, Belgium.
- [19] Bassement, M., Garnier, C., Lepoutre, F.-X., & Goss-Sampson, M.A. (2009). Kinematics and EMG analysis of expert pole vaulter's lower limb during take-off phase. In M. Estivalet & P. Brisson (Eds.), *The Engineering of Sport VII* (Vol. 2, pp. 375-382). Paris: Springer.
- [20] Bassement, M., Garnier, C., Watelain, E., & Lepoutre, F.-X. (2005, 26-28th. October). *Etude de la cinématique et de l'activité électromyographique lors de la réalisation d'un saut à la perche : différences expert novice*. Communication présentée à Recherches actuelles en sciences du sport - 11th International ACAPS Congress, Paris (FR).
- [21] Bassement, M., Goss-Sampson, M., & Garnier, C. (2007b). A kinematics analysis of the pole vault take-off. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Supplement 1*, 79-80.
- [22] Bechtol, C.O. (1980). Biomechanics of the shoulder. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 146, 37-41.

- [23] Beck, T.W., Housh, T.J., Johnson, G.O., Weir, J.P., Cramer, J.T., Coburn, J.W., et al. (2005). Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(2), 190-199.
- [24] Bernasconi, S., Tordi, N., Paratte, B., Rouillon, J.D., & Monnier, G. (2004). Surface electromyography of nine shoulder muscles in two iron cross conditions in gymnastics. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(3), 240-245.
- [25] Bertram, J.E.A. (2004). New perspectives on brachiation mechanics. *American Journal of Physical Anthropology*, 125(S39), 100-117.
- [26] Bertram, J.E.A., & Chang, Y.H. (2001). Mechanical energy oscillations of two brachiation gaits : measurement and simulation. *American Journal of Physical Anthropology*, 115, 319-326.
- [27] Biette, N., Sangnier, S., Dupuis, C., & Tourny-Chollet, C. (2002). Strength profiles of the knee muscles linked to the playing position of soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 10(1), 35.
- [28] Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S., Williams, D.M., Chandran, R., & Sharma, S.S. (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 83-92.
- [29] Bogduk, N., Johnson, G., & Spalding, D. (1998). The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 377-385.
- [30] Bonato, P., Gagliati, G., & Knaflitz, M. (1996). Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 15, 102-111.
- [31] Borsa, P.A., Timmons, M.K., & Sauer, E.L. (2003). Scapular-positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. *Journal of Athletic Training*, 38(1), 12-17.
- [32] Boyas, S., Maïsetti, O., & Guével, A. (2009). Changes in sEMG parameters among trunk and thigh muscles during a fatiguing bilateral isometric multi-joint task in trained and untrained subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 259-268.
- [33] Bradley, J.P., & Tibone, J.E. (1991). Electromyographic analysis of muscle action about the shoulder. *Clinics In Sports Medicine*, 10(4), 789-805.
- [34] Braff, T., & Dapena, J. (1985). A two-dimensional simulation method for the prediction of movements in pole vaulting. In D. A. Winter, R. W. Norman, R. P. Wells, K. C. Hayes & A. E. Patla (Eds.), *Biomechanics IX-B, Proceedings of the Ninth International Congress of Biomechanics* (Vol. IX, pp. 458-463). Champaign, IL, USA: Human Kinetics.

- [35] Browne, A.O., Hoffmeyer, P., Tanaka, S., An, K.N., & Morrey, B.F. (1990). Glenohumeral elevation studied in three dimensions. *The Journal of Bone & Joint Surgery (British Volume)*, 72, 843-845.
- [36] Brüggemann, G.-P., Cheetham, P., Alp, Y., & Arampatzis, D. (1994). Approach to a biomechanical profile of dismounts and release-regrasp skills of the high bar. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(3), 291-312.
- [37] Buchler, P., Ramaniraka, N.A., Rakotomanana, L.R., Iannotti, J.P., & Farron, A. (2002). A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*, 17(9-10), 630-639.
- [38] Buckwalter, J.A., & Lane, N.E. (1997). Athletics and osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(6), 873-881.
- [39] Buscayret, F., Edwards, T.B., Szabo, I., Adeleine, P., Coudane, H., & Walch, G. (2004). Glenohumeral arthrosis in anterior instability before and after surgical treatment: Incidence and contributing factors. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(5), 1165-1172.

C

- [40] Cain, P.R., Mutschler, T.A., Fu, F.H., & Lee, S.K. (1987). Anterior stability of the glenohumeral joint. A dynamic model. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(2), 144-148.
- [41] Cameron, M.L., Kocher, M.S., Briggs, K.K., Horan, M.P., & Hawkins, R.J. (2003). The prevalence of glenohumeral osteoarthritis in unstable shoulders. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(1), 53-55.
- [42] Chang, Y.H., Bertram, J.E.A., & Ruina, A. (1997). A dynamic force and moment analysis system for brachiation. *The Journal of Experimental Biology*, 200(23), 3013-3020.
- [43] Chevalier, J.-M. (1998). *Anatomie - Tome 2 : Appareil locomoteur*. Paris: Flammarion Médecine-Sciences.
- [44] Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S., & Ostojic, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 327-340.
- [45] Clarys, J.P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43, 1750-1762.
- [46] Clauser, C.E., McConville, J.T., & Young, J.W. (1969). *Weight, volume and center of mass of segments of the human body*. Ohio: AMRL Technical Report 69-70, Wright-Patterson Air Force Base.

- [47] Cleeman, E., Hazrati, Y., Auerbach, J.D., Stein, K.S., Hausman, M., & Flatow, E.L. (2003). Latissimus dorsi tendon transfer for massive rotator cuff tears: A cadaveric study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12, 539-543.
- [48] Codine, P., Bernard, P.L., Pocholle, M., Benaim, C., & Brun, V. (1997). Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(11), 1400-1405.
- [49] Conforto, S., D'Alessio, T., & Pignatelli, S. (1999). Optimal rejection of movement artefacts from myoelectric signals by means of a wavelet filtering procedure. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), 47-57.
- [50] Conzen, A., & Eckstein, F. (2000). Quantitative determination of articular pressure in the human shoulder joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(3), 196-204.
- [51] Cooley, J.W., & Tukey, J.W. (1965). An algorithm for machine calculation of complex Fourier series. *Mathematics of Computation*, 19(90), 297.
- [52] Cools, A.M., Witvrouw, E.E., Declercq, G.A., Vanderstraeten, G.G., & Cambier, D.C. (2004). Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *The British Journal of Sports Medicine*, 38, 64-68.
- [53] Cools, A.M., Witvrouw, E.E., Mahieu, N.N., & Danneels, L.A. (2005). Isokinetic scapular muscle performance in overhead athletes with and without impingement symptoms. *Journal of Athletic Training*, 40(2), 104-110.
- [54] Coury, H.G., Kumar, S., & Narayan, Y. (1998). An electromyographic study of upper limb adduction force with varying shoulder and elbow postures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(3), 157-168.
- [55] Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(1), 342-350.

D

- [56] Dapena, J. (1978). A method to determine the angular momentum of a human body about three orthogonal axes passing through its center of gravity. *Journal of Biomechanics*, 11(5), 251-256.
- [57] Dapena, J., & Braff, T. (1983). Use of separate hand location to calculate ground reaction force exerted on a vaulting pole. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 15(4), 313-318.

- [58] David, G., Magarey, M.E., Jones, M.A., Dvir, Z., Türker, K.S., & Sharpe, M. (2000). EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clinical Biomechanics*, 15, 95-102.
- [59] de Groot, J.H. (1997). The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*, 12(7-8), 461-472.
- [60] de Groot, J.H., Valstar, E.R., & Arwert, H.J. (1998). Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 13(8), 593-602.
- [61] de Groot, J.H., van Woensel, W., & van der Helm, F.C.T. (1999). Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clinical Biomechanics*, 14(5), 309-314.
- [62] de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- [63] De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- [64] De Luca, C.J., & Knaflitz, M. (1992). *Surface electromyography : What's new?* Turin: C.L.U.T.
- [65] Debski, R.E., Wong, E.K., Woo, S.L., Fu, F.H., & Warner, J.J. (1999a). An analytical approach to determine the in situ forces in the glenohumeral ligaments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 121(3), 311-315.
- [66] Debski, R.E., Wong, E.K., Woo, S.L., Sakane, M., Fu, F.H., & Warner, J.J. (1999b). In situ force distribution in the glenohumeral joint capsule during anterior-posterior loading. *Journal of Orthopaedic Research*, 17(5), 769-776.
- [67] Del Santo, F., Gelli, F., Schmied, A., Vedel, J.P., Rossi, A., & Mazzocchio, R. (2006). Motor unit synchronous firing as revealed by determination of surface myoelectric signal. *Journal of Neuroscience Methods*, 155(1), 116-121.
- [68] Dempster, W.T. (1955). *Space requirements of the seated operator*. Ohio: WADC Technical Report 55-159, Wright Patterson Air Force Base.
- [69] Dillman, C.J., & Nelson, R.C. (1968). The mechanical energy transformations of pole vaulting with a fiberglass pole. *Journal of Biomechanics*, 1(3), 175-183.
- [70] Dover, G.C., Kaminski, T.W., Meister, K., Powers, M.E., & Horodyski, M.B. (2003). Assessment of shoulder proprioception in the female softball athlete. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(3), 431-437.
- [71] Dupuis, C., Tourny-Chollet, C., Delarue, Y., & Beuret-Blanquart, F. (2004). Influence of baseball practice on strength ratio in shoulder rotator muscles : A new position for isokinetic assessment. *Isokinetics and Exercise Science*, 12(2), 149-157.
- [72] Dupuis, C., Tourny-Chollet, C., Leroy, D., & Beuret-Blanquart, F. (2005). Influence of the position of the scapula in isokinetic assessment: An example with high level athletes. *Isokinetics and Exercise Science*, 13, 63-66.

- [73] Durey, A. (1997). Chapter 12 : The Pole vault. In A. Durey (Ed.), *Physics for sports sciences [in French]*. Paris (FR): Masson.
- [74] Durey, A., & Journeaux, R. (1995). Application of three-dimensional analysis to sport : Pole vault model. In P. Allard, I. A. F. Stokes & J. P. Blanchi (Eds.), *Three dimensional analysis of human movement* (pp. 334-341). Champaign, IL: Human Kinetics Books.

E-F

- [75] Ekevad, M., & Lundberg, B. (1995). Simulation of "smart" pole vaulting. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1079-1090.
- [76] Ekevad, M., & Lundberg, B. (1997). Influence of pole length and stiffness on the energy conversion in pole-vaulting. *Journal of Biomechanics*, 30(3), 259-264.
- [77] Farina, D. (2008). Counterpoint : Spectral properties of the surface emg do not provide information about motor unit recruitment and muscle fiber type. *Journal of Applied Physiology*, 105(5), 1673-1674.
- [78] Farina, D., Fattorini, L., Felici, F., & Filligoi, G. (2002a). Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *Journal of Applied Physiology*, 93(5), 1753-1763.
- [79] Farina, D., Fosci, M., & Merletti, R. (2002b). Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology*, 92(1), 235-247.
- [80] Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495.
- [81] Fattorini, L., Felici, F., Filligoi, G.C., Trallesi, M., & Farina, D. (2005). Influence of high motor unit synchronization levels on non-linear and spectral variables of the surface EMG. *Journal of Neuroscience Methods*, 143(2), 133-139.
- [82] Felici, F., Rosponi, A., Sbriccoli, P., Filligoi, G., Fattorini, L., & Marchetti, M. (2001). Linear and non-linear analysis of surface electromyograms in weightlifters. *European Journal of Applied Physiology*, 84(4), 337-342.
- [83] Ferry, B. (1999). Predicting maximum vaulting height through multiple performance variables. *Track Coach*, 147, 4699-4702.
- [84] Filligoi, G., & Felici, F. (1999). Detection of hidden rhythms in surface EMG signals with a non-linear time-series tool. *Medical Engineering & Physics*, 21(6-7), 439-448.
- [85] Fraulin, F.O.G., Louie, G., Zorrilla, L., & Tilley, W. (1995). Functional evaluation of the shoulder following latissimus dorsi muscle transfer. *Annals of Plastic Surgery*, 35(4), 349-355.

- [86] Frère, J., Huber, C., Nüesch, C., Fischer, M., Göpfert, B., Wirz, D., et al. (2008a). Electromyographic analysis of three shoulder muscles using wavelet transformation and spherical separation. *Archivos de Medicina del Deporte*, 25(6), 439.
- [87] Frère, J., L'Hermette, M., & Tourny-Chollet, C. (2008b). Pole vault practice and rotator cuff strength: Comparison between novice and competitive athletes. *International Journal for Computational Vision & Biomechanics*, 1(1), 125-131.
- [88] Frère, J., Nüesch, C., Fischer, M., Göpfert, B., Wirz, D., & Friederich, N.F. (2008c). Shoulder muscles coordination of the weapon side during a fencing attack: The Flèche. *Journal of Biomechanics*, 41(S1), S58.
- [89] Frigo, C., & Crenna, P. (2009). Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 236-245.
- [90] Fuchimoto, T., Ito, A., & Kaneko, M. (1991). Stiffness of fiberglass poles and performance among world-class pole vaulters. In R. N. Marshall, G. A. Wood, B. C. Elliott, T. R. Ackland & P. J. McNair (Eds.), *XIIIth International Congress on Biomechanics: Book of Abstracts* (pp. 63-65).
- [91] Fukunaga, K. (1990). *Introduction to statistical pattern recognition*. San Diego, CA, USA: Academic Press.

G-H

- [92] Gabor, D. (1946). Theory of communication. *Journal of Institute of Electrical Engineers*, 93, 429-457.
- [93] Gosselin, N., Matecki, S., Poulain, M., Ramonatxo, M., Ceugniet, F., Préfaut, C., et al. (2003). Electrophysiologic changes during exercise testing in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Muscle & Nerve*, 27, 170-179.
- [94] Graps, A. (1995). An introduction to wavelets. *IEEE Computational Sciences and Engineering*, 2(2), 50-61.
- [95] Gray, H. (1918). *Anatomy of Human Body* (20th ed.). Philadelphia: Lea & Febiger. Bartleby.com, 2000. www.bartleby.com/107/. [Date of Printout].
- [96] Gros, H.J. (1982). *Computerized analysis of the pole vault utilizing biomechanics cinematography and direct forces measurements*. PhD thesis, University of Alberta, Alberta.
- [97] Gros, H.J., & Kunkel, V. (1990). Biomechanical analysis of the pole vault. In G.-P. Brüggemann & B. Glad (Eds.), *Scientific Research Project at the Games of the 24th Olympiad - Seoul 1988, Final Report* (pp. 219-260). Monaco: International Amateur Athletics Federation.

- [98] Halder, A.M., Zhao, K.D., O' Driscoll, S.W., Morrey, B.F., & An, K.N. (2001). Dynamic contributions to superior shoulder stability. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(2), 206-212.
- [99] Hay, J.G. (1980). *The biomechanics of sport techniques [in French]*. Paris: Vigot.
- [100] Herman, I.P. (2007). *Physics of the human body* (3rd ed.). Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.
- [101] Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- [102] Hermens, H.J., Freriks, L.J.M., Merletti, R., Hägg, G.G., Stegeman, D., Blok, J., et al. (1999). *SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography*: Roessingh Research and Development B.V.
- [103] Hiley, M.J., & Yeadon, M.R. (2003). The margin for error when releasing the high bar for dismounts. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 313-319.
- [104] Hiley, M.J., & Yeadon, M.R. (2005). Maximal dismounts from high bar. *Journal of Biomechanics*, 38(11), 2221-2227.
- [105] Hiley, M.J., & Yeadon, M.R. (2008). Optimisation of high bar circling technique for consistent performance of a triple piked somersault dismount. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1730-1735.
- [106] Hodson-Tole, E., & Wakeling, J.M. (2009). Motor unit recruitment for dynamic tasks: current understanding and future directions. *Journal of Comparative Physiology B: Biochemical, Systemic, and Environmental Physiology*, 179(1), 57-66.
- [107] Holvoet, P., Lacouture, P., Duboy, J., Junqua, A., & Bessonnet, G. (2002). Détermination des efforts articulaires exercés au cours de trois types d'élan en barre fixe. *Science & Sports*, 17, 26-30.
- [108] Hommel, H., & Houvion, M. (1994). NSA photosequence 32 - pole vault : Sergey Bubka. Commentary on Photosequence 32. *New Studies in Athletics*, 9(4), 59-64.
- [109] Hostens, I., Seghers, J., Spaepen, A., & Ramon, H. (2004). Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(2), 205-215.
- [110] Houvion, M. (1984). Le perfectionnement du perchiste. *EPS et Sport*, 187, 49-64.
- [111] Houvion, M. (1994). Le saut à la perche. In A.E.F.A. (Ed.), *Entraîneur fédéral* (pp. 1-30). Paris: AEFA Editions.
- [112] Howell, S.M., & Galinat, B.J. (1989). The glenoid-labral socket: A constrained articular surface. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 243, 122-125.
- [113] Hubbard, M. (1980a). Dynamics of the pole-vault. *Journal of Biomechanics*, 13(11), 965-976.
- [114] Hubbard, M. (1980b). An iterative numerical solution for the elastica with causally mixed inputs. *Journal of Applied Mechanics*, 47, 201-202.

- [115] Huber, C., Göpfert, B., Kugler, P., & von Tscharnern, V. (2009). The effect of sprint and endurance training on EMG signal analysis by wavelets. *Journal of Strength and Conditioning Research, In press*.

I-J

- [116] Inman, V.T., Saunders, F.R.C.S., & Abbot, L.C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *The Journal of Bone & Joint Surgery (American Volume)*, 26, 1-30.
- [117] Irwin, G., & Kerwin, D.G. (2006). *Musculoskeletal work in high bar progressions*. Communication présentée à 24th ISBS Symposium, Salzburg, Austria.
- [118] Irwin, G., & Kerwin, D.G. (2007). Musculoskeletal demands of progressions for the longswing on high bar. *Sports Biomechanics*, 6(3), 361-374.
- [119] Itoi, E., Hsu, H.-C., & An, K.-N. (1996). Biomechanical investigation of the glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(5), 407-424.
- [120] Itoi, E., Kuechle, D.K., Newman, S.R., Morrey, B.F., & An, K.N. (1993). Stabilising function of the biceps in stable and unstable shoulders. *The Journal of Bone & Joint Surgery (British Volume)*, 75-B(4), 546-550.
- [121] Itoi, E., Newman, S.R., Kuechle, D.K., Morrey, B.F., & An, K.N. (1994). Dynamic anterior stabilisers of the shoulder with the arm in abduction. *The Journal of Bone & Joint Surgery (British Volume)*, 76, 834-836.
- [122] Jayachandran, E.S., & Paul Joseph, K. (2007). Wavelets and its application in cardiology. In R. Acharya U, J. S. Suri, J. A. E. Spaan & S. M. Krishnan (Eds.), *Advances in cardiac signal processing*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.
- [123] Johnson, G.R., Stuart, P.R., & Mitchell, S. (1993). A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clinical Biomechanics*, 8(5), 269-273.
- [124] Johnson, M.P., McClure, P.W., & Karduna, A.R. (2001). New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31, 81-89.
- [125] Johnston, T.B. (1937). The movements of the shoulder joints: a plea for the use of the "plane of the scapula" as the plane of reference for movements occurring at the humero-scapular joint. *British Journal of Surgery*, 25, 252-260.
- [126] Jungers, W., & Stern, J. (1981). Preliminary electromyographical analysis of brachiation in gibbon and spider monkey. *International Journal of Primatology*, 2(1), 19-33.

K

- [127] Karduna, A.R., McClure, P.W., & Michener, L.A. (2000). Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33, 1063-1068.
- [128] Karduna, A.R., McClure, P.W., Michener, L.A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: A validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2), 184-190.
- [129] Karlsson, J.S., Gerdle, B., & Akay, M. (2001). Analyzing surface myoelectric signals recorded during isokinetic contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 20, 97-105.
- [130] Karlsson, J.S., Östlund, N., Larsson, B., & Gerdle, B. (2003). An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5), 461-468.
- [131] Karlsson, J.S., Yu, J., & Akay, M. (1999). Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 46, 670-684.
- [132] Karlsson, J.S., Yu, J., & Akay, M. (2000). Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 47, 228-238.
- [133] Kellis, E., Arabatzi, F., & Papadopoulos, C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 229-238.
- [134] Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1996). The effects of normalization method on antagonistic activity patterns during eccentric and concentric isokinetic knee extension and flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6(4), 235-245.
- [135] Kellis, E., & Katis, A. (2008). Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 351-358.
- [136] Kelly, B.T., Backus, S.I., Warren, R.F., & Williams, R.J. (2002). Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(6), 837-844.
- [137] Kibler, W.B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 325-337.
- [138] Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG : A practical introduction to kinesiological electromyography* (Vol. 1.0). Scottsdale, AZ, USA: Noraxon Inc.

- [139] Kumar, S., & Mital, A. (1996). *Electromyography in ergonomics*. Londres: Taylor & Francis.

L-M

- [140] L'Hermette, M., Tourny-Chollet, C., Polle, G., Leroy, D., & Dujardin, F. (2003). Coxarthrosis and mechanical loads in Handball playing. *Journal of Human Movement Studies*, 44, 323-338.
- [141] Leggett, D.A., & Waterland, J.C. (1973). An electromyographic study of selected shoulder muscles during arm support activity. In S. Cerquiligni, A. Venerando & J. Wartenweiler (Eds.), *Biomechanics III : 3rd International Seminar on Biomechanics, Roma, September 1971* (Vol. 8, pp. 315-321). Basel: Karger.
- [142] Linthorne, N.P. (1994). Mathematical model of the takeoff phase in the pole vault. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(4), 323-334.
- [143] Linthorne, N.P. (2000). Energy loss in the pole vault take-off and the advantage of the flexible pole. *Sports Engineering*, 3(4), 205-218.
- [144] Liu, J., Hughes, R.E., Smutz, W.P., Niebur, G., & Nan-An, K. (1997). Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clinical Biomechanics*, 12(1), 32-38.
- [145] Lusardi, D.A., Wirth, M.A., Wurtz, D., & Rockwood, C.A. (1993). Loss of external rotation following anterior capsulorrhaphy of the shoulder. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American volume)*, 75(8), 1185-1192.
- [146] Maïsetti, O., Guével, A., & Legros, P. (2002). Prediction of endurance capacity of quadriceps muscles in humans using surface electromyogram spectrum analysis during submaximal voluntary isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 87, 509-519.
- [147] Mallat, S. (1999). *A wavelet tour of signal processing* (2nd ed.). San Diego: Academic Press.
- [148] Marwan, N., Carmen Romano, M., Thiel, M., & Kurths, J. (2007). Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports*, 438(5-6), 237-329.
- [149] Matias, R., & Pascoal, A.G. (2006). The unstable shoulder in arm elevation: A three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. *Clinical Biomechanics*, 21(Supplement 1), S52-S58.
- [150] Mc Ginnis, P.M. (1987). Performance limiting factors in the pole vault. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 19, 518.
- [151] Mc Ginnis, P.M. (2005). *Biomechanics of Sport and Exercise* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- [152] Mc Ginnis, P.M., & Bergman, L.A. (1986). An inverse dynamic analysis of the pole vault. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2(2), 186-201.

- [153] Mc Mullen, J., & Uhl, T.L. (2000). A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 329-333.
- [154] Merlo, E., Pozzo, M., Antonutto, G., di Prampero, P.E., Merletti, R., & Farina, D. (2005). Time-frequency analysis and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions. *Journal of Neuroscience Methods*, 142(2), 267-274.
- [155] Michilsens, F., Vereecke, E.E., D'Août, K., & Aerts, P. (2009). Functional anatomy of the gibbon forelimb: adaptations to a brachiating lifestyle. *Journal of Anatomy*, 215(3), 335-354.
- [156] Minning, S., Eliot, C.A., Uhl, T.L., & Malone, T.R. (2007). EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2), 153-159.
- [157] Morana, C., Ramdani, S., Perrey, S., & Varray, A. (2009). Recurrence quantification analysis of surface electromyographic signal : Sensitivity to potentiation and neuromuscular fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 177, 73-79.
- [158] Morlier, J. (1999). *Etude dynamique tridimensionnelle du saut à la perche: Caractérisation et modélisation d'une perche de saut*. Thèse de Doctorat, Université de Bordeaux I, Bordeaux.
- [159] Morlier, J., & Cid, M. (1996). Three-dimensional analysis of the angular momentum of a pole-vaulter. *Journal of Biomechanics*, 29(8), 1085-1090.
- [160] Morlier, J., & Mesnard, M. (2007). Influence of the moment exerted by the athlete on the pole in pole-vaulting performance. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2261-2267.

