NNT : 2024AIXM0219

THÈSE DE DOCTORAT

Soutenue à Aix-Marseille Université
le 16 juillet 2024 par

Marine DEVISE

Evaluation et optimisation de la performance sportive en condition écologique : Application en course à pied et à l'escalade

Discipline
Sciences du Mouvement Humain

École doctorale
ED 463 Science du Mouvement Humain

Laboratoire/Partenaires de recherche
Institut des Sciences du Mouvement Etienne-Jules Marey – UMR 7287 CNRS

Composition du jury

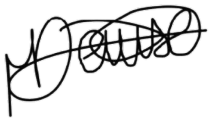
Frédérique HINTZY Pr, Université Savoie Mont Blanc	Rapporteuse
Jean-Benoît MORIN Pr, Université Jean Monnet Saint-Etienne	Rapporteur
Nils GUEGUEN Responsable Laboratoire R&D, Décathlon Sports Lab	Examinateur
Ludovic SEIFERT Pr, Université de Rouen Normandie	Examinateur
Gilles MONTAGNE Pr, Aix-Marseille Université	Président du jury
Laurent VIGOUROUX MCF-HDR, Aix-Marseille Université	Référent

Affidavit

Je soussignée, Marine DEVISE, déclare par la présente que le travail présenté dans ce manuscrit est mon propre travail, réalisé sous la direction scientifique de *Laurent VIGOUROUX*, dans le respect des principes d'honnêteté, d'intégrité et de responsabilité inhérents à la mission de recherche. Les travaux de recherche et la rédaction de ce manuscrit ont été réalisés dans le respect à la fois de la charte nationale de déontologie des métiers de la recherche et de la charte d'Aix-Marseille Université relative à la lutte contre le plagiat.

Ce travail n'a pas été précédemment soumis en France ou à l'étranger dans une version identique ou similaire à un organisme examinateur.

Fait à Marseille, le 20 mai 2024



Cette œuvre est mise à disposition selon les termes de la Licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International.

Liste de publications et/ou brevets et participation aux conférences

1) Liste des publications et/ou brevet réalisées dans le cadre du projet de thèse :

Première auteure :

- Marine Devise, Jérémy Rossi, Nicolas Théveniau & Alain Belli (2019). **Simple method for measuring center of mass work during field running.** *Journal of Biomechanics*, 97, 109369. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109369
- Marine Devise, Clément Lechaptois, Eric Berton & Laurent Vigouroux (2022). **Effects of Different Hangboard Training Intensities on Finger Grip Strength, Stamina, and Endurance.** *Frontiers in Sports and Active Living*, 4, 862782. https://doi.org/10.3389/fspor.2022.862782
- Marine Devise, Léo Pasek, Benjamin Goislard De Monsabert & Laurent Vigouroux (2023). **Finger flexion to extension ratio in healthy climbers: A proposal for evaluation and rebalance.** *Frontiers in Sports and Active Living*, 5, 1243354. https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2023.1243354
- Marine Devise, Franck Quaine & Laurent Vigouroux (2023). **Assessing climbers' pull-up capabilities by differentiating the parameters involved in power production.** *PeerJ*, 11, e15886. https://doi.org/10.7717/peerj.15886

Co-auteure :

- Laurent Vigouroux & Marine Devise (2024). **Pull-Up Performance Is Affected Differently by the Muscle Contraction Regimens Practiced during Training among Climbers.** *Bioengineering*, 11(1), 85. https://doi.org/10.3390/bioengineering11010085

Seconde auteure :

- Laurent Vigouroux, Marine Devise, Théo Cartier, Clément Aubert, & Eric Berton, (2018). **Performing pull-ups with small climbing holds influences grip and biomechanical arm action.** *Journal of Sports Sciences*, 37(8), 886–894. https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1532546

Code de champ modifié

Code de champ modifié

2) Liste des publications de vulgarisation scientifique :

- Marine Devise (2019). **Quand CTC simplifie l'étude de la course à pied.** *CTC Entreprise*
- Laurent Vigouroux, Aurélie Dutertre, Marine Devise & Clément Lechaptois (2022). **RATIO FLÉCHISSEURS/EXTENSEURS DES MUSCLES DES DOIGTS CHEZ LES GRIMPEURS : Proposition d'une méthodologie kinésithérapique.** *Kinésithérapie Scientifique*, 642 : 3-9. https://www.ks-mag.com/article/12858-ratio-flechisseurs-extenseurs-des-muscles-des-doigts-chez-les-grimpeurs-proposition-d-une-methodologie-kinesitherapique

3) Participation aux conférences dans le cadre du projet de thèse :