N

- [161] Neal, R.J., Kippers, V., Plooy, D., & Forwood, M.R. (1995). The influence of hand guards on forces and muscle activity during giant swings on the high bar. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(11), 1550-1556.
- [162] Neer, C.S. (1974). Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American volume)*, 56(1), 1-13.
- [163] Neer, C.S., & Foster, C.R. (1980). Inferior capsular shift for involuntary inferior and multidirectional instability of the shoulder. A preliminary report. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American volume)*, 62(6), 897-908.
- [164] Neer, C.S., Watson, K.C., & Stanton, F.J. (1982). Recent experience in total shoulder replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American volume)*, 64(3), 319-337.
- [165] Neto, O.P., & Magini, M. (2007). Electromyographic study of the Yau-Man Kung Fu Palm with and without impact. *Journal of Biomechanics*, 40(S2), S456.

- [166] Neto, O.P., & Magini, M. (2008). Electromyographic and kinematic characteristics of Kung Fu Yau-Man palm strike. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(6), 1047-1052.
- [167] Neto, O.P., Magini, M., & Pacheco, M.T.T. (2007). Electromyographic study of a sequence of Yau-Man Kung Fu palm strikes with and without impact. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(CSSI-2), 23-27.
- [168] Nicklass, O. (1987). *A 3D method to predict movemens in pole vaulting*. PhD thesis, Indiana University.
- [169] Nordez, A., Guével, A., Casari, P., Catheline, S., & Cornu, C. (2009). Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 484-491.
- [170] Nüesch, C., Göpfert, B., Fischer, M., Frère, J., Wirz, D., & Friederich, N.F. (2008a, 3 - 6th. September). *Wavelet-EMG-analysis of the co-contraction of the leg muscles in fencing during a flèche attack*. Communication présentée à 8th World Congress of the Performance Analysis of Sport, Magdeburg, Germany.
- [171] Nüesch, C., Göpfert, B., Fischer, M., Frère, J., Wirz, D., & Friederich, N.F. (2008b, 18 - 21th. June). *Wavelet-EMG-analysis of the leg muscles in fencing during a flèche attack*. Communication présentée à 17th Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Ontario, Canada.

O-P

- [172] O'Brien, S.J., Neves, M.C., Arnoczky, S.P., Rozbruck, S.R., Dicarlo, E.F., Warren, R.F., et al. (1990). The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. *The American Journal of Sports Medicine*, 18, 449-456.
- [173] Otis, J.C., Warren, R.F., Backus, S.I., Santner, T.J., & Mabrey, J.D. (1990). Torque production in the shoulder of the normal young adult male. *The American Journal of Sports Medicine*, 18, 119-124.
- [174] Pascoal, A.G., van der Helm, F.C.T., Carita, I., Castro, L.C., & Correia, P.P. (2002). *Effects of the magnitude of the external load on the shoulder muscles responsible for the scapulohumeral rhythm*. Communication présentée à 4th meeting of the International Shoulder Group, Cleveland, OH.
- [175] Peat, M. (1986). Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical Therapy*, 66, 1855-1865.
- [176] Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the shoulder in throwing, swimming, gymnastic and tennis. *Clinics In Sports Medicine*, 2(2), 247-270.

- [177] Poppen, N.K., & Walker, P.S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American volume)*, 58(2), 195-201.
- [178] Potvin, J.R., & Bent, L.R. (1997). A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(2), 131-139.

R-S

- [179] Reaz, M.B.I., Hussain, M.S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8(1), 11-35.
- [180] Saha, A.K. (1971). Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 42, 491-505.
- [181] Saha, A.K. (1983). Mechanism of shoulder movements and a plea for the recognition of "zero position" of glenohumeral joint. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 173, 3-10.
- [182] Satta, A., Migliori, G.B., Spanevello, A., Neri, M., Bottinelli, R., Canepari, M., et al. (1997). Fibre types in skeletal muscles of chronic obstructive pulmonary disease patients related to respiratory function and exercise tolerance. *The European Respiratory Journal*, 10(12), 2853-2860.
- [183] Schade, F. (2006, 17-19 March). *Biomechanics of the pole vault : selected aspects*. Communication présentée à 2nd European Pole Vault Conference: Peaking Performance, German Sport University of Cologne.
- [184] Schade, F., Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (1998, July 21-25). *Biomechanical analysis of the pole vault*. Communication présentée à 16th Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports, Konstanz.
- [185] Schade, F., Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (2000). Influence of different approaches for calculating the athlete's mechanical energy on energetic parameters in the pole vault. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1263-1268.
- [186] Schade, F., Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (2004a). A new way of looking at the biomechanics of the pole vault. *New Studies in Athletics*, 19(3), 33-42.
- [187] Schade, F., Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (2006). Reproducibility of energy parameters in the pole vault. *Journal of Biomechanics*, 39(8), 1464-1471.
- [188] Schade, F., Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P., & Komi, P.V. (2004b). Comparison of the men's and the women's pole vault at the 2000 Sydney Olympic Games. *Journal of Sports Sciences*, 22, 835-842.

- [189] Schade, F., & Brüggemann, G.-P. (2006). The pole vault at the 2005 IAAF World Championships in Athletics: A preliminary report. *New Studies in Athletics*, 21(2), 57-66.
- [190] Schade, F., Brüggemann, G.-P., Isolehto, J., Komi, P., & Arampatzis, A. (2007). *Pole vault at the World Championships in Athletics, Helsinki 2005 : Final report*. Monaco: International Association of Athletics Federation.
- [191] Sheehan, D.P. (2002). Beyond the pole vault: catapult - the fourth jump. *Sports Engineering*, 5, 201-205.
- [192] Sheets, A.L., & Hubbard, M. (2008). Evaluation of a subject-specific female gymnast model and simulation of an uneven parallel bar swing. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3139-3144.
- [193] Sheets, A.L., & Hubbard, M. (2009). Influence of optimization constraints in uneven parallel bar dismount swing simulations. *Journal of Biomechanics*, 42(11), 1685-1691.
- [194] Slawinski, J. (2003). *Effets de la fatigue et du niveau d'entraînement : Etude des relations entre les coûts énergétique et mécanique en course à pied*. Thèse de Doctorat, Université d'Evry Val d'Essonne, Evry Val d'Essonne.
- [195] Soo, Y., Sugi, M., Yokoi, H., Arai, T., Du, R., & Ota, J. (2008). Simultaneous measurement of force and muscle fatigue using frequency-band wavelet analysis. *Conference proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008*, 5045-5048.
- [196] Soslowky, L.J., Flatow, E.L., Bigliani, L.U., Pawluk, R.J., Ateshian, G.A., & Mow, V.C. (1992). Quantitation of in situ contact areas at the glenohumeral joint: A biomechanical study. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(4), 524-534.
- [197] Soslowky, L.J., Malicky, D.M., & Blasler, R.B. (1997). Active and passive factors in inferior glenohumeral stabilization: A biomechanical model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(4), 371-379.
- [198] Staples, O.S., & Watkins. (1943). Full active abduction in traumatic paralysis of the deltoid. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 25, 85-89.
- [199] Stark, H.-G. (2005). *Wavelets and signal processing : An application-based introduction*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.
- [200] Steben, R.E. (1970). A cinematographic study of selective factors in the pole-vault. *Research Quarterly*, 41(1), 95-104.
- [201] Steindler, A. (1955). *Kinesiology of the Human Body*. Springfield, Ill: Charles C. Thomas.

T-V

- [202] Terry, G.C., & Chopp, T.M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 248-255.
- [203] Torrence, C., & Compo, G.P. (1998). A practical guide to wavelet analysis. *Bulletin of the American Meteorological Society*, 79(1), 61-78.
- [204] Tourny-Chollet, C., Leroy, D., Leger, H., & Beuret-Blanquart, F. (2000). Isokinetic knee muscle strength of soccer players according to their position. *Isokinetics and Exercise Science*, 8, 187-193.
- [205] Usherwood, J.R., & Bertram, J.E.A. (2003). Understanding brachiation: insight from a collisional perspective. *The Journal of Experimental Biology*, 206(10), 1631-1642.
- [206] Usherwood, J.R., Larson, S.G., & Bertram, J.E.A. (2003). Mechanisms of force and power production in unsteady ricochet brachiation. *American Journal of Physical Anthropology*, 120(4), 364-372.
- [207] Van de Graaff, K. (2001). *Human anatomy* (6th ed.): The McGraw-Hill Higher Education.
- [208] van der Helm, F.C.T. (1994a). Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5), 527-550.
- [209] van der Helm, F.C.T. (1994b). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5), 551-569.
- [210] van der Helm, F.C.T., & Pronk, G.M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117(1), 27-40.
- [211] Vaslin, P. (1993). *Analyse cinématique et dynamique du saut à la perche, recherche d'un critère de performance*. Thèse de doctorat, Université de Bordeaux II, Bordeaux.
- [212] Vaslin, P., & Cid, M. (1993). Les facteurs de la performance en saut à la perche dans la littérature scientifique. *Revue STAPS*, 14(31), 75-86.
- [213] Veeger, H.E.J., Chadwick, E.K., & Harlaar, J. (2004, 23-25 september). *Modelling of the upper extremities and the use of these models in movement analysis*. Communication présentée à 13th Meeting of the European Society of Movement Analysis for Adults and Children (ESMAC), Warsaw, PL.
- [214] Veeger, H.E.J., & van der Helm, F.C.T. (2007). Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2119-2129.
- [215] von Tscharner, V. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(6), 433-445.
- [216] von Tscharner, V. (2002). Time-frequency and principal-component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(6), 479-492.

- [217] von Tscharner, V. (2009). Spherical classification of wavelet transformed EMG intensity patterns and its implication to variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), e334-e344.
- [218] von Tscharner, V., & Goepfert, B. (2003). Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 253-272.
- [219] von Tscharner, V., & Goepfert, B. (2006). Estimation of the interplay between groups of fast and slow muscle fibers of the tibialis anterior and gastrocnemius muscle while running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(2), 188-197.
- [220] von Tscharner, V., Goepfert, B., & Nigg, B.M. (2003). Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *Journal of Biomechanics*, 36(8), 1169–1176.
- [221] von Tscharner, V., & Nigg, B.M. (2008). Point: spectral properties of the surface EMG can characterize/do not provide information about motor unit recruitment strategies and muscle fiber type. *Journal of Applied Physiology*, 105(5), 1671-1673.

W-Z

- [222] Wakeling, J.M. (2009). Patterns of motor recruitment can be determined using surface EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 199-207.
- [223] Wakeling, J.M., Kaya, M., Temple, G.K., Johnston, I.A., & Herzog, W. (2002). Determining patterns of motor recruitment during locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 205(3), 359-369.
- [224] Wakeling, J.M., & Rozitis, A.I. (2004). Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. *The Journal of Experimental Biology*, 207(14), 2519-2528.
- [225] Wakeling, J.M., & Syme, D.A. (2002). Wave properties of action potentials from fast and slow motor units of rats. *Muscle & Nerve*, 26(5), 659-668.
- [226] Wang, V.M., Sugalski, M.T., Levine, W.N., Pawluk, R.J., Mow, V.C., & Bigliani, L.U. (2005). Comparison of glenohumeral mechanics following a capsular shift and anterior tightening. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American volume)*, 87(6), 1312-1322.
- [227] Ward-Smith, A.J. (1985). The influence on long jump performance of the aerodynamic drag experienced during the approach and aerial phases. *Journal of Biomechanical Engineering*, 107, 336-340.

- [228] Warner, J.J., Deng, X.H., Warren, R.F., & Torzilli, P.A. (1992). Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(6), 675-685.
- [229] Warner, J.J., & McMahon, P.J. (1995a). The role of the long head of the biceps brachii in superior stability of the glenohumeral joint. *The Journal of Bone & Joint Surgery (American Volume)*, 77(3), 366-372.
- [230] Warner, J.J.P., & McMahon, P.J. (1995b). The role of the long head of the biceps brachii in superior stability of the glenohumeral joint. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 77(3), 366-372.
- [231] Webber, C.L., Jr., & Zbilut, J.P. (1994). Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. *Journal of Applied Physiology*, 76(2), 965-973.
- [232] Weineck, J. (1985). *Anatomie fonctionnelle du sportif*. Paris: Masson.
- [233] Wickham, J., Pizzari, T., Stansfeld, K., Burnside, A., & Watson, L. (2009). Quantifying "normal" shoulder muscle activity during abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology, In Press, Corrected Proof*.
- [234] Wilk, K.E., Arrigo, C.A., & Andrews, J.R. (1996). Closed and open kinetic chain exercise for the upper extremity. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5(1), 88-102.
- [235] Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed.). New York: Wiley-Interscience Publication.
- [236] Wu, G., van der Helm, F.C.T., (DirkJan) Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992.
- [237] Yeadon, M.R., & Hiley, M.J. (2000). The mechanics of the backward giant circle on the high bar. *Human Movement Science*, 19(2), 153-173.
- [238] Yoshizaki, K., Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T., & Fujimoto, T. (2009). Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: Comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5), 756-763.
- [239] Zatsiorsky, V.M., & Seluyanov, V. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIII-B* (pp. 1152-1159). Illinois: Human Kinetic.

LISTE DES FIGURES

Figure I-1 : Décomposition du saut à la perche. Saut de R. Mesnil, Lisbonne (2001).- 7 -

Figure I-2 : Modèle des hauteurs partielles du CG du perchiste au cours d'un saut. D'après Hay (1980).- 8 -

Figure I-3: Modélisation du saut à la perche. 1.- La phase de production d'énergie correspondant à la course d'élan ; 2.- La phase d'appel, définie par TD1, PP et TO1 ; 3.- La phase de stockage d'énergie entre TO1 et MPB ; 4.- La phase de restitution d'énergie entre MPB et HP, contenant PS et PR.....- 11 -

Figure I-4: Vitesse horizontale et verticale du CG du perchiste pendant la phase d'impulsion. TD1: Pose du dernier appui ; PP: Planté de perche ; TO1: Décollage du dernier appui.- 12 -

Figure I-5 : Définition de la main supérieure et de la main inférieure sur la perche et représentation de la corde de la perche lorsque celle-ci est déformée. La flèche blanche est une représentation de la force de réaction au sol de la perche (F_p) en fonction de sa déformation.- 16 -

Figure I-6 : Forces exercées par le perchiste sur la perche via les mains. a) lors de l'utilisation de perche métallique (rigide) et b) en utilisant des perches flexibles (en fibre de verre/carbone). Adaptée de Hay (1980).- 17 -

Figure I-7 : Hauteur du levier en fonction de l'angle d'impulsion pour le modèle de perche rigide et le modèle de perche flexible. L'angle d'impulsion réfère à l'angle formé entre la vitesse résultante du perchiste et l'axe horizontal à TO1. Les nombres autour de la courbe du modèle de perche flexible montrent les changements d'indice de rigidité de perche (en kg). D'après Linthorne (2000).- 18 -

Figure I-8 : Composantes du moment de force exercé par le perchiste sur la perche pendant le dernier appui au sol. M_x : moment autour de l'axe horizontal ; M_y : moment autour de l'axe médio-latéral ; M_z : moment autour de l'axe vertical. D'après Morlier & Mesnard (2007).- 20 -

Figure I-9: Vitesse horizontale (en bleu) et verticale (en rouge) du CG du perchiste au cours d'un saut à la perche. D'après Angulo-Kinzler *et al.* (1994).....- 22 -

Figure I-10 : a) Variation des différentes énergies du perchiste au cours d'un saut. Energie de l'athlète (en noir) ; Energie cinétique (en vert) ; Energie potentielle (en bleu). D'après Schade *et al.* (2006). b) Transfert d'énergie entre la perche et l'athlète au cours d'un saut.

- $E_{\text{athlète}}$: énergie du perchiste ; E_{perche} : énergie élastique de la perche. D'après Arampatzis *et al.* (2004).- 23 -
- Figure I-11: Forces de réaction au sol de la perche mesurées dans le butoir. D'après les données issues d'Arampatzis *et al.* (2004), Schade *et al.* (2006) et Morlier & Mesnard (2007). La composante horizontale (en gris), la composante verticale (en noir) et la force résultante (en pointillé) sont illustrées, alors que la composante latérale quasi-nulle a été négligée.- 27 -
- Figure I-12 : Chronologie des moments appliqués par le perchiste sur la perche autour de l'axe latéro-médial. *a)* moments appliqués sur l'extrémité supérieur de la perche ; *b)* moments articulaires des épaules du perchiste. D'après Mc Ginnis & Bergman (1986). ...- 30 -
- Figure I-13 : Représentation du modèle développé par Ekevad & Lundberg (1995), lorsque le perchiste quitte le sol. 1 = articulation entre la main et la perche, 2 = articulation du coude, 3 = articulation de l'épaule, 4 = articulation de la hanche, et 5 = articulation du genou ; a = avant-bras, b = bras, c = tête, d = tronc, e = cuisse, et f = jambe. . Le membre inférieur représenté correspond à un membre intermédiaire entre les positions réelles des deux membres inférieurs du perchiste. Le point « CG » représente la position du CG du model.....- 32 -
- Figure I-14 : Composantes du moment cinétique du perchiste en son centre de gravité autour de l'axe horizontal (Hx), de l'axe latéro-médial (Hy) et de l'axe vertical (Hz). D' après Morlier & Cid (1996).- 33 -
- Figure II-1: *Continuum* des chaînes cinétiques.- 37 -
- Figure II-2: Référentiel scapulaire. AA: angle acromial ; TS: *trigonum spinae* ; AI: angle inférieur. D'après Veeger *et al.* (2004).- 39 -
- Figure II-3 : Mouvement de la scapula en fonction de l'élévation humérale. Illustration d'après Chevalier (1998).- 40 -
- Figure II-4 : Définition du plan de la scapula, antérieur au plan frontal et qui suit l'épine de la scapula. En bleu le *manubrium* sternal, en rouge la clavicule, et en vert la scapula. Epaule droite vue de dessus.- 41 -
- Figure II-5 : Elévation maximale de l'humérus selon des plans d'élévation antérieurs ou postérieurs au plan de la scapula (0°). D'après Browne *et al.* (1990).- 42 -

- Figure II-6 : a) La capsule articulaire englobe la tête humérale du fait de son origine sur le pourtour de la cavité glénoïdale et de sa terminaison au niveau du col anatomique de l'humérus. Illustration d'après Gray (1918) ; b) Disposition des différents ligaments gléno-huméraux, avec en bleu le ligament gléno-huméral supérieur, en rouge le ligament gléno-huméral moyen et, en vert le ligament gléno-huméral inférieur composé des faisceaux antérieur et postérieur (vert vif) ; encadré : modèle du hamac du ligament gléno-huméral inférieur.....- 45 -
- Figure II-7 : Les muscles de la coiffe des rotateurs, épaule droite.....- 47 -
- Figure II-8 : a) muscles des régions antérieures du tronc et des épaules ; b) muscles des régions postérieures du dos et des épaules. Les muscles superficiels sont illustrés sur la gauche du dessin alors que les muscles profonds sont illustrés sur la droite du dessin. Illustration d'après Van de Graaff (2001).- 50 -
- Figure III-1 : Découplage de l'image vidéo "souche" permettant de doubler la fréquence d'échantillonnage. Illustration adaptée de Slawinski (2003).- 63 -
- Figure III-2: Positions et champs de caméras afin de filmer le saut à la perche dans son intégralité. TD1 : avant dernier appui ; MPB : flexion maximale de la perche ; HP : hauteur maximale du CG du perchiste.- 65 -
- Figure III-3 : L'amplitude et le spectre de fréquences du signal EMG est affecté par l'emplacement de l'électrode par rapport à la zone d'innervation (électrode du haut), à la jonction myotendineuse (électrode du bas) et la partie latérale du muscle (électrode de droite). L'emplacement idéal est au milieu du corps musculaire entre la zone d'innervation la plus proche et la jonction myotendineuse. A cet endroit, la meilleure amplitude du signal EMG est détectée. D'après De Luca (1997).- 70 -
- Figure III-4 : Simulation d'un signal enregistré par les électrodes sous l'influence de 4 unités motrices ayant chacune une fréquence de recrutement propre. D'après Konrad (2005).- 72 -
-
- Figure III-5 : Spectre de puissance fréquentielle total pour les trois muscles de l'épaule au cours d'une attaque en flèche en escrime. La plus grande puissance du signal apparaît entre 25 et 100 Hz pour les trois muscles.- 72 -
- Figure III-6 : Tracé EMG enregistré lors de 3 contractions du muscle *biceps brachii*. D'après Konrad (2005).- 76 -

- Figure III-7 : A : reconstruction spatiale des phases du signal et B : diagramme de récurrence de ce même signal. Un point noir d'une diagonale du diagramme de récurrence (B) correspond à une section du signal au scellage de deux sections du signal reconstruit au sein de l'espace géométrique abstrait (A) au sein du tube de rayon ε . Ce scellage correspond à une récurrence du signal initial. Lorsque le tube de rayon ε ne contient qu'une seule section du signal reconstruit, un point blanc est marqué sur le diagramme de récurrence. D'après Marwan *et al.* (2007).- 79 -
- Figure III-8 : Couverture du plan fréquence-temps et dimensions identiques des fenêtres lors d'un algorithme STFT. D'après Graps (1995)..... 81
- Figure III-9 : Couverture du plan fréquence-temps avec fenêtres à dimensions variables selon les fréquences analysées lors d'une transformation en ondelettes. D'après Graps (1995).81
- Figure III-10 : Contraction d'une ondelette *Mexican Hat* en fonction de l'indice d'échelle a . De haut en en bas : $f(t) = \psi(t)$ pour $a=1$; $f(t) = \psi(2t)$ pour $a=1/2$; $f(t) = \psi(4t)$ pour $a=1/4$- 83 -
- Figure III-11 : Centre de fréquence estimé (en rouge) de 0.3 Hz de l'ondelette *Mexican Hat* (en bleu).- 84 -
- Figure III-12 : Représentation de la transformation en ondelette du signal EMG du muscle *latissimus dorsi* lors d'un saut à la perche a) par un graphique "en surface" et b) par un traçage des intensités de chaque ondelette. L'axe des abscisses correspond au temps, l'axe des ordonnées correspond aux ondelettes et l'intensité du signal a) suit une échelle de couleur allant du blanc (intensité nulle) au noir (intensité maximale), et b) fait évoluer la courbe de l'intensité ; c) La somme (longitudinale) de l'intensité au sein de chaque ondelette donne le spectre des ondelettes, alors que d) la somme (transversale) des intensités de l'ensemble des ondelettes donne l'intensité totale.- 86 -
- Figure III-13 : Signal EMG modélisé par la superposition de 2 signaux EMG, un à haute fréquence et l'autre à basse fréquence. (a) tracé EMG où la fenêtre temporelle de superposition des signaux est grisée ; (b) Intensités des différentes ondelettes suivant une échelle de couleur allant du blanc (intensité nulle) au noir (intensité maximale) ; (c) Somme des intensités des ondelettes 1, 2 et 3 (pointillés) et des ondelettes 4, 5, 6 et 7 (ligne continue) pour les signaux EMG à basse et haute fréquence, respectivement. D'après von Tscherner (2000).- 88 -

- Figure III-14 : Spectres des ondelettes (recomposition par interpolation cubique) calculés à partir de WT_{ref} (noir), WT_{exp} (vert), et WT_{poly} (rouge). Les lignes verticales représentent la MNF suivant les couleurs respectives.- 98 -
- Figure III-15 : Exemple d'un enregistrement EMG du muscle *deltoideus pars clavicularis* lors d'une attaque en flèche. Les transformations en ondelettes du signal ont été effectuées selon la procédure (a) WT_{ref} , (b) WT_{exp} , et (c) WT_{poly} . Les patterns d'intensité ont en abscisses le temps (s), en ordonnées les ondelettes avec leur centre de fréquence respectif et l'intensité du signal suit l'échelle de couleur (de 0% à 100%).- 99 -
- Figure III-16 : Distribution des fréquences moyennes selon les trois types de transformations en ondelettes. * : différence significative à $P < 0,05$- 100 -
- Figure III-17 : Distribution des coefficients de corrélation entre la RMS et les trois types de WT. Les croix rouges correspondent aux valeurs inférieures aux 10^e centiles de la distributions.- 101 -
- Figure III-18 : Comparaison des variations entre la RMS et les intensités totales calculées à partir des trois procédures WT. L'enregistrement EMG illustré ici est le même que celui utilisé pour illustré la Figure III-15. L'artéfact lié au mouvement se situe entre 0,15 et 0,23 s.- 103 -
- Figure IV-1 : Calcul des paramètres énergétiques du perchiste au cours d'un saut à la perche. TD1 : contact au sol du dernier appui ; PP : planté de perche ; TO1 ; décollage du sol du dernier appui ; MPB : flexion maximale de la perche ; HP : Hauteur maximale du CG du perchiste. D'après Schade *et al.* (2000) et Schade *et al.* (2006).- 113 -
- Figure IV-2 : Dispositif EMG embarqué.- 114 -
- Figure IV-3 : Les quatre sous phases du saut et le traitement du signal EMG. a) tracé EMG enregistré ; b) transformation en ondelette du signal EMG enregistré, où l'intensité du signal suit une échelle de couleur allant du blanc (intensité nulle) au noir (intensité maximale) ; c) intensité totale normalisée.- 116 -
- Figure IV-4 : MNF (trait vertical) déterminée à partir du spectre des ondelettes pour les quatre phases du saut. Illustration à partir d'un enregistrement du muscle *latissimus dorsi* non dominant.- 117 -
- Figure IV-5 : Paramètres énergétiques au cours d'un saut à la perche. *: différence significative à $P < 0,05$.**- 119 -

- Figure IV-6 : Intensité totale moyenne selon les quatre sous phases du saut à la perche, pour
a) les muscles du côté non dominant et *b)* les muscles du côté dominant. * : différence
 intra-musculaire significative à $P < 0,05$ entre les phases du saut pour ; ‡ : différence
 significative à $P < 0,05$ entre le côté non dominant et dominant.- 120 -
- Figure IV-7 : Pattern d'intensité du muscle *latissimus dorsi* non dominant entre TO1 et PS, *a)*
 lors d'un seul essai et *b)* en moyenne sur l'ensemble des sauts étudiés ($n=24$). L'intensité
 du signal suit une échelle de couleurs du blanc au noir, indiquant une intensité nulle à
 maximale (%), respectivement.- 121 -
- Figure IV-8 : Distribution des MNFs des différentes phases du saut à la perche, pour le
 muscle *latissimus dorsi* non dominant et dominant ($n=7$). * : différence significative à
 $P < 0,05$- 122 -
- Figure IV-9 : Représentation des différentes composantes de la vitesse du CG du perchiste, où
 v_y est la vitesse verticale, v_x est la vitesse horizontale, et v est la vitesse résultante orientée
 selon l'angle θ lors de l'extension verticale complète de la perche.- 130 -
- Figure IV-10 : Diminution de la vitesse verticale du CG du perchiste entre l'extension
 verticale complète de la perche (PS) et la hauteur maximale du CG du perchiste (HP :
 lorsque la vitesse verticale = 0). *a)* tous les sauts mesurés ($n=24$) ; *b)* moyenne (S.D.) du
 groupe ($n=7$).- 133 -
- Figure IV-11 : Distribution des indices de performance parmi les différents perchistes du
 groupe.- 133 -
- Figure IV-12 : Comparaison des intensités totales moyennes entre le groupe « Indice positif »
 (en rouge) et le groupe « Indice négatif » (en bleu).- 136 -
- Figure IV-13 : La séparabilité est mesurée par les distances entre les MMPs et le centre de la
 coque de chaque sphère. Les points noirs et les points blancs représentent les MMPS des
 perchistes ayant un indice positif et ayant un indice négatif, respectivement. *a)* séparation
 sphérique à partir des spectres des ondelettes des MMPs et *b)* à partir des intensité totale
 des MMPs. La ligne de séparation correspond à la ligne à 45°- 137 -
- Figure IV-14 : Eléments effectués sur la barre fixe. *a)* La « Bascule » ainsi que *b)* le
 « Passe-File » font parti du groupe d'éléments près de la barre, alors que *c)* le
 « Grand tour arrière » et *d)* le « Grand tour arrière coupé » font parti du groupe
 d'éléments en rotation.- 144 -**

Figure IV-15 : Position angulaire du corps par rapport au référentiel ayant la barre pour origine O, l'axe *x* définissant l'axe horizontal et l'axe *y* définissant l'axe vertical. D'après Arampatzis & Brüggemann (2001).- 146 -

Figure IV-16 : Définition des phases de l'élément « Bascule » et « Passe-File » à partir des différents instants-clés, selon le référentiel ayant la barre pour origine O, l'axe *x* définissant l'axe horizontal et l'axe *y* définissant l'axe vertical.- 147 -

Figure IV-17 : Placements des électrodes sur le gymnaste.- 148 -

Figure IV-18 : MMP moyen représentant l'activité musculaire du groupe de gymnastes lors de l'exécution des éléments près de la barre : « Bascule » et « Passe-File ». L'intensité du signal EMG suit l'échelle de couleur, évoluant du blanc (0%) au noir (100%).- 151 -

Figure IV-19 : MMP moyen représentant l'activité musculaire du groupe de gymnastes lors de l'exécution des éléments en rotation : « Grand tour arrière » et « Grand tour arrière coupé ». L'intensité du signal EMG suit l'échelle de couleur, évoluant du blanc (0%) au noir (100%).- 152 -

Figure IV-20 : Intensité totale de chaque muscle au cours des différentes phases des éléments près de la barre (n=6).- 154 -

Figure IV-21 : Intensité totale de chaque muscle au cours des différentes phases des éléments en rotation (n=6).- 155 -

Figure IV-22 : Accélération verticale du gymnaste lors des deux dernières phases d'un « Grand tour arrière ». Illustration lors d'un essai. Une valeur négative indique une accélération verticale en « traction » sur la barre, alors qu'une valeur positive indique une accélération verticale en « compression » sur la barre.- 160 -

Figure V-1 : Système de double pendule, où le bras pivote autour de la main fixée, et le tronc autour des épaules lors des différents mouvements de brachiation *a*) chez le gibbon (d'après Bertram, 2004), *b*) en barre fixe, et *c*) au saut à la perche.- 170 -

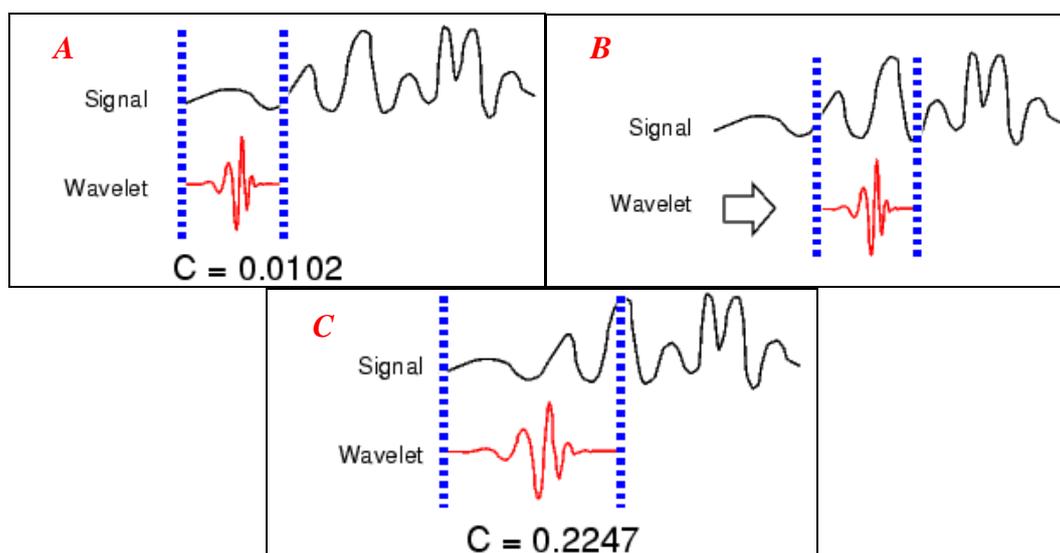
ANNEXES

ANNEXE 1 : LES 5 ETAPES DE LA TRANSFORMATION EN ONDELETTES CONTINUE (CWT) ...	- 207 -
ANNEXE 2 : ALGORITHME DEVELOPPE PAR TORRENCE & COMPO POUR LA TRANSFORMATION EN ONDELETTES D'UN SIGNAL.....	- 209 -
ANNEXE 3-A : COMPARAISON STATISTIQUES (TESTS WILCOXON) INTER-PHASES DE L'INTENSITE TOTALE POUR CHAQUE MUSCLE LORS DE L'ELEMENT « BASCULE ». LA DIFFERENCE EST SIGNIFICATIVE A $P<0,05$	- 220 -
ANNEXE 3-B : COMPARAISON STATISTIQUES (TESTS WILCOXON) INTER-PHASES DE L'INTENSITE TOTALE POUR CHAQUE MUSCLE LORS DE L'ELEMENT « PASSE-FILE ». LA DIFFERENCE EST SIGNIFICATIVE A $P<0,05$	- 221 -
ANNEXE 3-C : COMPARAISON STATISTIQUES (TESTS WILCOXON) INTER-PHASES DE L'INTENSITE TOTALE POUR CHAQUE MUSCLE LORS DE L'ELEMENT « GRAND TOUR ARRIERE ». LA DIFFERENCE EST SIGNIFICATIVE A $P<0,05$	- 222 -
ANNEXE 3-D :COMPARAISON STATISTIQUES (TESTS WILCOXON) INTER-PHASES DE L'INTENSITE TOTALE POUR CHAQUE MUSCLE LORS DE L'ELEMENT « GRAND TOUR ARRIERE COUPE ». LA DIFFERENCE EST SIGNIFICATIVE A $P<0,05$	- 223 -
ANNEXE 4 : PUBLICATIONS	- 224 -
✓ Revues scientifiques internationales avec "Peer review"	- 224 -
✓ Actes de congrès publiés dans des revues internationales.....	- 244 -

Annexe 1 : Les 5 étapes de la Transformation en Ondelettes Continue (CWT)

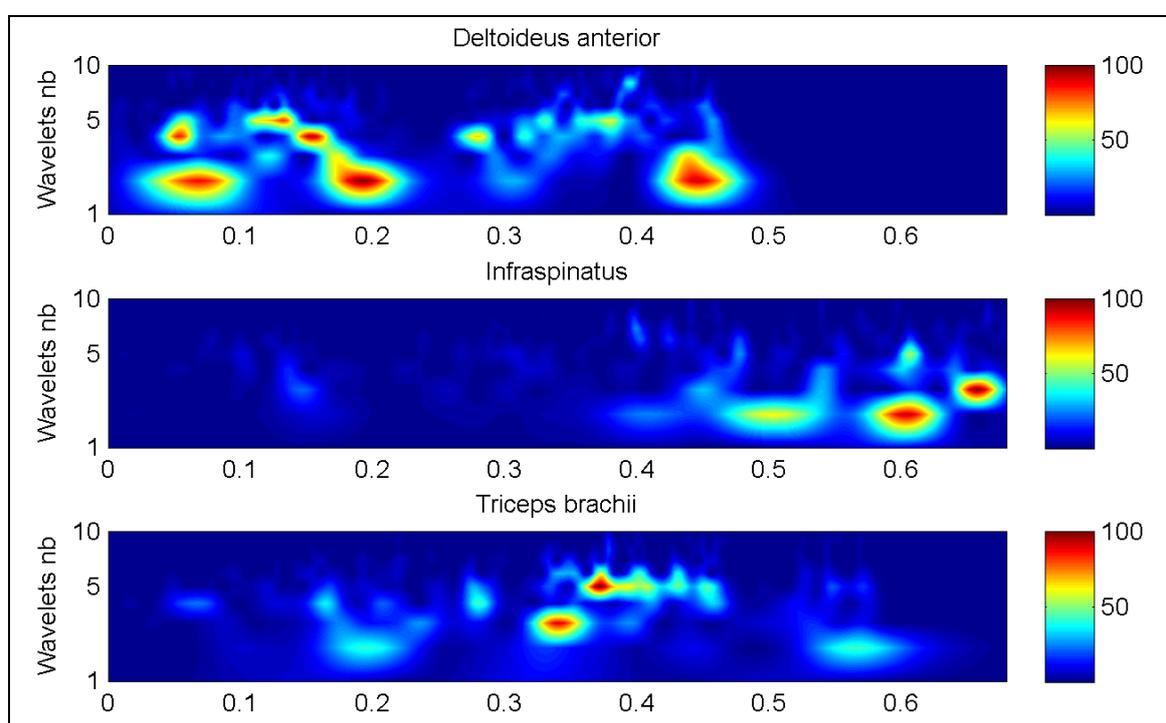
La CWT correspond à la somme de tous les temps du signal multipliée par différentes ondelettes compressées et déplacées. Cette procédure produit des coefficients d'ondelette qui sont dépendants de la position et de la compression de l'ondelette. Cette CWT peut ainsi être schématisée en 5 étapes essentielles :

- [1] Utiliser une ondelette et la comparer à la section initiale du signal à traiter ;
- [2] Calculer le coefficient, C , qui représente la « corrélation » – qui correspond au produit scalaire – entre l'ondelette et le signal. Plus C est proche de 1, plus la similarité entre l'ondelette et le signal est grande (Figure A). Le résultat dépend du type d'ondelette choisi (Haar, Daubechies, Symlet, Coiflet, Gaussian, Morlet, Mexican Hat, ...)
- [3] Déplacer l'ondelette à la suite du signal et répéter l'étape 1 et 2 jusqu'à la couverture complète du signal (Figure B).
- [4] Dilater l'ondelette (en suivant la fonction d'échelle) et répéter les étapes de 1 à 3 (Figure C).
- [5] Répéter les étapes 1 à 4 jusqu'à l'utilisation de l'ensemble de la base d'ondelettes.



L'ensemble de ces calculs permet l'obtention de tous les coefficients d'ondelette, pour chaque ondelette dilatée (donc ayant un centre de fréquence propre) à chaque instant du

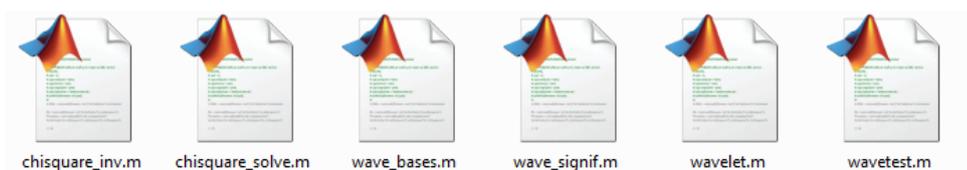
signal. Les coefficients correspondent aux résultats d'une régression du signal original par les ondelettes. Il est alors possible de tracer ces variations de fréquence en fonction du temps, avec en abscisses (x) le temps, en ordonnées (y) les indices d'échelle des ondelettes (ou leurs centres de fréquence) et la couleur de chaque point (x,y) représentant l'amplitude du coefficient C de l'ondelette. Le terme « fréquence » ne pas juste dans le cadre de la CWT. Puisque les ondelettes suivent une fonction d'échelle, il convient de parler de variation « d'échelle ». Cela dit, la dilatation d'une ondelette renvoyant à un centre de fréquence, les représentations fréquence-temps et fréquence-échelle sont liées.



CWT des signaux sEMG de trois muscles de l'épaule. En abscisses le temps (en s), en ordonnées les indices d'échelles des ondelettes et l'amplitude du coefficient C (de 0 à 100%) avec en bleu les faibles coefficients et en rouge les hauts coefficients.

Annexe 2 : Algorithme développé par Torrence & Compo pour la transformation en ondelettes d'un signal.

L'algorithme présenté et utilisé pour cette thèse correspond à une application MATLAB[®], comprenant les six fichiers *.m suivants :



Les fichiers « *chisquare_inv* », « *chisquare_solve* », « *wave_bases* », « *wave_signif* », et « *wavelet* » correspondent à des fonctions alors que le fichier « *wavetest* » correspond à un script faisant appelle à ces différentes fonctions afin d'effectuer la transformation en ondelettes.

L'algorithme original a été développé par Christopher Torrence and Gilbert P. Compo (Copyright[®] 1995-2004) et peut être utilisé, copié ou redistribué autant que nécessaire tant qu'il ne fait pas l'objet de commerce et que les conditions suivantes sont respectées :

- ✓ La mention suivante doit être indiquée pour chaque publication :
 - ``Wavelet software was provided by C. Torrence and G. Compo, and is available at URL: <http://paos.colorado.edu/research/wavelets/>``.
 - Reference: Torrence, C. and G. P. Compo, 1998: A Practical Guide to Wavelet Analysis. *Bull. Amer. Meteor. Soc.*, 79, 61-78.
- ✓ Un exemplaire de la publication doit être envoyé à :

Dr. Christopher Torrence
 Research Systems, Inc.
 4990 Pearl East Circle
 Boulder, CO 80301, USA
 E-mail: chris@rsinc.com

Dr. Gilbert P. Compo
 Climate Diagnostics Center
 325 Broadway R/CDC1
 Boulder, CO 80305-3328, USA
 E-mail: compo@colorado.edu

Dans le cadre de la thèse, l'algorithme a été modifié afin d'obtenir la fonction d'échelle non linéaire proposée par von Tschärner (2000). De ce fait, le fichier « *wavelet.m* » a été modifié (lignes 102 à 106). Egalement, le script « *wavetest.m* » a été modifié afin d'obtenir les résultats nécessaires aux différentes études de la thèse (en fonction du muscle

souhaité, le calcul de l'intensité total, le type de graphique à générer, ...). Pour cette annexe, le script a été modifié de manière à transformer le signal sEMG du muscle *latissimus dorsi*, côté dominant et non dominant, entre le décollage du sol et l'extension verticale complète de la perche.

Les données d'entrée sont le signal sEMG brut (lignes 23 et 24) et la période de temps souhaitée (ligne 18, entre le décollage du sol et le franchissement de la barre au saut à la perche). Les données de sortie correspondent à deux fichiers *.txt, chacun contenant les données de la transformation du signal sEMG en ondelettes pour chaque muscle (lignes 146 et 147) ainsi qu'un graphique permettant de comparer les patterns d'intensité (ligne 145). Ce script est appliqué pour un enregistrement et est répété autant de fois qu'il y a d'enregistrements à transformer.



chisque_inv.m

```

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
function X = chisque_inv(P,V);
%CHISQUARE_INV Inverse of chi-square cumulative distribution function (cdf).
%
% X = chisque_inv(P,V) returns the inverse of chi-square cdf with V
% degrees of freedom at fraction P.
% This means that P*100 percent of the distribution lies between 0 and X.
%% To check, the answer should satisfy: P==gammainc(X/2,V/2)

% Uses FMIN and CHISQUARE_SOLVE
% Written January 1998 by C. Torrence

    if (nargin < 2), error('Must input both P and V');, end
    if ((1-P) < 1E-4), error('P must be < 0.9999');, end

    if ((P==0.95) & (V==2)) % this is a no-brainer
        X = 5.9915;
        return
    end

    MINN = 0.01;          % hopefully this is small enough
    MAXX = 1;            % actually starts at 10 (see while loop below)
    X = 1;
    TOLERANCE = 1E-4;    % this should be accurate enough
    vers = version;
    vers = str2num(vers(1));

    while ((X+TOLERANCE) >= MAXX) % should only need to loop thru once
        MAXX = MAXX*10.;
    % this calculates value for X, NORMALIZED by V
    % Note: We need two different versions, depending upon the version of Matlab.
        if (vers >= 6)
            X = fminbnd('chisque_solve',MINN,MAXX,optimset('TolX',TOLERANCE),P,V);
        else
            X = fmin('chisque_solve',MINN,MAXX,[0,TOLERANCE],P,V);
        end
        MINN = MAXX;
    end
    X = X*V; % put back in the goofy V factor
    return
% end of code

```



chisquare_solve.m

```
1 function PDIFF = chisquare_solve(XGUESS,P,V);
2
3 %CHISQUARE_SOLVE Internal function used by CHISQUARE_INV
4
5 %
6 % PDIFF=chisquare_solve(XGUESS,P,V) Given XGUESS, a percentile P,
7 % and degrees-of-freedom V, return the difference between
8 % calculated percentile and P.
9
10 % Uses GAMMAINC
11 %
12 % Written January 1998 by C. Torrence
13
14 % extra factor of V is necessary because X is Normalized
15
16 PGUESS = gammainc(V*XGUESS/2,V/2); % incomplete Gamma function
17
18 PDIFF = abs(PGUESS - P); % error in calculated P
19
20 TOL = 1E-4;
21 if (PGUESS >= 1-TOL) % if P is very close to 1 (i.e. a bad guess)
22     PDIFF = XGUESS; % then just assign some big number like XGUESS
23 end
24
25 return
26
27 % end of code
```



wave_bases.m

```

1  %WAVE_BASES  1D Wavelet functions Morlet, Paul, or DOG
2  %
3  % [DAUGHTER,FOURIER_FACTOR,COI,DOFMIN] = ...
4  %     wave_bases(MOTHER,K,SCALE,PARAM);
5  %     Computes the wavelet function as a function of Fourier frequency,
6  %     used for the wavelet transform in Fourier space.
7  %     (This program is called automatically by WAVELET)
8  %
9  % INPUTS:
10 %     MOTHER = a string, equal to 'MORLET' or 'PAUL' or 'DOG'
11 %     K = a vector, the Fourier frequencies at which to calculate the wavelet
12 %     SCALE = a number, the wavelet scale
13 %     PARAM = the nondimensional parameter for the wavelet function
14 %
15 % OUTPUTS:
16 %     DAUGHTER = a vector, the wavelet function
17 %     FOURIER_FACTOR = the ratio of Fourier period to scale
18 %     COI = a number, the cone-of-influence size at the scale
19 %     DOFMIN = a number, degrees of freedom for each point in the wavelet power
20 %             (either 2 for Morlet and Paul, or 1 for the DOG)
21 %-----
22 % Copyright (C) 1995-1998, Christopher Torrence and Gilbert P. Compo
23 % University of Colorado, Program in Atmospheric and Oceanic Sciences.
24 % This software may be used, copied, or redistributed as long as it is not
25 % sold and this copyright notice is reproduced on each copy made. This
26 % routine is provided as is without any express or implied warranties
27 % whatsoever.
28 %-----
29 function [daughter, fourier_factor, coi, dofmin] = ...
30     wave_bases(mother, k, scale, param);
31
32 mother = upper(mother);
33 n = length(k);
34
35 if (strcmp(mother, 'MORLET')) %----- Morlet
36     if (param == -1), param = 6.;; end
37     k0 = param;
38     expnt = -(scale.*k - k0).^2/2.*(k > 0.);
39     norm = sqrt(scale*k(2))*pi^(-0.25)*sqrt(n); % total energy=N [Eqn(7)]
40     daughter = norm*exp(expnt);
41     daughter = daughter.*(k > 0.); % Heaviside step function
42     fourier_factor = (4*pi)/(k0 + sqrt(2 + k0^2)); % Scale-->Fourier [Sec.3h]
43     coi = fourier_factor/sqrt(2); % Cone-of-influence [Sec.3g]
44     dofmin = 2; % Degrees of freedom
45 elseif (strcmp(mother, 'PAUL')) %----- Paul
46     if (param == -1), param = 4.;; end
47     m = param;
48     expnt = -(scale.*k).*(k > 0.);
49     norm = sqrt(scale*k(2))*(2^m/sqrt(m*prod(2:(2*m-1))))*sqrt(n);
50     daughter = norm*((scale.*k).^m).*exp(expnt);
51     daughter = daughter.*(k > 0.); % Heaviside step function
52     fourier_factor = 4*pi/(2*m+1);
53     coi = fourier_factor*sqrt(2);
54     dofmin = 2;
55 elseif (strcmp(mother, 'DOG')) %----- DOG
56     if (param == -1), param = 2.;; end
57     m = param;
58     expnt = -(scale.*k).^2 ./ 2.0;
59     norm = sqrt(scale*k(2)/gamma(m+0.5))*sqrt(n);
60     daughter = -norm*(i^m)*((scale.*k).^m).*exp(expnt);
61     fourier_factor = 2*pi*sqrt(2./(2*m+1));
62     coi = fourier_factor/sqrt(2);
63     dofmin = 1;
64 else
65     error('Mother must be one of MORLET, PAUL, DOG')
66 end
67 return;% end of code

```



wave_signif.m

```

1 %WAVE_SIGNIF  Significance testing for the 1D Wavelet transform WAVELET
2 %
3 %
4 [SIGNIF,FFT_THEOR] = ...
5     wave_signif(Y,DT,SCALE,SIGTEST,LAG1,SIGLVL,DOF,MOTHER,PARAM)
6 %
7 %
8 INPUTS:
9 %
10 %   Y = the time series, or, the VARIANCE of the time series.
11 %   (If this is a single number, it is assumed to be the variance...)
12 %   DT = amount of time between each Y value, i.e. the sampling time.
13 %   SCALE = the vector of scale indices, from previous call to WAVELET.
14 %
15 %
16 OUTPUTS:
17 %
18 %   SIGNIF = significance levels as a function of SCALE
19 %   FFT_THEOR = output theoretical red-noise spectrum as fn of PERIOD
20 %
21 %
22 % OPTIONAL INPUTS:
23 % *** Note *** setting any of the following to -1 will cause the default
24 % value to be used.
25 %
26 %   SIGTEST = 0, 1, or 2.   If omitted, then assume 0.
27 %
28 %   If 0 (the default), then just do a regular chi-square test,
29 %   i.e. Eqn (18) from Torrence & Compo.
30 %   If 1, then do a "time-average" test, i.e. Eqn (23).
31 %   In this case, DOF should be set to NA, the number
32 %   of local wavelet spectra that were averaged together.
33 %   For the Global Wavelet Spectrum, this would be NA=N,
34 %   where N is the number of points in your time series.
35 %   If 2, then do a "scale-average" test, i.e. Eqns (25)-(28).
36 %   In this case, DOF should be set to a
37 %   two-element vector [S1,S2], which gives the scale
38 %   range that was averaged together.
39 %   e.g. if one scale-averaged scales between 2 and 8,
40 %   then DOF=[2,8].
41 %
42 %   LAG1 = LAG 1 Autocorrelation, used for SIGNIF levels. Default is 0.0
43 %
44 %   SIGLVL = significance level to use. Default is 0.95
45 %
46 %   DOF = degrees-of-freedom for signif test.
47 %   IF SIGTEST=0, then (automatically) DOF = 2 (or 1 for MOTHER='DOG')
48 %   IF SIGTEST=1, then DOF = NA, the number of times averaged together.
49 %   IF SIGTEST=2, then DOF = [S1,S2], the range of scales averaged.
50 %
51 %   Note: IF SIGTEST=1, then DOF can be a vector (same length as SCALES),
52 %   in which case NA is assumed to vary with SCALE.
53 %   This allows one to average different numbers of times
54 %   together at different scales, or to take into account
55 %   things like the Cone of Influence.
56 %   See discussion following Eqn (23) in Torrence & Compo.
57 %
58 %
59 -----
60 % Copyright (C) 1995-1998, Christopher Torrence and Gilbert P. Compo
61 % University of Colorado, Program in Atmospheric and Oceanic Sciences.
62 % This software may be used, copied, or redistributed as long as it is not
63 % sold and this copyright notice is reproduced on each copy made.  This
64 % routine is provided as is without any express or implied warranties
65 % whatsoever.
66 -----
67 function [signif,fft_theor] = ...
68     wave_signif(Y,dt,scale1,sigtest,lag1,siglvl,dof,mother,param);
69
70 if (nargin < 9), param = -1;; end
71 if (nargin < 8), mother = -1;; end
72 if (nargin < 7), dof = -1;; end

```

```

72  if (nargin < 6), siglvl = -1;, end
73  if (nargin < 5), lag1 = -1;, end
74  if (nargin < 4), sigtest = -1;, end
75  if (nargin < 3)
76      error('Must input a vector Y, sampling time DT, and SCALE vector')
77  end
78
79  n1 = length(Y);
80  J1 = length(scale1) - 1;
81  scale(1:J1+1) = scale1;
82  s0 = min(scale);
83  dj = log(scale(2)/scale(1))/log(2.);
84
85  if (n1 == 1)
86      variance = Y;
87  else
88      variance = std(Y)^2;
89  end
90
91  if (sigtest == -1), sigtest = 0;, end
92  if (lag1 == -1), lag1 = 0.0;, end
93  if (siglvl == -1), siglvl = 0.95;, end
94  if (mother == -1), mother = 'MORLET';, end
95
96  mother = upper(mother);
97
98  % get the appropriate parameters [see Table(2)]
99  if (strcmp(mother,'MORLET')) %----- Morlet
100     if (param == -1), param = 6.;;, end
101     k0 = param;
102     fourier_factor = (4*pi)/(k0 + sqrt(2 + k0^2)); % Scale-->Fourier [Sec.3h]
103     empir = [2.,-1,-1,-1];
104     if (k0 == 6), empir(2:4)=[0.776,2.32,0.60];, end
105 elseif (strcmp(mother,'PAUL')) %----- Paul
106     if (param == -1), param = 4.;;, end
107     m = param;
108     fourier_factor = 4*pi/(2*m+1);
109     empir = [2.,-1,-1,-1];
110     if (m == 4), empir(2:4)=[1.132,1.17,1.5];, end
111 elseif (strcmp(mother,'DOG')) %----- DOG
112     if (param == -1), param = 2.;;, end
113     m = param;
114     fourier_factor = 2*pi*sqrt(2./(2*m+1));
115     empir = [1.,-1,-1,-1];
116     if (m == 2), empir(2:4) = [3.541,1.43,1.4];, end
117     if (m == 6), empir(2:4) = [1.966,1.37,0.97];, end
118 else
119     error('Mother must be one of MORLET,PAUL,DOG')
120 end
121
122 period = scale.*fourier_factor;
123 dofmin = empir(1); % Degrees of freedom with no smoothing
124 Cdelta = empir(2); % reconstruction factor
125 gamma_fac = empir(3); % time-decorrelation factor
126 dj0 = empir(4); % scale-decorrelation factor
127
128 freq = dt ./ period; % normalized frequency
129 fft_theor = (1-lag1^2) ./ (1-2*lag1*cos(freq*2*pi)+lag1^2); % [Eqn(16)]
130 fft_theor = variance*fft_theor; % include time-series variance
131 signif = fft_theor;
132 if (dof == -1), dof = dofmin;, end
133
134 if (sigtest == 0) % no smoothing, DOF=dofmin [Sec.4]
135     dof = dofmin;
136     chisquare = chisquare_inv(siglvl,dof)/dof;
137     signif = fft_theor*chisquare; % [Eqn(18)]
138 elseif (sigtest == 1) % time-averaged significance
139     if (length(dof) == 1), dof=zeros(1,J1+1)+dof;, end
140     truncate = find(dof < 1);
141     dof(truncate) = ones(size(truncate));
142     dof = dofmin*sqrt(1 + (dof*dt/gamma_fac ./ scale).^2); % [Eqn(23)]
143     truncate = find(dof < dofmin);
144     dof(truncate) = dofmin*ones(size(truncate)); % minimum DOF is dofmin
145     for a1 = 1:J1+1
146         chisquare = chisquare_inv(siglvl,dof(a1))/dof(a1);
147         signif(a1) = fft_theor(a1)*chisquare;
148     end

```

```

149 elseif (sigtest == 2) % time-averaged significance
150     if (length(dof) ~= 2)
151         error('DOF must be set to [S1,S2], the range of scale-averages')
152     end
153     if (Cdelta == -1)
154         error(['Cdelta & dj0 not defined for ',mother, ...
155             ' with param = ',num2str(param)])
156     end
157     s1 = dof(1);
158     s2 = dof(2);
159     avg = find((scale >= s1) & (scale <= s2)); % scales between S1 & S2
160     navg = length(avg);
161     if (navg == 0)
162         error(['No valid scales between ',num2str(s1),' and ',num2str(s2)])
163     end
164     Savg = 1./sum(1 ./ scale(avg)); % [Eqn(25)]
165     Smid = exp((log(s1)+log(s2))/2.); % power-of-two midpoint
166     dof = (dofmin*navg*Savg/Smid)*sqrt(1 + (navg*dj/dj0)^2); % [Eqn(28)]
167     fft_theor = Savg*sum(fft_theor(avg) ./ scale(avg)); % [Eqn(27)]
168     chisquare = chisquare_inv(siglvl,dof)/dof;
169     signif = (dj*dt/Cdelta/Savg)*fft_theor*chisquare; % [Eqn(26)]
170 else
171     error('sigtest must be either 0, 1, or 2')
172 end
173
174 return
175
176 % end of code

```



```

1  %WAVELET 1D Wavelet transform with optional singificance testing
2  %
3  % [WAVE,PERIOD,SCALE,COI] = wavelet(Y,DT,PAD,DJ,S0,J1,MOTHER,PARAM)
4  %
5  %
6  % Computes the wavelet transform of the vector Y (length N),
7  % with sampling rate DT.
8  %
9  % By default, the Morlet wavelet (k0=6) is used.
10 % The wavelet basis is normalized to have total energy=1 at all scales.
11 %
12 % INPUTS:
13 %   Y = the time series of length N.
14 %   DT = amount of time between each Y value, i.e. the sampling time.
15 %
16 % OUTPUTS:
17 %   WAVE is the WAVELET transform of Y. This is a complex array
18 %   of dimensions (N,J1+1). FLOAT(WAVE) gives the WAVELET amplitude,
19 %   ATAN(IMAGINARY(WAVE),FLOAT(WAVE) gives the WAVELET phase.
20 %   The WAVELET power spectrum is ABS(WAVE)^2.
21 %   Its units are sigma^2 (the time series variance).
22 %
23 %
24 % OPTIONAL INPUTS:
25 % *** Note *** setting any of the following to -1 will cause the default
26 % value to be used.
27 %
28 % PAD = if set to 1 (default is 0), pad time series with enough zeroes to get
29 % N up to the next higher power of 2. This prevents wraparound
30 % from the end of the time series to the beginning, and also
31 % speeds up the FFT's used to do the wavelet transform.
32 % This will not eliminate all edge effects (see COI below).
33 %
34 % DJ = the spacing between discrete scales. Default is 0.25.
35 % A smaller # will give better scale resolution, but be slower to plot.
36 %
37 % S0 = the smallest scale of the wavelet. Default is 2*DT.
38 %
39 % J1 = the # of scales minus one. Scales range from S0 up to S0*2^(J1*DJ),
40 % to give a total of (J1+1) scales. Default is J1 = (LOG2(N DT/S0))/DJ.
41 %
42 % MOTHER = the mother wavelet function.
43 % The choices are 'MORLET', 'PAUL', or 'DOG'
44 %
45 % PARAM = the mother wavelet parameter.
46 % For 'MORLET' this is k0 (wavenumber), default is 6.
47 % For 'PAUL' this is m (order), default is 4.
48 % For 'DOG' this is m (m-th derivative), default is 2.
49 %
50 %
51 % OPTIONAL OUTPUTS:
52 %
53 % PERIOD = the vector of "Fourier" periods (in time units) that corresponds
54 % to the SCALES.
55 %
56 % SCALE = the vector of scale indices, given by S0*2^(j*DJ), j=0...J1
57 % where J1+1 is the total # of scales.
58 %
59 % COI = if specified, then return the Cone-of-Influence, which is a vector
60 % of N points that contains the maximum period of useful information
61 % at that particular time.
62 % Periods greater than this are subject to edge effects.
63 % This can be used to plot COI lines on a contour plot by doing:
64 %
65 %         contour(time,log(period),log(power)
66 %         plot(time,log(coi),'k')
67 %
68 %-----
69 % Copyright (C) 1995-2004, Christopher Torrence and Gilbert P. Compo
70 %
71 % This software may be used, copied, or redistributed as long as it is not

```

```

72 % sold and this copyright notice is reproduced on each copy made. This
73 % routine is provided as is without any express or implied warranties
74 % whatsoever.
75 %
76 % Notice: Please acknowledge the use of the above software in any publications:
77 %   `Wavelet software was provided by C. Torrence and G. Compo,
78 %     and is available at URL: http://paos.colorado.edu/research/wavelets/'.
79 %
80 % Reference: Torrence, C. and G. P. Compo, 1998: A Practical Guide to
81 %     Wavelet Analysis. <I>Bull. Amer. Meteor. Soc.</I>, 79, 61-78.
82 %
83 % Please send a copy of such publications to either C. Torrence or G. Compo:
84 %   Dr. Christopher Torrence           Dr. Gilbert P. Compo
85 %   Research Systems, Inc.             Climate Diagnostics Center
86 %   4990 Pearl East Circle             325 Broadway R/CDC1
87 %   Boulder, CO 80301, USA            Boulder, CO 80305-3328, USA
88 %   E-mail: chris[AT]rsinc[DOT]com     E-mail: compo[AT]colorado[DOT]edu
89 %-----
90 function [wave,scale,coi] = ...
91     wavelet(Y,dt,pad,s0,J1,mother,param);
92
93 if (nargin < 8), param = -1;, end
94 if (nargin < 7), mother = -1;, end
95 if (nargin < 6), J1 = -1;, end
96 if (nargin < 5), s0 = -1;, end
97 if (nargin < 4), pad = 0;, end
98 if (nargin < 3)
99     error('Must input a vector Y and sampling time DT')
100 end
101
102 n1 = length(Y);
103 wt_band=[10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0];
104 if (s0 == -1), s0=1./((1/0.3)*(10+1.45).^1.959);, end
105 if (J1 == -1), J1=wt_band(1,1);, end
106 if (mother == -1), mother = 'MORLET';, end
107
108 %...construct time series to analyze, pad if necessary
109 x(1:n1) = Y - mean(Y);
110 if (pad == 1)
111     base2 = fix(log(n1)/log(2) + 0.4999); % power of 2 nearest to N
112     x = [x,zeros(1,2^(base2+1)-n1)];
113 end
114 n = length(x);
115
116 %...construct wavenumber array used in transform [Eqn(5)]
117 k = [1:fix(n/2)];
118 k = k.*((2.*pi)/(n*dt));
119 k = [0., k, -k(fix((n-1)/2):-1:1)];
120
121 %...compute FFT of the (padded) time series
122 f = fft(x); % [Eqn(3)]
123
124 %...construct SCALE array & empty PERIOD & WAVE arrays
125 wt_band=[10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0];
126 J1=wt_band(1,1);
127 %corresponds to the number of wavelets you wish
128 scale=1./((1/0.3)*(wt_band+1.45).^1.959);
129 %the index 0.3 corresponds to the scale for a recording of 2400 Hz. see
130 %Von Tscharner, 2000
131 wave = zeros(J1+1,n); % define the wavelet array
132 wave = wave + i*wave; % make it complex
133
134 % loop through all scales and compute transform
135 for a1 = 1:J1+1
136     [daughter,fourier_factor,coi,dofmin]=wave_bases(mother,k,scale(a1),param);
137     wave(a1,:) = ifft(f.*daughter); % wavelet transform[Eqn(4)]
138 end
139
140 period = fourier_factor*scale;
141 coi = coi*dt*[1E-5,1:((n1+1)/2-1),fliplr((1:(n1/2-1))),1E-5]; % COI [Sec.3g]
142 wave = wave(:,1:n1); % get rid of padding before returning
143
144 return
145
146 % end of code

```



wavetest.m

```

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
66
67
68
69
70
71

% Written January 1998 by C. Torrence
%
% Modified Oct 1999, changed Global Wavelet Spectrum (GWS) to be sideways,
%   changed all "log" to "log2", changed logarithmic axis on GWS to
%   a normal axis.
%
% Modified Jan 2009, for pole vaulting analysis: Dominant side by J. Frère

clc
clear
PathName = 'C:\Users\Julien\Documents\MATLAB\Input\';
file=dir([PathName '*.txt']);

for i=1:length(file)
    EMG_latd=dlmread([PathName file(i).name], '\t');
    select_movement = EMG_latd(:,2);
    findtrigger=find(select_movement>=3&select_movement<9);
    start=findtrigger(1,1);
    final=start+size(findtrigger,1);
    EMG_latd_new=EMG_latd(start:final,[2,8,16]);
    trigger=EMG_latd_new(:,1);
    EMG_ND=EMG_latd_new(:,2);
    EMG_D=EMG_latd_new(:,3);

n = length(EMG_ND);
dt = 1/2500 ;
time = (0:length(EMG_ND)-1)*dt ; % construct time array
xlim = [0,dt*(length(EMG_ND))]; % plotting range
pad = 1; % pad the time series with zeroes (recommended)
% s0 = 1/812; % Not needed, scale is define into the wavelet.m file
% j1 = 7/dj; % Not needed, scale is define into the wavelet.m file
lag1 = 0.72; % lag-1 autocorrelation for red noise background
mother = 'Paul';

%-----Muscle_ND
variance = std(EMG_ND)^2;
EMG_ND = (EMG_ND - mean(EMG_ND))/sqrt(variance) ;

% Wavelet transform:
[wave,scale,coi] = wavelet(EMG_ND,dt,pad,mother);
power = (abs(wave)).^2 ; % compute wavelet power spectrum

% Significance levels: (variance=1 for the normalized SST)
[signif,fft_theor] = wave_signif(1.0,dt,scale,0,lag1,-1,-1,mother);
sig95_ND = (signif)*(ones(1,n)); % expand signif --> (J+1)x(N) array
sig95_ND = power ./ sig95_ND; % where ratio > 1, power is significant

% Global wavelet spectrum & significance levels:
global_ws = variance*(sum(power')/n); % time-average over all times
dof = n - scale; % the -scale corrects for padding at edges
global_signif = wave_signif(variance,dt,scale,1,lag1,-1,dof,mother);

%-----Muscle_D
variance = std(EMG_D)^2;
EMG_D = (EMG_D - mean(EMG_D))/sqrt(variance) ;

% Wavelet transform:
[wave,scale,coi] = wavelet(EMG_D,dt,pad,mother);
power = (abs(wave)).^2 ; % compute wavelet power spectrum

% Significance levels: (variance=1 for the normalized SST)
[signif,fft_theor] = wave_signif(1.0,dt,scale,0,lag1,-1,-1,mother);
sig95_D = (signif)*(ones(1,n)); % expand signif --> (J+1)x(N) array
sig95_D = power ./ sig95_D; % where ratio > 1, power is significant

% Global wavelet spectrum & significance levels:
global_ws = variance*(sum(power')/n); % time-average over all times

```

```

72     dof = n - scale; % the -scale corrects for padding at edges
73     global_signif = wave_signif(variance,dt,scale,1,lag1,-1,dof,mother);
74
75     %-----
76
77     %Normalized the wt transform
78     Nsig95_ND=(sig95_ND*100)/max(max(sig95_ND'));
79     Nsig95_D=(sig95_D*100)/max(max(sig95_D'));
80
81     figure(1)
82     set(gcf, 'color', 'white');
83     set(gcf, 'InvertHardCopy', 'off');
84     %show the trigger trace.
85     subplot(3,1,1);
86     Yticks = scale;
87     y=log2(Yticks(:));
88     wt_cf=1./scale;
89     plot(time,trigger,'color','k');
90     colorbar;
91     set(gca,'XLim',xlim(:),...
92           'XTicklabel','',...
93           'Layer','top');
94     hold off
95     %--- Contour plot wavelet power spectrum
96     subplot(3, 1, 2)
97     contour(time,log2(scale(1,1:10)),Nsig95_ND(1:10,:),'LineStyle','none',...
98            'Fill','on');
99     view(2);
100    colormap(jet);
101    colorbar;
102    xlabel('Time (s)');
103    ylabel('Wavelets nb')
104    title('ND - Latissimus dorsi')
105    set(gca,'XLim',xlim(:),...
106          'Layer','top');
107    set(gca,'YLim',log2([min(scale),scale(1,10)]), ...
108          'YDir','reverse', ...
109          'YTick',[y(1,1) y(6,1) y(10,1)], ...
110          'YTickLabel',{'10','5','1'});
111    hold off
112    %--- Contour plot wavelet power spectrum
113    subplot(3, 1, 3)
114    contour(time,log2(scale(1,1:10)),Nsig95_D(1:10,:),'LineStyle','none',...
115           'Fill','on');
116    view(2);
117    colormap(jet);
118    colorbar;
119    xlabel('Time (s)');
120    ylabel('Wavelets nb')
121    title('D - Latissimus dorsi')
122    set(gca,'XLim',xlim(:),...
123          'Layer','top');
124    set(gca,'YLim',log2([min(scale),scale(1,10)]), ...
125          'YDir','reverse', ...
126          'YTick',[y(1,1) y(6,1) y(10,1)], ...
127          'YTickLabel',{'10','5','1'});
128    hold off
129
130    %-----
131    toti_ND=sum(sig95_ND(1:10,:));
132
133    toti_D=sum(sig95_D(1:10,:));
134    %-----
135    %Normalisation of total intensity
136    Ntoti_ND=(toti_ND(1,:)*100)/max(toti_ND(1,:));
137    Ntoti_D=(toti_D(1,:)*100)/max(toti_D(1,:));
138
139    %
140    %Output files with data of the transformation
141    data_muscle_ND=[time' trigger sig95_ND' toti_ND' Nsig95_ND' Ntoti_ND'];
142    data_muscle_D=[time' trigger sig95_D' toti_D' Nsig95_D' Ntoti_D'];
143    %
144    file(i).name_new=regexprep(file(i).name, '_EMG_on_skin.txt','');
145    print('-f1','-dpng','-r200',[file(i).name_new '_Figure_Latd']);
146    dlmwrite([file(i).name_new '_data_muscleA.txt'], data_muscle_ND, '\t');
147    dlmwrite([file(i).name_new '_data_muscleB.txt'], data_muscle_D, '\t');
148    end

```

Annexe 3-A : Comparaison statistiques (tests Wilcoxon) inter-phases de l'intensité totale pour chaque muscle lors de l'élément « Bascule ». La différence est significative à $P < 0,05$.

Bascule				
	deltoideus pars clav. phase01	deltoideus pars clav. phase02	deltoideus pars clav. phase03	deltoideus pars clav. phase04
deltoideus pars clav. phase01			$P < 0,05$	$P < 0,05$
deltoideus pars clav. phase02				$P < 0,05$
deltoideus pars clav. phase03				$P < 0,05$
	deltoideus pars spin. phase01	deltoideus pars spin. phase02	deltoideus pars spin. phase03	deltoideus pars spin. phase04
deltoideus pars spin. phase01		$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$
deltoideus pars spin. phase02			$P < 0,05$	$P < 0,05$
deltoideus pars spin. phase03				
	trapezius pars asc. phase01	trapezius pars asc. phase02	trapezius pars asc. phase03	trapezius pars asc. phase04
trapezius pars asc. phase01		$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$
trapezius pars asc. phase02				
trapezius pars asc. phase03				
	infraspinatus phase01	infraspinatus phase02	infraspinatus phase03	infraspinatus phase04
infraspinatus phase01		$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$
infraspinatus phase02			$P < 0,05$	$P < 0,05$
infraspinatus phase03				$P < 0,05$
	biceps brachii phase01	biceps brachii phase02	biceps brachii phase03	biceps brachii phase04
biceps brachii phase01			$P < 0,05$	$P < 0,05$
biceps brachii phase02			$P < 0,05$	$P < 0,05$
biceps brachii phase03				
	triceps brachii cap. lat. phase01	triceps brachii cap. lat. phase02	triceps brachii cap. lat. phase03	triceps brachii cap. lat. phase04
triceps brachii cap. lat. phase01			$P < 0,05$	$P < 0,05$
triceps brachii cap. lat. phase02			$P < 0,05$	$P < 0,05$
triceps brachii cap. lat. phase03				
	pectoralis major pars stern. phase01	pectoralis major pars stern. phase02	pectoralis major pars stern. phase03	pectoralis major pars stern. phase04
pectoralis major pars stern. phase01				
pectoralis major pars stern. phase02				
pectoralis major pars stern. phase03				
	latissimus dorsi phase01	latissimus dorsi phase02	latissimus dorsi phase03	latissimus dorsi phase04
latissimus dorsi phase01		$P < 0,05$	$P < 0,05$	
latissimus dorsi phase02				
latissimus dorsi phase03				

Annexe 3-B : Comparaison statistiques (tests Wilcoxon) inter-phases de l'intensité totale pour chaque muscle lors de l'élément « Passe-File ». La différence est significative à $P < 0,05$.

Passe - File				
	deltoideus pars clav. phase01	deltoideus pars clav. phase02	deltoideus pars clav. phase03	deltoideus pars clav. phase04
deltoideus pars clav. phase01		$P < 0,05$	$P < 0,05$	
deltoideus pars clav. phase02				$P < 0,05$
deltoideus pars clav. phase03				$P < 0,05$
	deltoideus pars spin. phase01	deltoideus pars spin. phase02	deltoideus pars spin. phase03	deltoideus pars spin. phase04
deltoideus pars spin. phase01				
deltoideus pars spin. phase02				$P < 0,05$
deltoideus pars spin. phase03				$P < 0,05$
	trapezius pars asc. phase01	trapezius pars asc. phase02	trapezius pars asc. phase03	trapezius pars asc. phase04
trapezius pars asc. phase01				$P < 0,05$
trapezius pars asc. phase02				
trapezius pars asc. phase03				
	infraspinatus phase01	infraspinatus phase02	infraspinatus phase03	infraspinatus phase04
infraspinatus phase01			$P < 0,05$	
infraspinatus phase02				
infraspinatus phase03				$P < 0,05$
	biceps brachii phase01	biceps brachii phase02	biceps brachii phase03	biceps brachii phase04
biceps brachii phase01			$P < 0,05$	$P < 0,05$
biceps brachii phase02				$P < 0,05$
biceps brachii phase03				$P < 0,05$
	triceps brachii cap. lat. phase01	triceps brachii cap. lat. phase02	triceps brachii cap. lat. phase03	triceps brachii cap. lat. phase04
triceps brachii cap. lat. phase01			$P < 0,05$	
triceps brachii cap. lat. phase02			$P < 0,05$	
triceps brachii cap. lat. phase03				$P < 0,05$
	pectoralis major pars stern. phase01	pectoralis major pars stern. phase02	pectoralis major pars stern. phase03	pectoralis major pars stern. phase04
pectoralis major pars stern. phase01				$P < 0,05$
pectoralis major pars stern. phase02				$P < 0,05$
pectoralis major pars stern. phase03				$P < 0,05$
	latissimus dorsi phase01	latissimus dorsi phase02	latissimus dorsi phase03	latissimus dorsi phase04
latissimus dorsi phase01				
latissimus dorsi phase02			$P < 0,05$	$P < 0,05$
latissimus dorsi phase03				

Annexe 3-C : Comparaison statistiques (tests Wilcoxon) inter-phases de l'intensité totale pour chaque muscle lors de l'élément « Grand tour arrière ». La différence est significative à $P < 0,05$.

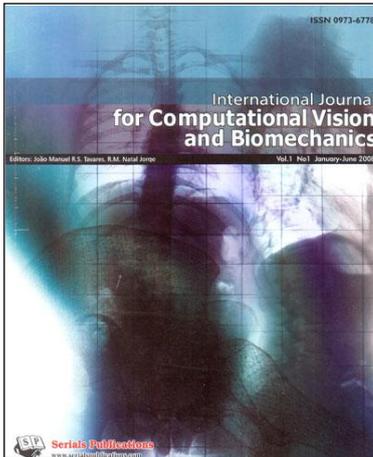
Grand tour arrière				
	deltoideus pars clav. phase01	deltoideus pars clav. phase02	deltoideus pars clav. phase03	deltoideus pars clav. phase04
deltoideus pars clav. phase01			$P < 0,05$	
deltoideus pars clav. phase02				
deltoideus pars clav. phase03				$P < 0,05$
	deltoideus pars spin. phase01	deltoideus pars spin. phase02	deltoideus pars spin. phase03	deltoideus pars spin. phase04
deltoideus pars spin. phase01				
deltoideus pars spin. phase02				
deltoideus pars spin. phase03				
	trapezius pars asc. phase01	trapezius pars asc. phase02	trapezius pars asc. phase03	trapezius pars asc. phase04
trapezius pars asc. phase01		$P < 0,05$		
trapezius pars asc. phase02				
trapezius pars asc. phase03				
	infraspinatus phase01	infraspinatus phase02	infraspinatus phase03	infraspinatus phase04
infraspinatus phase01				
infraspinatus phase02				
infraspinatus phase03				
	biceps brachii phase01	biceps brachii phase02	biceps brachii phase03	biceps brachii phase04
biceps brachii phase01		$P < 0,05$		$P < 0,05$
biceps brachii phase02				$P < 0,05$
biceps brachii phase03				$P < 0,05$
	triceps brachii cap. lat. phase01	triceps brachii cap. lat. phase02	triceps brachii cap. lat. phase03	triceps brachii cap. lat. phase04
triceps brachii cap. lat. phase01				
triceps brachii cap. lat. phase02				
triceps brachii cap. lat. phase03				
	pectoralis major pars stern. phase01	pectoralis major pars stern. phase02	pectoralis major pars stern. phase03	pectoralis major pars stern. phase04
pectoralis major pars stern. phase01		$P < 0,05$		
pectoralis major pars stern. phase02			$P < 0,05$	$P < 0,05$
pectoralis major pars stern. phase03				$P < 0,05$
	latissimus dorsi phase01	latissimus dorsi phase02	latissimus dorsi phase03	latissimus dorsi phase04
latissimus dorsi phase01		$P < 0,05$		
latissimus dorsi phase02			$P < 0,05$	
latissimus dorsi phase03				

Annexe 3-D : Comparaison statistiques (tests Wilcoxon) inter-phases de l'intensité totale pour chaque muscle lors de l'élément « Grand tour arrière coupé ». La différence est significative à $P < 0,05$.

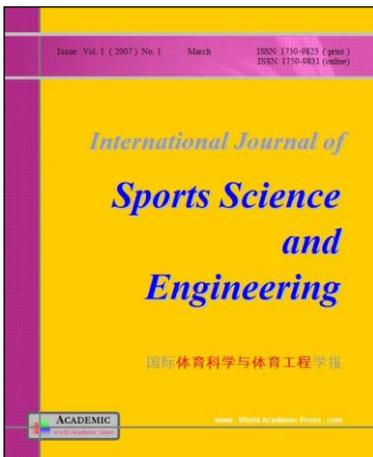
Grand tour arrière coupé				
	deltoideus pars clav. phase01	deltoideus pars clav. phase02	deltoideus pars clav. phase03	deltoideus pars clav. phase04
deltoideus pars clav. phase01			$P < 0,05$	
deltoideus pars clav. phase02			$P < 0,05$	
deltoideus pars clav. phase03				
	deltoideus pars spin. phase01	deltoideus pars spin. phase02	deltoideus pars spin. phase03	deltoideus pars spin. phase04
deltoideus pars spin. phase01				$P < 0,05$
deltoideus pars spin. phase02				$P < 0,05$
deltoideus pars spin. phase03				
	trapezius pars asc. phase01	trapezius pars asc. phase02	trapezius pars asc. phase03	trapezius pars asc. phase04
trapezius pars asc. phase01			$P < 0,05$	$P < 0,05$
trapezius pars asc. phase02			$P < 0,05$	$P < 0,05$
trapezius pars asc. phase03				
	infraspinatus phase01	infraspinatus phase02	infraspinatus phase03	infraspinatus phase04
infraspinatus phase01				
infraspinatus phase02				
infraspinatus phase03				
	biceps brachii phase01	biceps brachii phase02	biceps brachii phase03	biceps brachii phase04
biceps brachii phase01		$P < 0,05$	$P < 0,05$	
biceps brachii phase02				$P < 0,05$
biceps brachii phase03				$P < 0,05$
	triceps brachii cap. lat. phase01	triceps brachii cap. lat. phase02	triceps brachii cap. lat. phase03	triceps brachii cap. lat. phase04
triceps brachii cap. lat. phase01				
triceps brachii cap. lat. phase02				
triceps brachii cap. lat. phase03				
	pectoralis major pars stern. phase01	pectoralis major pars stern. phase02	pectoralis major pars stern. phase03	pectoralis major pars stern. phase04
pectoralis major pars stern. phase01		$P < 0,05$		
pectoralis major pars stern. phase02				$P < 0,05$
pectoralis major pars stern. phase03				$P < 0,05$
	latissimus dorsi phase01	latissimus dorsi phase02	latissimus dorsi phase03	latissimus dorsi phase04
latissimus dorsi phase01		$P < 0,05$		
latissimus dorsi phase02			$P < 0,05$	$P < 0,05$
latissimus dorsi phase03				

Annexe 4 : Publications

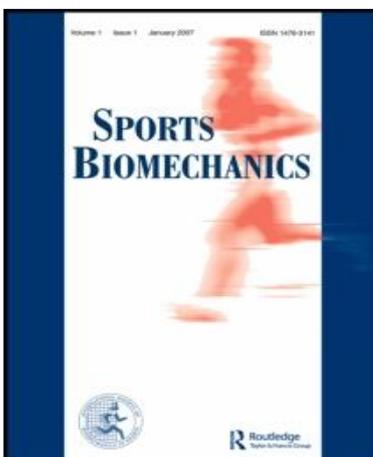
✓ Revue scientifique internationale avec "Peer review"



Frère, J., L'Hermette, M., & Tourny-Chollet, C. (2008). Pole vault practice and rotator cuff strength: Comparison between novice and competitive athletes. *International Journal for Computational Vision & Biomechanics*, 1(1), 125-131.



Frère, J., Chollet, D., & Tourny-Chollet, C. (2009). Assessment of the influence of pole carriage on sprint kinematics: A case study of novice athletes. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 3(1), 03-10.



Frère, J., L'Hermette, M., Slawinski, J., & Tourny-Chollet, C. (Révision). Mechanics of pole vaulting: A review. *Sports Biomechanics*.

Pole Vault Practice and Rotator Cuff Strength: Comparison Between Novice and Competitive Athletes

Frère, Julien¹, L'Hermette, Maxime^{1,2} & Tourny-Chollet, Claire^{1,2}

¹E.A. 3832: Centre d'Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives (CETAPS), Faculty of Sport Sciences, University of Rouen, Boulevard Siegfried, 76821 Mont Saint Aignan Cedex, France.

²Groupe de Recherche sur le Handicap de l'Appareil Locomoteur (GRHAL), Rouen Hospital, 1 rue de Germon, 76031 Rouen Cedex 1, France

This study measured imbalances in rotator cuff strength in the dominant and non-dominant shoulders of novice and competitive pole vaulters. The aim was to determine whether muscular imbalances were related to the level of expertise of the pole vaulters. Fourteen young men (6 competitive athletes and 8 novices) participated in this study. The participants performed isokinetic tests of shoulder strength and simulated competition vaults. The isokinetic tests assessed the concentric (Con) and eccentric (Ecc) strength of the Internal (IR) and External Rotators (ER) of both shoulders. They were performed in the seated 90° abducted position in the scapular plane at 1.57 rad·s⁻¹, from 0° to 90°. The isokinetic results corresponded to peak torque. During vaults, the shoulder flexion/extension were videotaped in the sagittal plane. The experts' ER/Con/IR Con ratio was significantly (P<0.05) higher in the dominant shoulder than in the non-dominant shoulder, whereas the novices showed no significant difference. The eccentric torque for the dominant IR was stronger than for the non-dominant IR for the experts but not the novices. At toe-off, the dominant shoulder flexion was significantly higher for the experts than the novices and correlated with the level of performance and with the eccentric strengths of the IR for the expert group. The pole vault practice tends to enhance ER strength in concentric and IR strength in eccentric in the dominant shoulder in order to improve the take-off phase of the vault.

Keywords: Isokinetics, shoulders, muscular strength imbalance, pole vault.

INTRODUCTION

The pole vault is an athletic discipline that requires high ability in sprinting, jumping, as well as high strength (Anderson, 1997; Linthorne, 2000). The shoulder muscles are highly solicited during pole vaulting, mainly at the time of take-off and during the rotation about the shoulders to pull up on the pole. At the take-off, just after the pole is planted in the take-off box, the dominant upper arm is extended directly above the head. The pole begins to bend due to the effect of the run-up kinetic energy of the pole vaulter. As the pole is planted, the athlete attempts to maintain the orientation of the arms and torso through muscular activation. However, the ground reaction force of the pole is too great. The arms are pushed behind the shoulders and the torso behind the hips. Consequently, a part of the kinetic energy is dissipated as heat in the vaulter's muscles and by inelastic stretching of the tendons and ligaments as the body is hyperextended (Linthorne, 2000) and more the pole is rigid, more the vaulter must be able to resist at the reaction force of the pole (Gros and Kunkel, 1990; Angulo-Kinzler *et al.*, 1994). Moreover, Arampatzis *et al.* (1999, 2004) determined that additional energy is linked to the muscular work during the rotation about the shoulders, at the Maximum Bending of the Pole (MPB). The study by Mc Ginnis and Bergman (1986) indicated that the histories of the resultant moments at the shoulder joint was of the same kind of the general moment exerted on the pole. These

authors explained that this peak moments were relatively large compared to the peak shoulder joint for a variety of movements and suggested the importance of shoulder muscle strength in elite pole vaulter.

The shoulder joint is capable of developing very high strength in several sports, particularly asymmetric sports. Overhead activities require intense use of the shoulder joint to obtain the highest level of performance. However, the shallowness of the glenoid fossa and the disproportionate size and lack of congruency of the articular surfaces make the glenohumeral joint inherently unstable (Culham and Peat, 1993). Stability is essentially dependent on capsule-ligamentous structures and the musculo-tendinous cuff. Thus, the shoulder muscles, and mainly the rotator cuff, must manage two complementary tasks: to produce maximal torque for performance and to maintain the integrity of the shoulder joint. The well known muscular coordination of the rotator cuff during the shoulder flexion/extension-abduction/adduction in overhead activities (Perry, 1983; Bradley and Tibone, 1991) permits to describe the muscular action of the rotator cuff during a pole vault. The movements are simultaneously generated by the concentric (Con) contraction of the agonist muscles and slowed down by eccentric (Ecc) contraction of the antagonist muscles (Scoville *et al.*, 1997). To perform a shoulder flexion-abduction, the humerus must describe an external rotation soliciting the agonist group-the External Rotator (ER)

muscles - while the antagonist group corresponds to the Internal Rotator (IR) muscles. Conversely, when the shoulder is in extension-adduction, a humeral internal rotation is associated, contracting the IR in concentric and the ER in eccentric. The vaulter plants his pole in the box with an abduction movement of the dominant shoulder (superior hand). The associated arm then realizes an extension movement to reach a final position stretched over the head. Consequently, the ER are in concentric mode (Figure 1a). At the time of contact, the arms and torso are deflected backwards: the ER are still in concentric mode, whereas the antagonist IR are in eccentric mode to limit the hyper-flexion of the shoulder joint (Figure 1b; Perry, 1983; Bradley and Tibone, 1991). During the bending phase, the rotation of the pole vaulters about the shoulders is combined with an extension of the shoulders. The IR are now in concentric mode and the ER in eccentric mode. (Figure 1c). This shoulder extension occurs in a closed kinetic chain, causing a lower the ER Ecc strength than during the accompanying phase at the end of a ballistic movement, like a throw.

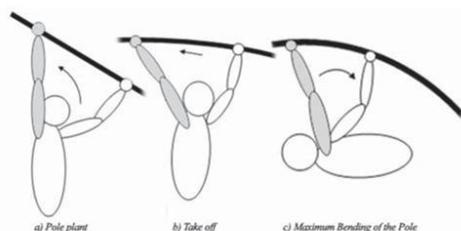


Figure 1: Movement of the dominant arm (in grey) between the pole plant and maximum bending of the pole. a) The external rotation of the humerus, contracting the ER in Con; b) the force exerted by the pole induces a high Ecc strength of the IR; c) Until the maximum bending of the pole, the angle between the humerus and the trunk decreases and the IR muscles are in Con. The arrows represent the sense of the movement of the dominant arm.

By determining the IR/ER ratio, we can detect a muscular imbalance between the agonist and antagonist muscles. Given the structure of the shoulder joint, imbalances of the rotator cuff strength can generate instability of the glenohumeral joint. Thus, the study of muscular ratio permits to prevent shoulder joint injuries.

The aim of this study was to identify in pole vaulters differences in strength between IR and ER, between dominant and non-dominant shoulders, and between novice and competitive vaulters. A further goal was to identify differences in dominant shoulder flexion during a pole vault as a function of the level of expertise. These analyses will broaden our understanding of the consequences of pole vaulting on the musculoskeletal structures by determining the potential for injury.

METHODS

Participants

The main characteristics of the participants are presented in Table 1. All the participants were male volunteers (the protocol was fully explained to them and they all gave their informed consent before testing began) and all were currently practicing pole vault. The project was approved by the ethics committee of the University of Rouen. The novice pole vaulters were students at the Faculty of Sports Science, University of Rouen (France). They had all had introductory classes in pole vaulting as part of their studies at the faculty, but had never previously practiced this sport. The competitive pole vaulters practiced this activity daily at the National Institute of Sports (INSEP) in the elite group.

Table 1
General characteristics (means \pm s) of the two groups of participants

		Age (year)	Height (cm)	Mass (kg)	Personal record (m)	Level of expertise (% of World Record)
Competitive group (n = 6)	Mean (\pm s)	23.5 (2.8)	181.2 (6.4)	77.3 (9.0)	4.75 (0.60)	77.4 (9.7)
Novice group (n = 8)	Mean (\pm s)	20.9 (1.0)	180.8 (7.6)	74.4 (5.5)	2.90 (0.37)	47.2 (6.1)

The novice vaulters used a mean pole of 4 m and the rigidity corresponded to a mass of 50 kg, whereas the competitive vaulters used a mean pole of 5 m and the rigidity corresponded to a mass of 90 kg. All participants were asymptomatic and free from musculoskeletal shoulder injuries at the time of testing. No participant in this study had had prior shoulder surgery nor had any shoulder abnormalities been diagnosed.

Isokinetic Procedure

The tests were performed on a Biodex® dynamometer (Biodex Medical Systems, Inc., NY). The participants were in the seated 90° abducted test position in the scapular plane (forward flexion of 30°) at 1.57 rad·s⁻¹, and the range of motion was 0° to 90° for both shoulders. The horizontal position of the arm corresponded to 0° (Figure 2). This position was selected to precisely measure the rotator cuff strength, whereas the use of this angular velocity has several interests: a low angular velocity is needed (a) to ensure the reproducibility of the measured maximal strength, because of the force-velocity relationship of the muscular concentric contraction (Alderink and Kuck, 1986; Hageman *et al.*, 1989; Ellenbecker, 1996; Shklar and Dvir, 1995), (b) to decrease the isoacceleration and isodeceleration phases during the range of motion (Westing *et al.*, 1991) and (c) to have a safe speed avoiding injuries linked to eccentric contractions (Scoville *et al.*, 1997; Sirota *et al.*, 1997; Ng and Lam, 2002).

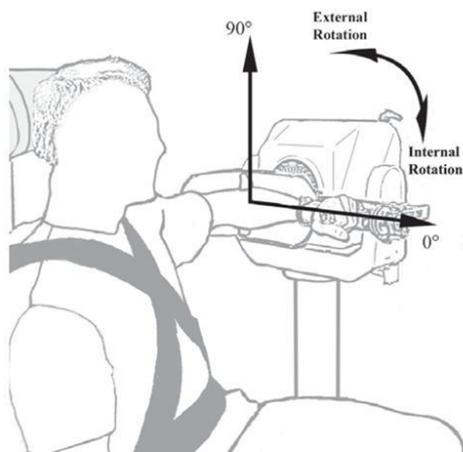


Figure 2: Body position on the isokinetic dynamometer.

The choice of the scapular plane has multiple justifications. It most closely reproduces the movement of pole vault (just before planting the pole, the athlete effectuates an elevation of the arm in the scapular plane) and it is better for assessing the rotator muscles for physiologic and anatomic reasons (Borsa *et al.*, 2003). Indeed, two observations suggest that the shoulder movements are centred in this plane: (a) the relaxation of the capsule is maximum (Gagey *et al.*, 1987), and (b) holding tight to an object, even if it is placed laterally, requires visual control, causing an automatic rotation of the trunk and the use of the upper limb in the scapular plane. According to Greenfield *et al.* (1990), the ER develop greater strength during assessment in the scapular plane compared with the frontal plane.

The isokinetic assessment was divided into two tests: (1) the assessment of the maximal strength of the ER in concentric and eccentric modes, at $1.57 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$, and (2) the assessment of maximal strength of the IR in eccentric and concentric modes, at $1.57 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$. There is a large difference regarding isokinetic shoulder testing procedures and rest time. On one hand, some studies randomized the tests and the first evaluated shoulder was still the same (Wilk *et al.*, 1993; Scoville *et al.*, 1997; Wang *et al.*, 2000; Wang and Cochrane, 2001; Ng and Lam, 2002). On the other hand, previous studies randomly ordered the evaluated extremity and the testing procedure had no randomization (Ellenbecker, 1996; Dupuis *et al.*, 2003, 2004; Noffal, 2003). Considering that the IR muscles are still stronger than the ER muscles in concentric as well as in eccentric mode (Shklar and Dvir, 1995) and that the aim of our study was to identify the difference between both sides, the order of the assessed side was randomly assigned to minimize the effect of learning bias (Ellenbecker, 1996), whereas the first test was always

done before the second one. Moreover, each participant was given a 3-minute break between tests to ensure the regeneration of the anaerobic phenomenon (Shklar and Dvir, 1995; Voisin *et al.*, 1998), caused by the eccentric contractions and the low angular velocity used. For both tests, there were five internal rotations and five external rotations. An explanation of the testing procedure and standardized verbal instructions were given to each participant prior to beginning the test.

A global warm-up was performed beforehand. Both shoulders were warmed up using a rubber band for 10 minutes. This rubber band warm-up was composed of internal/external rotations and flexion/extension movements of the shoulder. Then, the isokinetic warm-up was performed on the isokinetic dynamometer in the position of the assessment in concentric mode for ER and IR, at a velocity of $2.09 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$. This higher angular velocity allows the participant to effect movements in submaximal contraction, in order to familiarize the participant with the range of motion and the accommodating resistance of the isokinetic dynamometer (Wilk *et al.*, 1993; Scoville *et al.*, 1997; Ng and Lam, 2002; Noffal, 2003). The participants performed 10 series, and contractions of IR and ER were considered one series. Verbal encouragement was given to the participants during all trials.

Pole Vault Session

All the participants performed three complete pole vaults. Each athlete had to perform three pole vaults at 90% of their respective personal best performances. The three vaults were separated by 4-minute rest periods, to control fatigue. This recovery time was assumed to be sufficient (Reilly *et al.*, 1990; Grant *et al.*, 2003) to perform all the pole vaults with a complete run-up at maximal intensity. The warm-up consisted of a jogging for 10 minutes, stretching and specific exercises for pole vaulting.

The vaults were videotaped from the last touch-down (TD) of the take-off foot to the MBP. All the vaults were made in a standardized jump area, as set by the International Association of Athletics Federation (IAAF). Two fixed digital video cameras (50 Hz, Panasonic®), with a shutter speed of $1/1000\text{s}$, were placed in the sagittal plane corresponding to the dominant arm of the pole vaulter. Video camera 1 was placed at the take-off (parallel to the foot) and video camera 2 at the beginning of the take-off box. Both video cameras were placed 6 m from the line of the run-up zone. Video camera 1 had a height of 1.35 m and video camera 2 a height of 1.58 m (Figure 3). These heights permitted to record all participant limbs and reduced the effects of parallax. Marks placed on the ground were used to shift the first video camera according to the grip height of each athlete and to ensure the reproducibility of the measures. The articular measurement corresponded to the hyper-flexion of the dominant shoulder from the TD to the MBP. Marks were also placed on the body: (1) acromion,

(2) lateral epicondyle of the humerus, and (3) the superior edge of the iliac ridge. Joint measurements were made using Dart Trainer[®] software from Dart Fish[™] (with an accuracy of 0,1° and a calibrating of $s=0,5^\circ$) and were recorded in 2D from the last step to MBP.

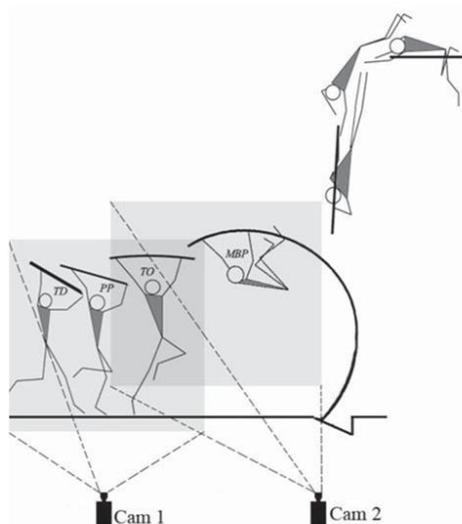


Figure 3: Position of the video cameras for recording the shoulder flexion between the last step and the MBP. TD = Touch-down; PP = Pole Plant; TO = Take-Off and MBP = Maximum Bending of the Pole.

Data Analysis

The values of the isokinetic assessment were recorded with software from the Biodex[®] dynamometer (Biodex Medical Systems Inc., NY). The results were expressed in Newtonmeters to body weight ($N \cdot m \cdot kg^{-1} BW$) and they corresponded to peak torque (Hageman *et al.*, 1989; Wilk *et al.*, 1993). The shoulder flexion were recorded at six events of the vault: last touch-down, pole plant, take-off, beginning of the swing phase of the take-off leg, legs closed, and MBP. These six events are selected because they occur for all levels of expertise and are inevitable during the execution of a pole vault.

All the statistical tests are made using Statview[®] software (Abacus Concepts, Inc., Berkeley, CA, 1992). The normal distribution (Kolmogorov-Smirnov test) and the homogeneity of variance (Fisher F-test) are verified for each variable and allowed parametric statistics. Statistical significance was accepted at $P < 0.05$. Student *t*-test are used to compare the two arms (paired groups) and the two groups (non-paired groups). A stepwise regression analysis and correlation were effectuated to link the angle of shoulder flexion with the muscular strength relative to the level of expertise.

RESULTS

ER Con/IR Con ratio

The ER Con/IR Con ratio was significantly higher for the dominant shoulder than the non-dominant shoulder in the competitive group. The ratio of the dominant shoulder was 0.639 ($s = 0.104$) and of the non-dominant shoulder it was 0.577 ($s = 0.089$). In the novice group, there was no significant difference between the ratios. The ER Con/IR Con ratio of the dominant shoulder was 0.643 ($s = 0.179$) and the ratio of the non-dominant shoulder was 0.541 ($s = 0.226$).

IR Eccentric Strength

The peak torque of IR in eccentric mode was significantly higher for the dominant shoulder than the non-dominant shoulder in the competitive group, whereas the novice group showed no significant difference. The competitive participants had a mean of $0.831 N \cdot m \cdot kg^{-1} BW$ ($s=0.157$) for the dominant shoulder and $0.761 N \cdot m \cdot kg^{-1} BW$ ($s=0.179$) for the non-dominant shoulder. The novice participants had a mean of $0.782 N \cdot m \cdot kg^{-1} BW$ ($s=0.136$) for the dominant shoulder and $0.744 N \cdot m \cdot kg^{-1} BW$ ($s=0.118$) for the non-dominant shoulder.

Angles of Dominant Shoulder Flexion

Table 2 shows the measurements for the competitive and novice participants. The shoulder flexion and hyper-flexion of the competitive participants were greater than in the novice participants. But the differences were only significant for three moments from the last step to the MBP. Significant differences were noted between the competitive and novice participants at the take-off, when the legs were closed and at MBP.

Table 2
Shoulder flexion (in degrees) of the dominant shoulder at 6 moments of the pole vault for novice and competitive groups

Pole vault events	Competitive (mean \pm s)	Novice (mean \pm s)	Difference
Last touch down	158.1 (8.9)	154.7 (9.2)	N.S.
Pole Plant	177.5 (13.4)	171.8 (8.7)	N.S.
Take-off	181.6 (9.6)	168.6 (10)	*
Beginning of the swing phase of the take-off leg	175.6 (5.7)	167.7 (17.2)	N.S.
Legs closed	158.1 (10.2)	135.9 (24.8)	*
MBP	111.6 (4.4)	158.1 (13.9)	*

* = significant difference at $P < 0.05$; N.S. = non-significant

Finally, the results from the stepwise regression analysis show that significant predictor of the level of expertise - *i.e.* the performance in pole vaulting - is the angle of shoulder flexion at take-off ($r^2=0.40$, $p < 0.05$; Figure 4). The relationship between the level of expertise and the angle of shoulder flexion at take-off is relatively strong ($r=0.63$).

Moreover, the angle of shoulder flexion at take-off is correlated with the eccentric strength of the IR of the dominant shoulder ($r=0.70$) only for the competitive group.

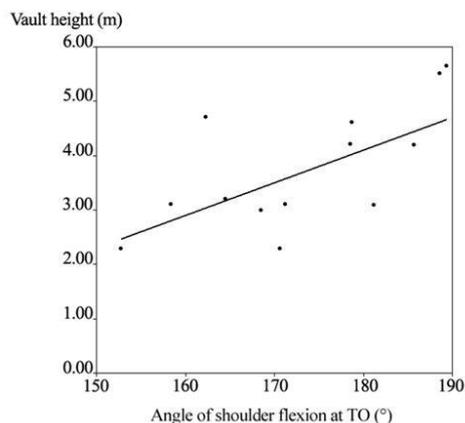


Figure 4: Strength of prediction of the performance (in meter) by angle of shoulder flexion (in degrees) at take-off (TO).

DISCUSSION

An assessment of the strength of the rotator cuff is of major importance in overhead sports (Alderink and Kuck, 1986; Dupuis *et al.*, 2003, 2004; Noffal, 2003). However, no scientific study has ever analysed the rotator cuff strength in pole vaulters. The specificity of this activity is that it is not a ballistic movement from take-off to MBP. Consequently, the forces are directly inflicted on the body and more particularly on the shoulders.

The results concerning the ER Con/IR Con ratio agreed with earlier works on the concentric strength of the rotator cuff. Indeed, several studies have shown a significant difference in the ER Con/IR Con ratio between the dominant and non-dominant shoulders (Wilk *et al.*, 1993; Wang *et al.*, 2000; Wang and Cochrane, 2001). The result indicates that the balance of the concentric strength of the rotator cuff is linked with the level of expertise. It would mean that an intensive practice in pole vaulting increases the difference between the dominant and the non-dominant shoulder. The ratio of the dominant shoulder was significantly higher than that of the non-dominant shoulder, indicating that the ER develop greater concentric strength in the dominant shoulder. Moreover, the IR did not present any difference in concentric strength between the two shoulders. Consequently, the practice of pole vault trends to improve ER strength in the dominant shoulder, particularly when the dominant arm is elevated just before the pole is planted in the box, when the dominant ER are solicited (Perry, 1983; Bradley and Tibone, 1991). During the intensive practice of the competitive pole

vaulters, the high repetition of this movement would likely explain this increase in ER strength.

The results concerning IR eccentric strength agreed with those of earlier studies (Shklar and Dvir, 1995; Wang *et al.*, 2000; Wang and Cochrane, 2001). These works concluded that practising an overhead asymmetric sport creates a significant difference in IR eccentric strength between the dominant and non-dominant sides. Thus, pole vault is likely to increase IR strength in the eccentric mode on the dominant side. The difference in eccentric IR strength between the dominant and non-dominant sides was significant only for the competitive pole vaulters. The dominant shoulder is subjected to high forces, mainly between the plant of the pole (PP) and the take-off (TO) (Linthorne, 2000). And the study by Mc Ginnis and Bergman (1986) determined, during 0.18 s after TO, a movement of shoulder flexion before the extension. Consequently, between PP and a lapse of time after TO, the dominant IR are in eccentric mode, while the non-dominant arm does not reach this level of shoulder flexion. Moreover, the pole applies an additional force (the ground reaction force of the pole) on the IR, increasing the difference in solicitation of the IR in eccentric mode of the two shoulders. This difference was not significant for the novice athletes, because the poles were softer and shorter than the poles used by the competitive participants. The longer and more rigid poles of the competitive athletes inflicted a higher ground reaction force on the dominant IR muscles of the hanging pole vaulter. The results confirmed that the pole vault is an asymmetric activity, and his intensive practice influences the musculoskeletal system of the dominant shoulder, particularly the rotator cuff.

The mean shoulder hyper-flexion of the competitive participants at toe-off was 181.6° ($s=9.6$). This value indicates that several competitive pole vaulters had a shoulder hyper-flexion higher than the theoretical maximum ($=180^\circ$) and higher than the normal range of shoulder flexion ($=168^\circ$) for male participants (Freedman and Munro, 1966; Boone and Azen, 1979). The novice participants, on the other hand, were in the normal range of shoulder flexion (168.6 , $s=10^\circ$). This difference in shoulder flexion shows the influence of using a longer and more rigid pole. Moreover, the morphologic characteristics of the two groups did not significantly differ, particularly regarding mass and height, whereas the level of expertise was significantly different between groups (Table 1). This indicates that the novice pole vaulters had a relatively low grip height and a pole whose rigidity was markedly lower than their mass. The inverse was true for the competitive vaulters. The study of Linthorne (2000) emphasized that the athlete is pushed backwards (arms and torso) during the planting phase. This creates a very high force that is dissipated in the body of the athlete. This phenomenon is correlated with the rigidity of the pole and with the strength of the arms-shoulders of the pole vaulter. Previous studies have demonstrated the high demand for muscular work, especially by the shoulders, to transmit

additional energy to the pole (Arampatzis *et al.*, 1999, 2004). To conclude, this significant difference in shoulder hyperflexion reveals that the poles used by the competitive vaulters generated greater forces on these athletes than did the poles of the novice vaulters, causing an imbalance in the eccentric strength of IR. This result suggests that the increase in eccentric strength is correlated with joint elasticity. Indeed, the stepwise regression analysis indicated a significant link between the level of expertise and the angle of flexion, whereas this angle of flexion is correlated with the eccentric strength IR of the dominant shoulder only for the competitive vaulters. This link between the eccentric strength of the dominant IR and the angle of flexion trends to suppose that more the dominant shoulder is elevated, more the vaulter can produce bending strength on the pole and more the performance will be high.

This study points up the close relationship between sport practice, muscular strength and level of expertise. The capacities of the dominant shoulder are crucial for the execution of a pole vault. This shoulder explosively raises the pole and resists the forces created by it. These capacities increase with the level of expertise, as do velocity, grip height and the rigidity of the pole. The ER and IR of the non-dominant shoulder are less solicited because the shoulder flexion is minor. This different role explains the asymmetries in strength between the IR and ER muscles of both shoulders.

It would be interesting to perform a prospective study with elite pole vaulters using similar conditions of pole vaulting (pole rigidity and grip height) in order to follow the development or progression of the muscular imbalance. The number of pole vaults should also be increased to strengthen the power of the results. However, this study underlines the biological adaptations of the shoulder's muscular structures to an accumulation of mechanical loads, using a dynamometer and video recordings.

CONCLUSION

The main objective of this study was to assess the strength of the IR and ER of the dominant and non-dominant sides of pole vaulters to determine whether a muscular imbalance develops due to the intensive practice of this sport. The identified asymmetries provide greater understanding of the particular influence of the pole vault practice on the musculoskeletal system of athletes. Indeed, the results underline the different roles of the dominant and non-dominant shoulders. This difference acts on IR strength, particularly on the dominant side. To conclude, this research has established new knowledge, mainly regarding the strength of the rotator cuff. There are specific adaptations due to the practice of pole vault, and the results are similar to those for other sports characterised by shoulder flexion.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank the French Federation of Athletics for his support and as well, the Centre of Functional Rehabilitation "Les Herbiers" and the Medical Department of the National Institute

of Sports (INSEP) for use of the Biodex® dynamometer (Biodex Medical Systems Inc, NY) during this research.

REFERENCES

- [1] Alderink, G. J. and Kuck, D. J. (1986). Isokinetic shoulder strength of high school and college-aged pitchers. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 7, 163-172.
- [2] Anderson, G. K. (1997). The limits of human performance in the pole vault. *Track Coach*, 138, 4412-4415 and 4421.
- [3] Angulo-Kinzler, R. M., Kinzler, S. B., Balius, X., Turro, C., Caubet, J. M., Escoda, J. and Prat, J.A. (1994). Biomechanical analysis of the pole vault event. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(2), 147-165.
- [4] Arampatzis, A., Schade, F. and Brüggemann, G-P. (1999). Pole Vault. In *Biomechanical Research Project at the VIth World Championships in Athletics, Athens 1997: Final report* (edited by G-P. Brüggemann, D. Koszewski and H. Müller), pp. 145-160. Oxford: Meyer & Meyer Sport.
- [5] Arampatzis, A., Schade, F. and Brüggemann, G-P. (2004). Effect of the pole-human body interaction on pole vaulting performance. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1353-1360.
- [6] Boone, D. C., and Azen S. P. (1979). Normal range of motion of joints in male subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 61, 756-759.
- [7] Borsa, P. A., Timmons, M. K. and Sauer, E. L. (2003). Scapular-positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. *Journal of Athletic Training*, 38(1), 12-17.
- [8] Bradley, J. P. and Tibone, J. E. (1991). Electromyographic analysis of muscle action about the shoulder. *Clinics In Sports Medicine*, 10(4), 789-805.
- [9] Culham, E. and Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(1), 342-350.
- [10] Dupuis, C., Tourny-Chollet, C. and Beuret-Blanquart, F. (2003). Isokinetic analysis of the volley-ball player at the end range of motion. *Isokinetics and Exercise Science*, 11(1), 67-68.
- [11] Dupuis, C., Tourny-Chollet, C., Delarue, Y. and Beuret-Blanquart, F. (2004). Influence of baseball practice on strength ratio in shoulder rotator muscles : A new position for isokinetic assessment. *Isokinetics and Exercise Science*, 12(2), 149-157.
- [12] Ellenbecker, T. S. (1996). Muscular strength relationship between normal grade manual muscle testing and isokinetic measurement of the shoulder internal and external rotators. *Isokinetics and Exercise Science*, 6, 51-56.
- [13] Freedman, L. and Munro, R. R. (1966). Abduction of the arm in the scapular plane : Scapular and glenohumeral movements. A roentgenographic study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 48, 1503-1510.
- [14] Gagey, O., Bonfait, H., Gillot, C., Hureau, J. and Mazas, F. (1987). Anatomic basis of ligamentous control of elevation of the shoulder (Reference position of the shoulder joint). *Surgical and Radiologic Anatomy*, 9, 19-26.
- [15] Grant, S. J., Oommen, G., Mc Coll, G., Taylor, J., Watkins, L., Friel, N., Watt, I. And Mc Lean, D. (2003). The effect of ball carrying method on sprint speed in rugby union football players. *Journal of Sports Sciences*, 21(12), 1009-1015.
- [16] Greenfield, B. H., Donatelli, R., Wooden, M. J. and Wilkes, J. (1990). Isokinetic evaluation of the shoulder rotational strength between the plane of the scapula and the frontal plane. *The American Journal of Sports Medicine*, 18, 124-127.

- [17] Gros, H. J. and Kunkel, V. (1990). Biomechanical Analysis of the pole vault. In *Scientific Research Project at the Games of the 24th Olympiad - Seoul 1988, Final Report* (edited by G-P. Brüggemann and B. Glad), pp. 219-260. Monaco: International Amateur Athletics Federation.
- [18] Hageman, P. A., Mason, D. K., Rydlund, K. W. and Humpal, S. A. (1989). Effects of position and speed on eccentric and concentric isokinetic testing of the shoulder rotators. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 11(2), 64-69.
- [19] Linthorne, N. P. (2000). Energy loss in the pole vault take-off and the advantage of the flexible pole. *Sports Engineering*, 3(4), 205-218.
- [20] Mc Ginnis, P. M. and Bergman, L. A. (1986). An inverse dynamic analysis of the pole vault. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2(2), 186-201.
- [21] Ng, G.Y.F. and Lam, P.C.W. (2002). A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32, 399-404.
- [22] Noffal, G.J. (2003). Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratio of the shoulder rotator muscles in throwers and non throwers. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4), 537-541.
- [23] Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the shoulder in throwing, swimming, gymnastic and tennis. *Clinics In Sports Medicine*, 2(2), 247-270.
- [24] Reilly, T., Secher, N., Snell, P. and Williams, C. (1990). *Physiology of Sports*. London: E & FN Spon.
- [25] Scoville, C. R., Arciero, R. A., Taylor, D. C. and Stoneman, P. D. (1997). End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratio: A new perspective in shoulder strength assessment. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25(3), 203-207.
- [26] Shklar, A. and Dvir, Z. (1995). Isokinetic strength relationships in shoulder muscles. *Clinical Biomechanics*, 10(7), 369-373.
- [27] Sirota, S.C., Malanga, G.A., Eischen, J.J. and Laskowski, E.R. (1997). An eccentric- and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 59-64.
- [28] Voisin, P. H., Weissland, T., Maillot, M., Schumacker, P., Delahaye, H. and Van-Velzenhaer, J. (1998). Revue critique de l'évaluation isocinétique de l'épaule. Méthodologie. Résultats chez le sujet sain. In *Progrès en médecine physique et de réadaptation* (Edited by L. Simon, J. Pélissier and C. Hérisson), pp. 1-18. Paris: Masson.
- [29] Wang, H-K. and Cochrane, T. (2001). Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 41, 403-410.
- [30] Wang, H-K., MacFarlane, A. and Cochrane, T. (2000). Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *The British Journal of Sports Medicine*, 34, 39-43.
- [31] Westing, S. H., Seger, J. Y. and Thorstensson, A. (1991). Isoacceleration: a new concept of resistive exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(5), 631-635.
- [32] Wilk, K. E., Andrews, J. R., Arrigo, C.A., Keirns, M. A. and Erber, D. J. (1993). The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 21(1), 61-66.



Assessment of the Influence of Pole Carriage on Sprint Kinematics: A Case Study of Novice Athletes

Julien Frere¹, Didier Chollet¹ and Claire Tourny-Chollet¹

¹ CETAPS Laboratory UPRES EA 3832: University of Rouen, Faculty of Sports Sciences, France

(Received January 20, 2009, accepted March 1, 2009)

Abstract. The purpose of this study was to determine the influence of pole carrying on the biomechanics of the run-up in the pole vault. Eight novice male pole vaulters participated and performed six 30-m sprints, three with and three without a pole. A tripod-mounted digital video camera was horizontally panned to follow the athletes from left to right and electronic timing cells recorded the sprint times. The experimental set-up recorded the average velocities and the times of the stance and swing phases; it also determined the sagittal plane angles of the hip, knee and ankle joints during a cycle. The results indicated that the average velocities during the runs were significantly lower with pole than without ($P < 0.05$). The runs with pole were characterized by significantly less flexion of the hip and knee joints at the instant of maximal hip flexion during the swing phase. Consequently, an anterior imbalance was created by running with a pole whose length was much greater than the athletes' height. This tended to increase the braking phase and decrease the stride length, causing a 'slight precipitation' by the athletes' anticipation of the foot touch-down.

Keywords: Arm swing restriction, Running, Biomechanics, Coordination.

1. Introduction

The aim of pole vaulting is to jump over a very high cross bar with the help of a long pole. Performance, which is evaluated by the vertical height attained, is directly correlated with the vaulter's final potential energy^[1-4]. This energy is closely correlated with the initial kinetic energy, which reflects the horizontal velocity at take-off^[5]. Thus, the pole vaulter's aim during the run-up phase is to achieve high horizontal velocity while running with the pole. Approach run velocity is significantly and linearly correlated to crossbar height. The correlation coefficients are between $r = 0.51$ to $r = 0.82$ across studies^[3, 6-9] for juniors, women and men pole vaulters.

Although pole carriage during the run-up slows the athlete down in comparison with a sprint without pole^[10], elite pole vaulters are able to reach the horizontal velocities of nationally-ranked sprinters. Indeed, the horizontal velocities of elite pole vaulters were between 9.10 and 10.0 m/s a few strides before take-off^[11]. However, the horizontal velocity during the run-up shows a more or less stagnation 16 to 11 m before the take-off, because the athlete has to focus on the preparation of the pole plant^[12]. During this part of the run-up, the pole is almost horizontal whereas the stride rate and the horizontal velocity are high.

A restriction of the arm swing during locomotion may decrease the horizontal velocity by affecting variables such as stride rate, stride length, percentage of stance phase and cycle time. According to previous studies, loading the arm^[13] or carrying a rugby ball^[14, 15] with both hands significantly decreased athletes' sprint velocity in comparison with a 'free' sprint. Moreover, it was suggested that a restriction of the arm swing during walking might cause an increase in the moment produced by the foot to compensate for the loss of action of the arm swing moment in balancing the lower limb swing^[16]. This result suggests that a restricted arm swing may also cause an increase in the moment produced by the foot just before toe-off during running.

One of the major goals of the pole vaulter is to achieve high horizontal velocity at take-off in order to produce top-level performance. This goal is perturbed, however, by carrying the pole, because the 'carry weight' of the pole and the restricted arm swing influence the running velocity. The aim of this study was thus to determine the influence of horizontal pole carriage on run-up velocity and kinematics for novice-class pole vaulters. It was expected that the pole carriage would affect the mean velocity with a restricted lower-limb coordination. These analyses will broaden our understanding of the consequences of pole carrying on

the horizontal velocity attained during the run-up.

2. Methods

2.1. Participants

Eight male students (age: 20.4 ± 0.9 years, height: 178.5 ± 6.0 cm, weight: 70.4 ± 3.6 kg) at the Faculty of Sports Science, University of Rouen, France, were the subjects of this study. The project was approved by the ethics committee of the University of Rouen. All the participants were volunteers (the protocol was fully explained to them and they all gave their informed consent before testing began) and all were currently practising athletics. They had all had introductory classes in pole vaulting as part of their studies at the faculty and had a good high-school level in sprint. Good experience in sprint was important to ensure the reproducibility of the run-ups. All the participants carried the pole on their right side.

2.2. Pole Vault Run-Up Session

The participants were informed that they would perform a total of six run-ups: three run-ups without pole and three run-ups with pole. The length of the pole was 4.25 m and its stiffness rating was 54 kg. One researcher verbally explained and physically demonstrated the method of pole carrying. The researcher emphasized the importance of adopting a standardized pole carrying technique. The pole had to be carried on the side opposite to the take-off foot, with the front hand acting like a fulcrum and the left hand maintaining the orientation of the pole, which tends to drop down. The distance between the handgrips, subsequently measured at 59.8 cm (± 5.6), corresponded to the breadth of the shoulders, whereas the angle between the ground and the pole had to be constant throughout the run-up. This angle was not high (subsequently measured at $19.9 \pm 7.5^\circ$) and corresponded to a pole carriage at the end of the run-up. Moreover, it also corresponded to a novice angle, allowing the subjects to be in a comfortable position and thus ensuring the reproducibility of the run-ups.

All the trials were performed in the same session. In order to avoid the effect of learning, all even-numbered athletes (participants 2, 4, 6 and 8) first performed the three run-ups without pole and then the three run-ups with pole. The odd-numbered athletes (participants 1, 3, 5 and 7) did the opposite. After being informed about the study, the participants were asked to warm-up for 10 minutes by jogging and any other exercise they wished to perform to complete it. Each participant had a 4-minute rest between run-ups. This recovery time was assumed to be sufficient^[14, 17] to perform all the run-ups at maximal intensity.

2.3. Video Analysis

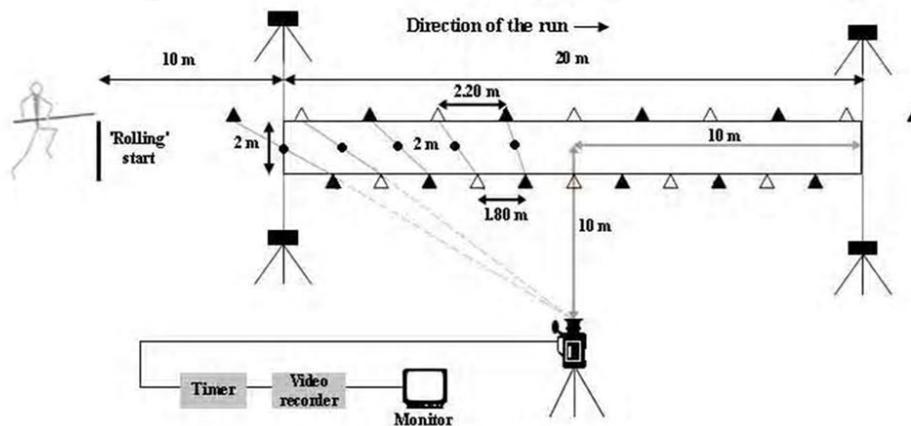


Fig.1: Schematic representation of the experimental set-up for the run-up.

The distance, corresponding to a novice run-up, over which the participants were timed was 20 m, with a 10-m 'rolling' start^[14]. Electronic timing cells (Matsport Timing[®], Brower Timing System), accurate to 1/100 of a second, were placed at 10 and 30 m to record the run-up times of the participant over 20 m. A tripod-mounted digital video camera (50 Hz, Panasonic[®]) was placed 10 m from both centres (longitudinal

and transversal) of the recorded runway and horizontally panned to follow the athletes from left to right. The 2-m wide runway was marked by collateral plots, spaced by 1.80 m for the nearest and by 2.20 m for the farthest, which enabled the placement of 2-m markers along the longitudinal centre of the runway and counteracted the effects of parallax (Figure 1).

The digital video camera, with a shutter speed of 1/1000s, was connected to a video timer (50 Hz, FOR A[®]), a video recorder (50 Hz, Panasonic, NV-FS 100 HQ[®]) and a monitoring screen (Brandt[®]). Mean velocity (MV_{20}) was calculated by dividing the distance of the run-up (20 m) with the recorded time from the electronic cells. Also, three complete cycles (one in the middle of the run-up, the previous one and the next one) were used to determine mean velocity (MV_{3C} , in m/s), mean stride length (MSL_{3C} , in m/stride) and rate (MSR_{3C} , in stride/s), by counting the requisite number of video frames for these three cycles and using the 2-m markers along the runway. Using MV_{3C} and MSR_{3C} , MSL_{3C} could be calculated: $MSL_{3C} = MV_{3C} / MSR_{3C}$ [18, 19]. Average velocity was computed for each 2-m gap with the same procedure used to compute MV_{3C} .

2.4. Leg movement analysis

Markers were also placed on the body: 1) the lateral malleolus of the fibula, 2) the lateral epicondyle of the femur, 3) the anterior superior iliac spine, and 4) the base of the neck on the sternocleidomastoid muscle. These markers allowed the modelling of the participants with Dart Trainer[®] software (Dart Fish[™], Switzerland) from the digital data of the video camera [20]. Dart Trainer[®] (with an accuracy of 0.1° and a calibration of ±0.5°) thus calculated the quantitative data, such as the hip, knee and ankle angles, during the right cycle (pole side) in the middle cycle of the recorded run-up. This limited the effects of parallax. These joint angles were measured at six instants during the three phases of the running cycle: (a) the stance phase at the instants of foot strike, midstance and toe-off; (b) the initial swing phase at the instant of full extension of the opposite leg; and (c) the terminal swing phase at the instant of maximal hip flexion and the instant of maximal knee extension just before foot strike. Hip flexion-extension represented the position of the femur relative to the position of the trunk. The extension of the hip was indicated by 0° when the femur and trunk were aligned in anatomical position. Knee flexion-extension denoted the angle between the femur and tibia. The full extension of the knee was indicated by 0° (180° between the femoral and tibial shafts). Dorsi-plantar flexion was the position of the foot relative to the tibia with a 90° angle being plotted as 0°.

2.5. Data Analysis and Statistics

The data were expressed as means and standard deviations of the following measures: velocity; stride length and rate; time of stance and swing phases and their percentages; and angles of flexion-extension of the hip, knee and ankle.

All the statistical tests were made using Statview[®] software (Abacus Concepts, Inc., Berkeley, CA, 1992). The normal distribution (Kolmogorov-Smirnov test) and the homogeneity of variance (Fisher F-test) were verified for each variable and allowed parametric statistics. Paired Student *t*-tests were used to compare the differences between run-ups without pole and run-ups with pole. For all procedures, significance was accepted at an alpha level of 0.05.

3. Results

Table 1 shows the mean velocities, stride lengths and stride rates between the run-ups with and without pole. The mean velocity of the run-ups with pole was lower ($P < 0.05$) than the mean velocity without pole, as well as for both velocities during the three cycles ($P < 0.01$). This significant difference was reflected by the finding that mean stride length was significantly smaller ($P < 0.01$) when the athlete carried a pole, whereas mean stride rate did not show any significant difference ($P = 0.26$). Table 2 shows velocities of the first, middle and last 2-m gap in the run-ups with and without pole. All the comparisons are significant, with a higher velocity of run-ups with pole than without pole for each key events of the run-ups.

Table 1: Spatial and temporal variables (means ± S.D.) of the run-ups with and without a pole.

	MV_{20} (m/s)	MV_{3C} (m/s)	MSL_{3C} (m/stride)	MSR_{3C} (stride/s)
With pole	6.12±0.44 ^a	6.31±0.46 ^b	1.56±0.12 ^c	4.05±0.29
Without pole	6.46±0.31	6.70±0.34	1.68±0.09	4.00±0.23

^a Significant difference between both mean velocities of the run-up ($P < 0.05$); ^b Significant difference between both mean velocities for the three cycles ($P < 0.01$); ^c Significant difference between both mean stride length for the three cycles ($P < 0.01$).

6 Julien Frere, et al: Assessment of the Influence of Pole Carriage on Sprint Kinematics: A Case Study of Novice Athletes

Table 2: Velocities (means \pm S.D.) for the first, middle and last 2-m gap during the run-ups with or without pole carriage.

	0-2 m	8-10 m	10-12 m	18-20 m
With pole	5.44 \pm 0.40 ^a	6.15 \pm 0.46 ^a	6.17 \pm 0.44 ^a	6.33 \pm 0.50 ^a
Without pole	5.76 \pm 0.30	6.45 \pm 0.36	6.57 \pm 0.36	6.78 \pm 0.37

^a Significant difference of the given V_{2m} between both conditions of run-up ($P < 0.01$).

The video analysis revealed that the phase between foot strike and midstance (= the braking phase) was longer ($P < 0.05$) when the athlete carried a pole compared with run-ups without pole. This significantly longer braking phase induced a significantly ($P = 0.02$) longer stance phase. Moreover, the maximal hip flexion occurred significantly later ($P < 0.05$) during the run-ups with pole than without pole (Figure 2). The pole-side cycle showed that the maximal hip flexion angle ($P < 0.01$) and the maximal knee flexion angle ($P < 0.05$) were significantly smaller during the run-ups with pole than without pole, whereas no significant difference was noted for the dorsi-plantar flexion between the two conditions of run-up (Figure 3).

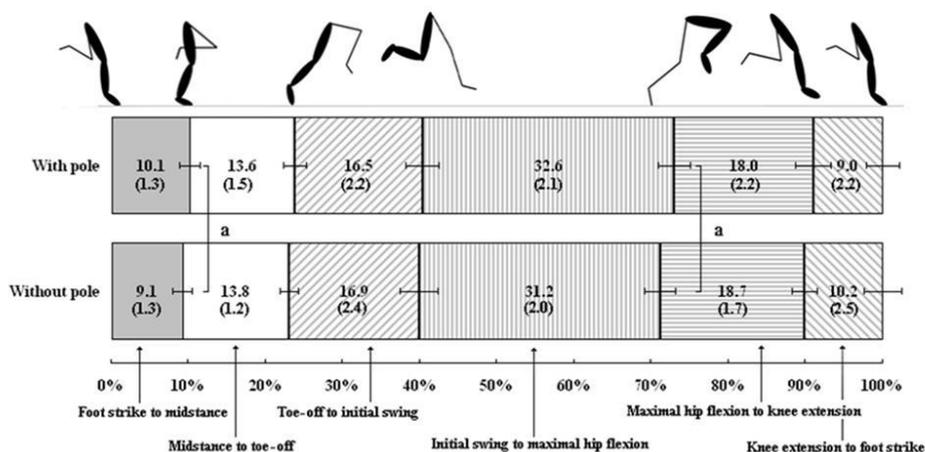


Fig. 2: Mean percentages (S.D.) of the different phases of the pole-side cycle. ^a: Significant difference ($P < 0.05$).

4. Discussion

The results showed that carrying a pole during the run-up had a significant effect on the horizontal velocity and that the decrease in this velocity was correlated with a significant decrease in stride length, whereas the stride rate was relatively unchanged.

The studies by Linthorne^[21, 22] determined that the run-up velocity of elite pole vaulters was 0.5 m/s less than in the long jump at the end of the run-up. As a consequence, the difference in the run-up velocity was about 4.5% between the two conditions of run-up (with and without a pole). The present study revealed an absolute difference in velocities similar to that reported by Linthorne (0.5 m/s vs 0.45 m/s, for Linthorne's studies and our study, respectively). But the relative difference was much larger (6.6%) between the conditions of run-up, which was consistent with the findings in the literature^[21, 22]. The results in relation to Linthorne's findings may also suggest that the difference in run-up velocity decreases with the increase in the level of practice. Moreover, these results are in accordance with a previous study^[14], where a significant decrease in sprint speed was determined when athletes carried a rugby ball with both hands compared with a 'free' sprint. The authors suggested that the restriction of movement in both arms resulted in limitations to the biomechanical characteristics for good sprinting. Indeed, a strong arm drive allows the body to counteract the pelvic movements and, consequently, the body will be balanced during sprinting^[23].

These results also confirm that, for running velocities under 7 m/s, a decrease in velocity is associated with a decrease in stride length before a decrease in stride rate^[24]. Previous authors^[24-26] demonstrated that

stride rate and stride length increased with the increase in velocity, but not linearly. The increase in stride length largely contributed of the increase in velocity at a submaximal level. At supramaximal velocity (108.4%), stride rate contributed 6.9% and stride length 1.5% [26]. In our study, although the difference in stride rate was not significant, running with a pole induced a stride rate slightly higher than the stride rate of the run without a pole, whereas the horizontal velocity was significantly lower. In other words, the novice pole vaulter tried to compensate the losses in velocity and stride length by an increase in stride rate. Moreover, our novice athletes were instructed to reach optimal sprint velocity for both run-ups (e.g. as in long jump for the 'without pole' condition). This may explain why stride rate did not significantly differ between conditions, because velocity and stride length irremediably decreased when the novice athletes ran with a pole.

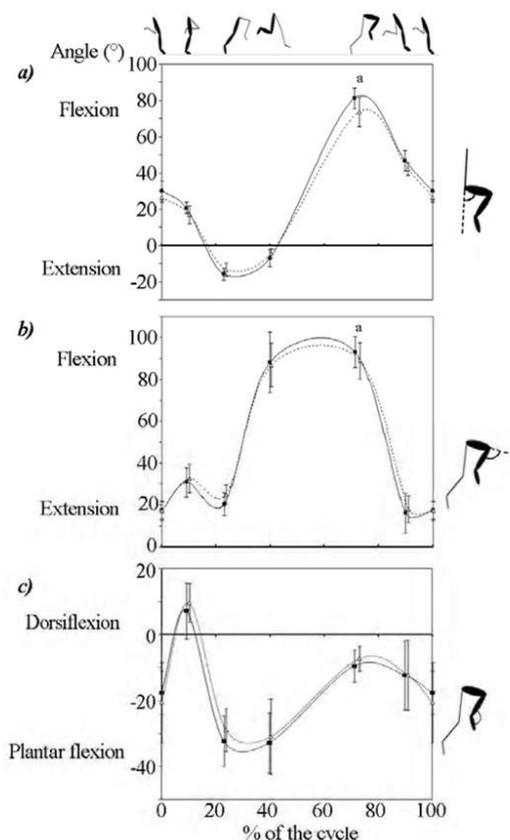


Fig. 3: Angles of flexion–extension in the sagittal plane, of the pole-side cycle with a pole (dotted line) and without (solid line); a) hip flexion–extension, b) knee flexion–extension and c) dorsi–plantar flexion of the ankle. *: Significant difference ($P < 0.05$).

In accordance with earlier studies [23, 26, 27], the stance phase decreased with the increase in velocity. However, pole carrying has some specific features. The results of our video analysis indicated a significant longer stance phase due to a longer braking phase for the run-ups with a pole. According to previous studies [26, 27], an increase in the braking phase was observed during a decrease in the sprint velocity. Moreover, an increase in hip flexion was related to a reduction of the braking forces during ground contact, i.e. a faster leg recovery allowed a better position to initiate a foot backward acceleration relative to the direction of the whole body just before foot-contact [28]. In considering that stride length was correlated with increase in the

maximal hip flexion during the swing phase^[29], the present study, demonstrated that the loss in run-up velocity can be explained by this loop-phenomenon: the lower hip flexion caused a higher braking phase, which both resulted in a lower stride length.

This loop could be a part of another phenomenon. The centre of gravity (CG) of the pole-athlete system is in a front of the CG of the athlete alone (*the forward displacement*). This forward displacement of the CG was revealed by a static baropodometric analysis (Delval, unpublished data). Without pole carriage, CG was projected at a navicular level whereas with a pole the CG was at a metatarsal level. From a recent running model^[30], the position of the athlete's CG relative to his foot on the ground created the moment arm of a gravitational torque, which produced stride length from horizontally accelerating body. The authors stated that if the body was accelerating from the gravitational torque (fall forward), there was no need to push-off with the stance leg. In relation to our study, this model could explain that the forward displacement of the CG, by carrying a pole, allowed the vaulter to have no significant difference in leg extension (Figure 3a and 3b), at toe-off, compared to a 'free sprint', although the velocity was significantly lower. But, the forward displacement of the CG could be too high and could generate a too large gravitational torque, which did not allow the pole vaulter to have enough time to recover the swing leg in a way to accelerate the foot before ground-contact. In the light of our results and of the gravitational model^[30], pole carriage did not allow the novice athlete to have a balanced position to anticipate the ground-contact and accelerate the foot just before this time.

Video analysis showed another effect of pole carriage on the kinematics, which explained the drop in velocity. Indeed, the maximal knee flexion of the run-ups with a pole was significantly less than during the run-ups without a pole. As already observed, the greater the knee flexion during the swing phase was, the greater the decrease in the moment of inertia was, allowing a faster swing of the 'free' leg^[29]. The maximal knee flexion thus increased with the sprint velocity. This result, associated with the lower hip flexion, strengthens the idea that athletes tend to precipitate and not anticipate the touch-down during a run-up with a pole. This 'slight precipitation' resulted in a decrease in stride length and an increase in the stance phase, causing the lower velocity of the run-up.

For the purpose of this study, the effects of pole carriage were determined in novice pole vaulters with a constant pole-ground angle throughout the run-up. However, most world-class vaulters use a pole drop technique, in which the pole is held almost vertically at the start of the run and is then gradually dropped during the run-up so that it falls into the vault box at the end of the run. This technique reduces the effects of the moment caused by the weight of the pole but results in different sprint kinematics and requires additional control and vigilance. It thus offers an advantage only to expert pole vaulters. We chose to keep a constant pole-ground angle throughout the run-up for several reasons: 1) it is simpler, without the need for additional control and vigilance, thus ensuring greater reproducibility in novice run-ups, 2) the run-ups with and without pole carriage are more easily compared because the effect of a varying pole-ground angle on the sprint kinematics is eliminated and 3) for novice as well as for expert pole vaulters, the pole is carried at the horizontal whereas the velocity is high in the final part of the run-up. However, understanding the effect of this varying pole-ground angle would be useful in determining which pole position is most appropriate for producing high horizontal velocity during the run-up. Moreover, this research indicates some future perspectives. Indeed, it would be interesting to determine whether the differences between the 'free' run-up and the run-up with pole carriage are the same under all conditions, such as the run-ups of elite pole vaulters or those performed with poles of varying lengths and stiffness.

5. Conclusion

In conclusion, the aim of this study was to determine the influence of pole carriage on run-up velocity and kinematics for novice-class pole vaulters. The results demonstrated that the athletes were negatively affected by pole carriage, notably by a loss in sprint velocity due to the significant decrease in stride length and the increase in the braking phase. The athletes seemed to develop an anterior imbalance because of the constraint imposed by forward displacement of the CG. Finally, this study points out the relevant consequences of pole carriage on the run-up kinematics for novice pole vaulters using readily available equipment. Thus, this experimental protocol could be used to establish a reference in the context of training assessment or longitudinal training support to follow the improvement of novice athletes. Moreover, training programs, especially for novice pole vaulters, should perhaps incorporate a large range of exercises with pole carriage, including sprinting, jumping and hopping on one foot. All these exercises would have the same goal: to improve sprint velocity and strengthen posture with a pole in the hands.

6. References

- [1] M. Ekevad, B. Lundberg. Simulation of " smart " pole vaulting. *Journal of Biomechanics*. 1995, **28**: 1079-90.
- [2] M. Ekevad, B. Lundberg. Influence of pole length and stiffness on the energy conversion in pole-vaulting. *Journal of Biomechanics*. 1997, **30**: 259-64.
- [3] P.M. McGinnis. Approach run velocities of female pole vaulters. In J. Wilkerson, K. Ludwig, W. Zimmerman (eds), *Proceedings of the 9th International Symposium on Biomechanics in Sport - Biomechanics in Sports XV*. Denton, TX: Texas Woman's University Press, 1997, 101-5.
- [4] F. Schade, A. Arampatzis, G.-P. Brüggemann, P.V. Komi. Comparison of the men's and the women's pole vault at the 2000 Sydney Olympic Games. *Journal of Sports Sciences*. 2004, **22**: 835-42.
- [5] A. Arampatzis, F. Schade, G.-P. Brüggemann. Effect of the pole-human body interaction on pole vaulting performance. *Journal of Biomechanics*. 2004, **37**: 1353-60.
- [6] H. Adamczewski, B. Perlt. Run-up velocity of female and male pole vaulting and some technical aspects of women's pole vault. *New Studies in Athletics*. 1997, **12**: 63-76.
- [7] B. Ferry. Predicting maximum vaulting height through multiple performance variables. *Track Coach*. 1999, **147**: 4699-702.
- [8] P.M. McGinnis. Evolution of the relationship between performance and approach run velocity in the women's pole vault. In M. Lamontagne, D.G.E. Robertson, H. Sveistrup (eds), *Proceedings of the 22th International Symposium on Biomechanics in Sports*. Ottawa (Canada): International Society of Biomechanics in Sports, 2004, 531-4.
- [9] J.J. Sullivan, R.G. Knowlton, R.K. Hetzler, P.L. Woelke. Anthropometric characteristics and performance related predictors of success in adolescents pole-vaulters. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 1994, **34**: 179-84.
- [10] R.M. Angulo-Kinzler, S.B. Kinzler, X. Balius, C. Turro, J.M. Caubet, J. Escoda, J.A. Prat. Biomechanical analysis of the pole vault event. *Journal of Applied Biomechanics*. 1994, **10**: 147-65.
- [11] H.J. Gros, V. Kunkel. Biomechanical Analysis of the pole vault. In G.-P. Brüggemann, B. Glad (eds), *Scientific Research Project at the Games of the 24th Olympiad - Seoul 1988, Final Report*, Monaco: International Amateur Athletics Federation, 1990, 219-60.
- [12] F. Schade, G.-P. Brüggemann, J. Isolehto, P. Komi, A. Arampatzis. *Pole vault at the World Championships in Athletics, Helsinki 2005 : Final report*, Monaco: International Association of Athletics Federation, 2007.
- [13] R. Ropret, M. Kukolj, D. Ugarkovic, D. Matavulj, S. Jaric. Effect of arm and leg loading on sprint performance. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*. 1998, **77**: 547-50.
- [14] S.J. Grant, G. Oommen, G. Mccoll, J. Taylor, L. Watkins, N. Friel, I. Watt, D. Mclean. The effect of ball carrying method on sprint speed in rugby union football players. *Journal of Sports Sciences*. 2003, **21**: 1009-15.
- [15] M. Sayers. Running techniques for field sport players. *Sports Coach*. 2000, **23**: 26-7.
- [16] Y. Li, W. Wang, R.H. Crompton, M.M. Gunther. Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *The Journal of Experimental Biology*. 2001, **204**: 47-58.
- [17] T. Reilly, N. Secher, P. Snell, C. Williams. *Physiology of Sports*, London: E & FN Spon, 1990.
- [18] L. Seifert, D. Chollet. A new index of flat breaststroke propulsion: A comparison of elite men and women. *Journal of Sports Sciences*. 2005, **23**: 309-20.
- [19] L. Seifert, D. Delignières, L. Boulesteix, D. Chollet. Effect of exercise on butterfly stroke coordination. *Journal of Sports Sciences*. 2007, **25**: 131-41.
- [20] L. Baudry, D. Leroy, D. Chollet. The effect of combined self- and expert-modelling on the performance of the double leg circle on the pommel horse. *Journal of Sports Sciences*. 2006, **24**: 1055-63.
- [21] N.P. Linthorne. Mathematical model of the takeoff phase in the pole vault. *Journal of Applied Biomechanics*. 1994, **10**: 323-34.
- [22] N.P. Linthorne. Energy loss in the pole vault take-off and the advantage of the flexible pole. *Sports Engineering*. 2000, **3**: 205-18.
- [23] T.F. Novacheck. The biomechanics of running. *Gait and Posture*. 1998, **7**: 77-95.
- [24] P.R. Cavanagh. *Biomechanics of distance running*, Champaign, IL: Human Kinetics, 1990.
- [25] P. Luthanen, P.V. Komi. Mechanical factors influencing running speed. In B.E. Asmussen, K. Jorgenson (eds), *Biomechanics VI-B*, Baltimore: University Park Press, 1978, 23-9.
- [26] A. Mero, P.V. Komi. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology*. 1986, **55**: 553-61.
- [27] A. Mero, P.V. Komi, R.J. Gregor. Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Medicine*. 1992, **13**: 376-92.
- [28] D.M.R. Kivi, B.K. Marai, P. Gervais. A kinematic analysis of high-speed treadmill sprinting over a range of

- 10 *Julien Frere, et al: Assessment of the Influence of Pole Carriage on Sprint Kinematics: A Case Study of Novice Athletes*
velocities. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2002, **34**: 662-6.
- [29] T. Bushnell, I. Hunter. Differences in technique between sprinters and distance runners at equal and maximal speeds. *Sports Biomechanics*. 2007, **6**: 261-8.
- [30] N. Romanov, G. Fletcher. Runners do not push off the ground but fall forwards via a gravitational torque. *Sports Biomechanics*. 2007, **6**: 434-52.

Date: Wed, 26 Aug 2009 16:09:46 -0400 [26.08.2009 22:09:46 CEST]

De: ykwon@twu.edu

À: julien.frere@etu.univ-rouen.fr

Objet: Sports Biomechanics - Decision on Manuscript ID RSPB-2009-0041

26-Aug-2009

Dear Mr Frère:

Your manuscript entitled "Mechanics of Pole Vaulting: A Review" which you submitted to Sports Biomechanics, has been reviewed. The reviewer comments are included at the bottom of this letter.

The reviewers would like to see some revisions made to your manuscript before publication. Therefore, I invite you to respond to the reviewers' comments and revise your manuscript.

When you revise your manuscript please highlight the changes you make in the manuscript by using coloured text.

To submit the revision, log into <http://mc.manuscriptcentral.com/rspb> and enter your Author Centre, where you will find your manuscript title listed under "Manuscripts with Decisions." Under "Actions," click on "Create a Revision." Your manuscript number has been appended to denote a revision. Please enter your responses to the comments made by the reviewer(s) in the space provided. You can use this space to document any changes you made to the original manuscript. Please be as specific as possible in your response to the reviewer(s).

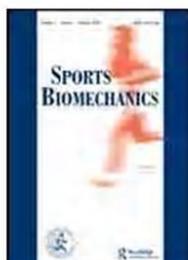
IMPORTANT: Your original files are available to you when you upload your revised manuscript. Please delete any redundant files before completing the submission.

Because we are trying to facilitate timely publication of manuscripts submitted to Sports Biomechanics, your revised manuscript should be uploaded as soon as possible. If it is not possible for you to submit your revision in a reasonable amount of time, we may have to consider your paper as a new submission.

Once again, thank you for submitting your manuscript to Sports Biomechanics and I look forward to receiving your revision.

Sincerely,
Young-Hoo Kwon, Ph.D.
Editor in Chief, Sports Biomechanics
ykwon@twu.edu

Sports Biomechanics



Mechanics of Pole Vaulting: A Review

Journal:	<i>Sports Biomechanics</i>
Manuscript ID:	draft
Manuscript Type:	Review
Date Submitted by the Author:	
Complete List of Authors:	Frère, Julien; University of Rouen, Faculty of Sports Sciences L'Hermette, Maxime; CETAPS - EA3832, University of Rouen, Faculty of Sports Sciences Slawinski, Jean; Research Center for Expertise, Evaluation and Programming, Scientific Department, Team Lagardère Tourny-Chollet, Claire; CETAPS - EA3832, University of Rouen, Faculty of Sports Sciences
Keywords:	Kinematics < Movement, Kinetics < Movement, Performance < Sport Topics, Energy, Muscle torque



URL: <http://mc.manuscriptcentral.com/rspb> Email: ykwon@twu.edu

MECHANICS OF POLE VAULTING: A REVIEW

Running Title: Pole vault biomechanics for performance

Key words: Energy, Kinetics, Kinematics, Muscular torque.

Frère, Julien,¹ L'Hermette, Maxime,¹ Slawinski, Jean,² Tourny-Chollet, Claire.¹

1) UPRES EA3832: Centre d'Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives (CETAPS), Faculty of Sport Sciences, University of Rouen, 76821 Mont Saint Aignan Cedex, France.

2) Research Center for Expertise, Evaluation and Programming, Scientific Department, Team Lagardère, 75116 Paris, France.

Corresponding Author

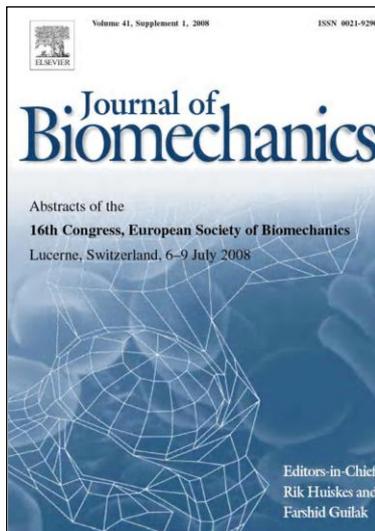
Julien Frère

CETAPS – Faculty of Sport Sciences
University of Rouen, Boulevard Siegfried
76821 Mont Saint Aignan Cedex, FRANCE
Tel./Fax: +33 232.10.77.93
e-mail: julien.frere@etu.univ-rouen.fr

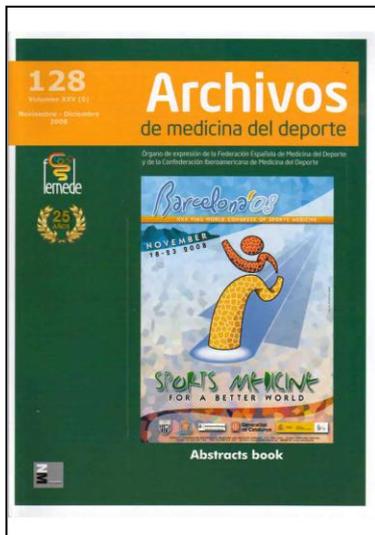
Acknowledgements

No sources of funding were used to assist in the preparation of this review. The authors have no conflicts of interest that are directly relevant to the content of this review. The authors are grateful to Catherine Carmeni for help in writing the English manuscript.

✓ Actes de congrès publiés dans des revues internationales



Frère, J., Nüesch, C., Fischer, M., Göpfert, B., Wirz, D., & Friederich, N.F. (2008). Shoulder muscles coordination of the weapon side during a fencing attack: The Flèche. *Journal of Biomechanics*, 41(S1), S58.



Frère, J., Huber, C., Nüesch, C., Fischer, M., Göpfert, B., Wirz, D., et al. (2008). Electromyographic analysis of three shoulder muscles using wavelet transformation and spherical separation. *Archivos de Medicina del Deporte*, 25(6), 439.

Frère, J., Ardura Garcia, H., Daniels, A.U., Göpfert, B., & Wirz, D. (2008). Dual-mode dynamic functional stiffness of swine-elbow cartilage. *Archivos de Medicina del Deporte*, 25(6), 439-440.

SHOULDER MUSCLES COORDINATION OF THE WEAPON SIDE DURING A FENCING ATTACK: THE FLÈCHE

Julien Frère (1, 2), Corina Nüesch (2), Marcel Fischer (2,3), Beat Göpfert (2), Dieter Wirz (2, 3), Niklaus F. Friederich (3)

(1)Centre d'Etude des Transformations des APS (CETAPS) - EA 3832 Université de Rouen, France; (2) Lab. for Orthopaedic Biomechanics (LOB), CM&BE, University Basel, Switzerland; (3) Dept. for Orthopaedic Surgery, Kantonsspital, Bruderholz, Switzerland

Introduction

The intensive fencing practice is subjected to overuse injuries, especially on the weapon side. The injuries on the shoulder joint are multiples, such as torn tendon, tenopathies or glenohumeral joint instability [Wild, 2001]. The aim of this study is to analyse the muscular coordination of three shoulder muscles during a flèche attack in order to determine the mechanism of shoulder overuse injuries.

Methods

Kinematics of the whole body [Romkes, 2007] (VICON MX™, 240 Hz) and EMG data (Biovision, 6000 Hz, SENIAM-Standard) of the *M. deltoideus anterior* (DA), *M. infraspinatus* (INFR) and *M. triceps brachii* (TRI) of the weapon shoulder were recorded for 8 volunteer male expert fencers. The data of 10 trials/subject were averaged using EMG Wavelet-Transformation (WT-EMG) [von Tscherner, 2000]. Each trial was expressed in percentage of the movement, between the start of the movement (MS) and the hit of the target (HT). The maximum bending of the épée (MBE) corresponded to added percentage (Figure 1).

Results

The maximal DA intensity occurred first, whereas the time of maximal TRI and INFR intensity were close (41.4%, 61.3% and 64.2% of the flèche, respectively). The time of maximal elbow extension occurred at 59.0%, the nearest to the maximal TRI intensity, whereas the maximal shoulder flexion occurred at 92.5% of the attack. There were significant differences ($P < 0.05$) between the time of maximal shoulder flexion and of maximal DA and TRI intensity, but not with the time of maximal INFR intensity.

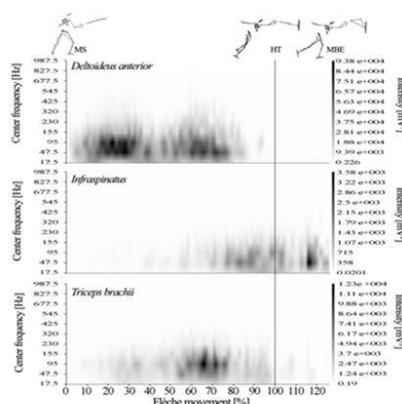


Figure 1: Mean WT-EMG of three muscles for 10 flèche trials from one subject.

Discussion

The analysis confirms that DA is the primary activator of the weapon arm [Williams, 2000]. However, the INFR is activated to maintain a high shoulder flexion before and after HT. The applied load on the target, transferred to the glenohumeral joint, would be counteracted by the INFR and could cause muscular imbalances on the rotator cuff.

Acknowledgement

This work was supported by the Robert Mathys-Foundation (RMS) in Bettlach, Switzerland.

References

- Romkes *et al*, J Pediatr Orthop B. 16:175-180. 2007.
- von Tscherner, J Electromyogr Kinesiol, 10:433-445, 2000.
- Wild *et al*, Sportverletz Sportschaden, 15:59-61, 2001.
- Williams *et al*, J Sci Med Sports, 3:460-475, 2000.

Method: Dynamic foot pressure measurements were analyzed in 21 soccer players of Champion's League. Average age was 27 years, height 180,9 cm, weight 76,9 kg and BMI 23,4. An insoles system (Biofoot®/IBV) with telemetry transmission information was used to record the pattern of plantar loadings. The plantar surface of foot was divided in 3 zones (hindfoot, midfoot, forefoot) that, in turn, were divided in 3 subareas (internal, central and external). Dynamical measurements were recorded during normal gait and running. The baropodometric data were related with different parameters like foot morphologic type, digital and metatarsal alignment, size of the footwear, and field position.

Results: Players's feet were found to bear a load average of 7820 kPa by walking and 10867 kPa by running. In both task, the highest pressure zone was the central metatarsian subarea (1700 kPa walking, 1800 kPa running) and the lowest pressure was found in the external metatarsian subarea (500 Kpa walking, 700 kPa running). Higher weight increase total pressure (72.50kg-1000 kPa, 75.00kg-1250 kPa, 77.50kg-1400kPa). The foot type influenced plantar pressures pattern: in the central metatarsian zone, players with flat foot changed from 1086 kPa of pressure (walking) to 1490 kPa (running) (37 % of increase). On the contrary, players with cavus foot changed from 877 kPa to 1804 kPa (105 % of increase). Forwards had highest loading in internal metatarsian subarea (1840 kPa mean). Defenders, and mid-fielder showed the highest pressures in the middle metatarsian subarea (mean 1570 kPa).

Conclusion: This study supports the importance of the baropodometric studies in top athletes in order to improve biomechanics strategy to prevent overload injuries. Simple redistribution of plantar pressures may induce changes in the muscular activity of lower limb and, consequently, in contact, stabilization and propulsion phase.

Key words: Baropodometry. Soccer. Foot.

Temporal analysis of the start at Sierra Nevada's World Cup 2008

De la Fuente Caynzos Blanca¹, Martínez Martínez Luis¹, Ruz Fernández Gema¹, Arguelles Cienfuegos Javier¹, Gómez-López Pablo J.², Hernán Rupérez Olmo³

¹Centro de Alto Rendimiento de Sierra Nevada. Consejo Superior de Deportes; ²Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de Granada; ³Centro Especializado Tecnificación Deportiva en Deportes de Invierno de Sierra Nevada. Federación Andaluza de Deportes de Invierno

Skicross will stand as a new Olympic discipline in Vancouver 2010 (Canada). The disciplines's particularity lays on the simultaneous participation of 4 skiers competing on an uneven track, combining change-directions and jumps, up to the finish. Video analysis on different championships and the competition development by itself have proved that, most of times, the fastest 2 skiers in the start are those who get to the next round. In this report, a temporal analysis is carried out over the world's highest-levelled skiers that took part at Sierra Nevada's World Cup, held in February 2008.

A protocol based on one-direction photoelectric cells, placed at 7'5 and 15 meters far from the start gate, along with synchronized frontal and lateral video record, was designed to do the research.

The obtained results suggest a significant correlation between the start time (especially on the first 7'5 meters) and the final women rank. The fewer correlation existing in boys would have been caused to the risky way they face jumps, so the theoretical advantages taken in the start go away for being balanced by jump times, whereas women are more conservative in that point.

Key words: Temporal analysis. Start technique. Skicross.

BIOMECHANICS-I

LANGUAGE: ENGLISH

Electromyographic analysis of three shoulder muscles using wavelet transformation and spherical separation

Frère J^{1,2}, Huber C¹, Nüesch C¹, Fischer M^{1,2,3}, Göpfert B¹, Wirz D^{1,3}, Friederich NF³

¹Laboratory for Orthopaedic Biomechanics (LOB), University of Basel, Switzerland; ²Centre d'Etudes des Transformations des

Activités Physiques et Sportives (CETAPS – EA 3832), University of Rouen, France; ³Dept. for Orthopaedic Surgery, Kantonsspital, Bruderholz, Switzerland

Introduction: The Wavelet-Transformation of Electromyograms (WT-EMG) and Spherical Separation open new opportunities in EMG-Analysis. The 2 methods allow to average and group inter- and intra-subject differences in the muscular activation pattern.

The aim of this study was to identify the activation patterns of three shoulder muscles in expert fencers.

Methods: Kinematics of the whole body (VICON MX™, 240 Hz) and EMG data (Biovision, 6000 Hz, SENIAM-Standard) of the M. *deltoides anterior* (DA), M. *infraspinatus* (INFR) and M. *triceps brachii* (TRI) of the weapon shoulder were recorded for 4 male expert fencers and 4 male fencers of the Swiss national team. Data of 10 trials/subject were averaged using EMG Wavelet-Transformation (WT-EMG). Four key events divided the flèche: the start of the movement (MS), the maximal elbow extension (MEE), the hit of the target (HT) and the maximum bending of the épée (MBE). Spherical Separation of the EMG-Spectra was computed to test the difference in the muscular activation pattern between the 2 groups. A binomial test using $p = 0.5$ with a level of significance of 95% was used to verify the separability.

Results: The separability of the Spherical Separation was 100%. The Mean Total-Intensity of the three muscles differs between groups (Figure 1).

Conclusions: Spherical Separation of EMG-Spectra confirms the difference in the flèche strategy and Mean Total-EMG intensity patterns. The national team members show a higher muscular activation of the DA than the expert fencers. DA is the primary activator of the arm extension, helped by TRI. DA and INFR work in synergy for the shoulder elevation: A high activation of the DA induces a low activation of the INFR and the inverse.

Key words: Fencing. Wavelet-transformation. Spherical separation.

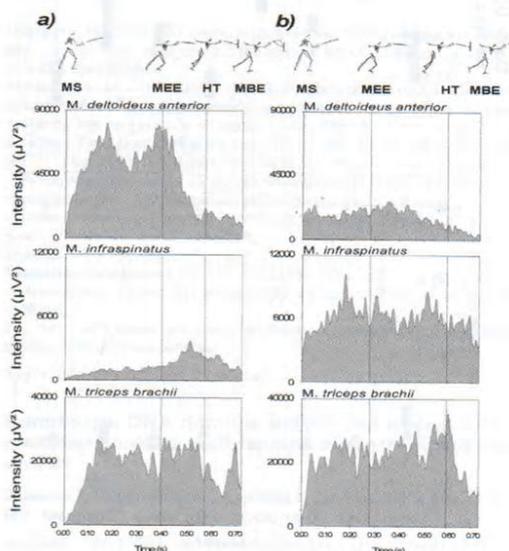


Figure 1. Frère J, et al. Mean Total-Intensity of the three muscles for a) the national team and b) the experienced group

Dual-mode dynamic functional stiffness of swine-elbow cartilage

Frère J^{1,2}, Ardura Garcia H^{1,3}, Daniels AU¹, Göpfert B¹, Wirz D¹

¹Lab. for Orthop. Biomechanics (LOB), University of Basel, Switzerland; ²Centre d'Etudes des Transformations des Activités

ORAL COMMUNICATIONS

Physiques et Sportives (CETAPS – EA 3832), University of Rouen, France. ³Biomed. Eng. Department, U. Iberoamericana, Mexico City, Mexico.

Introduction: Joint cartilage is a dual network composed of crosslinked collagen fibres and aggrecan-bound water containing chondrocytes. Consequently, cartilage mechanics are not linearly elastic. Instead stiffness parameters of cartilage (i.e., aggregate E-modulus and loss angle) depend on deformation frequency or rate. At slow (nutritional) loading rates, cartilage behaves like a poro-visco-elastic solid – water is pressed in and out of the structure. At fast (gait) loading rates (>40 Hz) cartilage behaves almost like a linear elastic solid¹. The aim of this study was to compare the properties of cartilage at slow and fast loading rates.

Methods: To simulate a fast, gait-like mode (G-Mode), 10 Single-Impact Micro-Indentations (SIMI)² were performed on 9 fresh pig elbow specimens. The equivalent frequency at impact was ~ 350 Hz. Slow loading rates, nutrition-mode (N-mode) were accomplished with a Synergie 100 MTS³ programmed to performed a series of single sinusoidal cycles at 0.1 Hz under displacement control. Three cylindrical plugs were harvested in the Lateral (LCH) and Medial Condylus Humeri (MCH) and two in the *Incisure Ulnae* (LIU and MIU). Dynamic elastic modulus (E^*) and loss angle (ϕ) were measured. Wilcoxon statistical tests were performed.

Results and Conclusions: The mode of measurement (G- and N-mode) showed significant differences for all plug locations for E^* as well as for ϕ (Figure 1).

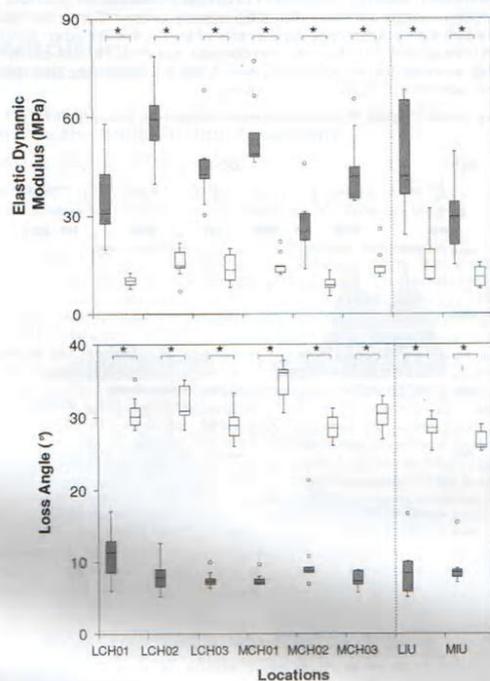


Figure 1. Frère J, et al. Boxplots among the different plug locations for the G-mode (grey boxes) and N-mode (white boxes) condition. *: $P < 0.05$

The measurements confirm results for pig knees³: cartilage tissue stores more energy under high speed impacts – e.g. during sport activities – than during the nutrition process.

References

1. Park S, et al. *Osteoarthritis and Cartilage* 2004;12:65-73
2. Vriand NM, Kren AP. *Polymer Testing* 2004;23:369-75.
3. Ardura-García H, et al. *European Cells and Materials* 2008;16:7.

Differences of bone loss between cortical and trabecular bone in 4 weeks simulated hindlimb suspension rats

Changsun Kim¹, Dongho Park², Shineon Lee³

¹Department of Sport for All, Gyeongju University, Korea. ²Department of Exercise Sports & Leisure Studies, Inha University, Korea. ³Department of Physical Education, Kyung Hee University, Korea.

Background: Mechanical forces play a pivotal role in maintaining bone mass. Weightlessness and microgravity mainly lead to bone loss but this mechanism is not fully understood. Hindlimb suspension immobilization has long been employed to induce a pattern of osteopenia in rats and it has been used as a ground-based model for the microgravity or spaceflight.

Purpose: This study was designed to clarify the differences of bone loss between cortical and trabecular bone in 4 weeks simulated hindlimb suspension rats.

Method: Thirty 8-week-old female sprague-dawley (SD) rats were randomly divided into five groups and completed hindlimb suspension for two or four weeks: baseline control group (n=6, BC), 2 weeks vivarium control group (n=6, 2WC), 2 weeks suspension group (n=6, 2WS), 4 weeks vivarium control group (n=6, 4WC) and 4 weeks suspension group (n=6, 4WS). After two or four weeks of suspension, the rats were sacrificed and femurs were removed for analysis of bone mineral density (BMD) by dual energy X-ray absorptionmetry (DEXA, Lunar DPXL, USA) and peripheral quantitative computed tomography (pQCT, XC-960, Germany). The rats were fed standard lab chow (CRF-1, Charles River, Japan) and water *ad libitum* while control animals were pair fed with the appropriate suspension rats for control of caloric intake.

Results: The cortical BMDs (mg/cm³) measured by pQCT of 2WC and 4WC were increased approximately 4 and 8% compared with the BC, respectively (p<0.001). Those of 2WS and 4WS, however, were not increased (NS) and approximately 4 and 7% lower than those of 2WC and 4WC (P<0.01, P<0.001) respectively. Similarly, although the BMDs (mg/cm³) measured by DEXA of 2WC and 4WC were also increased compared with the BC (p<0.001), those of 2WS and 4WS were not increased (NS). However, the trabecular BMDs (mg/cm³) of intergroup showed similar level (NS). The femoral weights of 2WS and 4WS were decreased approximately 8 and 9% compared to the age matched control rats (p<0.05), respectively, but femoral length showed no difference between any control and suspended groups. The serum calcium (Ca) concentration, urinary Ca and urinary deoxyypyridinoline (Dpd) excretions of all intergroup showed similar levels. However, urinary phosphate (P) excretion of suspended rats dynamically decreased approximately 40% at both weeks (p<0.05) while serum P concentrations slightly increased (p<0.001, p<0.05).

Conclusions: These results suggest that exposure to a microgravity environment induces spontaneous osteopenia in mainly cortical bone, and this osteopenia might be caused by disturbed P homeostasis.

Key words: Bone mineral density (BMD). Hindlimb suspension. Rat. pQCT. DEXA.

Evidence of ligamento-muscular reflexes in dynamic stabilization of the wrist

Ljung B-O¹, Bentley L¹, Hagert E²

¹Department of Hand Surgery, Inst of Clinical Sciences, Sahlgrenska University Hospital, Göteborg, Sweden. ²Karolinska Institutet, Department of Hand Surgery, Stockholm Söder Hospital, Stockholm, Sweden

Introduction: Stabilization of joints is a result of mechanical stabilization by ligaments or muscular compression of the joint components. The wrist is a good example of a system of joints where the radiocarpal stabilization is dependent on an optimal muscular recruitment at different angles, angular velocities and stress levels. The capacity to coordinate and recruit exactly the right muscles at exactly the right time is critical. In a wide-ranging research project, the interplay between the ligaments, nerves and muscles has been studied with the wrist as a model. Earlier results have demonstrated that the radial wrist extensors, two muscles with nearly the same position, differ in characteristics in that the ECRB is designed for force generation in a neutral position and the ECRL is designed for velocity and excursion over a wide range of motion. The innervation of the wrist ligaments varies and the ligaments can be divided into mechanically and sensorily important ones.

Contribution de l'analyse électromyographique des muscles des membres supérieurs pour l'entraînement au saut à la perche.

***Résumé :** L'objet de cette thèse est d'étudier, par EMG transformée en ondelettes, les coordinations musculaires des membres supérieurs lors d'un saut à la perche et d'éléments en barre fixe. Notre travail se propose (1) de comparer les coordinations musculaires inter membres au cours d'un saut et (2) d'identifier leur part relative à la performance. Les activités musculaires (3) perche/barre fixe sont comparées. Ainsi, l'activité musculaire est majeure au début du saut, lorsque la perche se fléchit. Les ultimes actions musculaires sur la perche avant de franchir la barre servent au contrôle de la posture inversée du perchiste. Les exercices en barre fixe révèlent des coordinations musculaires semblables à celles du saut à la perche par la distinction de trois groupes musculaires fonctionnels. Dans le cadre de l'optimisation de la performance, cette thèse a permis d'identifier de nouveaux indicateurs, ainsi que de valider la pratique d'éléments en barre fixe pour l'entraînement des perchistes.*

***Mots clés :** Biomécanique, électromyographie, ondelettes, performance, saut à la perche, gymnastique.*

Contribution of the electromyographic analysis of the upper-limbs muscles for the pole vault training.

***Summary:** This work aims at defining the muscular activity of selected muscles during a pole vault and elements on the high bar, from wavelets transformed EMG. It compares (1) the muscular coordination of each upper-limb during the vault and defines (2) their influence on performance. These muscular activations (3) are compared with those from exercises on the high bar. The results show that the muscles activity influences mostly the vault performance when the pole is bending, whereas the ultimate muscular actions before bar clearance are mainly involved to control the reversed position of the vaulter. Finally, gymnastics elements on the high bar induce similar muscles activations as studied during pole vaulting, with the determination of functional groups of muscles. Dealing with performance optimization, this research identifies new performance factors in pole vaulting and validate obvious training methods widely used by coaches but without any scientific proofs up to now.*

***Keywords:** Biomechanics, Electromyography, Wavelets transformation, Performance, Pole vault, Gymnastic.*