- Marine Devise, Jérémy Rossi & Alain Belli (2018). **Simple method for measuring external work during running.** *23th annual Congress of the European College of Sport Science, Dublin (Ireland)*
- Marine DEVISE, Clément Lechaptois, Paul Dewilde & Laurent Vigouroux (2021). **Various force intensity training on finger grip strength and fatigue.** *5th International Rock Climbing Research Congress, Tokyo (Japan) [Virtual]*
- Marine Devise & Laurent Vigouroux (2023). **Effect of different arm-specific training on the pull-up performance of climbers.** *28th annual Congress of the European College of Sport Science, Paris (France)*
- Laurent Vigouroux & Marine Devise (2023). **Arm physiological performance is differently affected by the muscle contraction regimes used during training.** 6th *International Rock Climbing Research Congress, Bern (Swizterland)*

Résumé

Ce travail s'intéresse à deux disciplines qui sont, à première vue, très différentes : la course à pied et l'escalade. Pourtant, toutes deux sont des activités de locomotion dans lesquelles le système musculosquelettique doit s'adapter à l'environnement et où l'expertise se traduit par des adaptations physiologiques et biomécaniques profondes. L'exploration de ces adaptations peut être menée par des études en laboratoire grâce à des outils et/ou des méthodes de mesure précis ou *in situ*, avec des outils et méthodes souvent empiriques et moins précises. L'enjeu de ce travail était d'asseoir la possibilité de développer de nouvelles méthodes de mesure capables d'identifier précisément ces facteurs d'adaptation en condition écologique. La première étape de ce travail a donc consisté à développer des outils et des méthodes de mesure de terrain et également à définir les déterminants clés de la performance dans ces deux sports. Selon cette idée, une nouvelle méthode de calcul pour mesurer le travail mécanique externe en course à pied a été proposée et validée à différentes vitesses. En escalade, une prise d'entraînement instrumentée a été développée. En se basant sur la mesure de force, cet outil a permis de mettre en lumière que la performance ne dépend pas seulement de la capacité des doigts, mais aussi de la capacité des bras et des épaules ainsi que de la coordination du corps.

Dans un second temps, ces outils et méthodes ont été mis en œuvre pour étudier l'influence de facteurs extrinsèques ou intrinsèques sur les déterminants clés de la performance des coureurs et grimpeurs. En course à pied, il s'agissait d'étudier l'influence du drop de la chaussure sur la mécanique des coureurs tandis qu'en escalade, il s'agissait (i) d'étudier l'impact de la profondeur de prise sur les capacités de puissance des grimpeurs, (ii) de quantifier les bénéfices de différents entraînements des doigts d'une part, et des bras de l'autre, (iii) tout en soulignant le rôle des muscles extenseurs des doigts sur le risque potentiel de blessure. Au-delà de contribuer à l'avancée des connaissances et des méthodes dans ces deux disciplines, ce travail représente une preuve de concept et une démarche pouvant inspirer et guider d'autres sports dans cette perspective. Ce travail trouve également des applications industrielles puisque les outils et les connaissances développés en escalade sont actuellement utilisés par les fédérations sportives et ont abouti à la création d'une start-up.

Mots clés : Course à pied, Escalade, Biomécanique, Mesures de terrain, Chaussure, Entraînement

Abstract

This thesis focuses on two seemingly disparate disciplines at first glance: running and climbing. However, both are locomotor activities in which the musculoskeletal system must adapt to environmental constraints, and expertise leads to profound physiological and biomechanical adaptations. These adaptations can be explored either through laboratory studies using precise measurement tools and/or methods or *in situ*, using tools and methods that are often empirical and less precise. The objective of this work was to determine whether new measurement techniques could be developed to accurately identify these adaptation factors under ecological conditions. The initial stage of this project involved developing field measurements tools and methods, in addition to defining the key determinants of performance in both sports. Based on these considerations, a new calculation method for measuring external mechanical work in running was proposed and validated across a range of speeds. For climbing, an instrumented fingerboard has been developed. This tool, based on force measurement, highlighted that performance depends not only on finger capacity, but also on arm and shoulder capacity, as well as body coordination.

Secondly, these tools and methods were employed to investigate the impact of extrinsic or intrinsic factors on the key determinants of runners' and climbers' performance. In the context of running, the objective was to observe the influence of shoe drop on runners' mechanics. The climbing study had three aims: (i) to study the impact of grip depth on climbers' power capacities, (ii) to quantify the benefits of different training sessions for the fingers on one side and the arms on the other, and (iii) to highlight the role of the finger extensor muscles in the potential risk of injury. In addition to contributing to the advancement of knowledge and methods in these two disciplines, this work serves as a proof-of-concept and an approach that can inspire and guide other sports in these disciplines. Furthermore, the findings have industrial applications, as the tools and knowledge developed in climbing are currently being used by sports federations and have led to the establishment of a start-up company.

Keywords: Running, Climbing, Biomechanics, Field methods, Footwear, Training

Remerciements

Mon plus grand remerciement revient évidemment à Laurent Vigouroux. Merci pour la confiance que tu m'as accordée, bien plus que je ne me la suis accordée moi-même, pour ta foi en mes capacités et ton soutien indéfectible depuis notre rencontre lors de mon stage de M2. Sans ton encouragement et ta conviction, je ne serais pas là où je suis aujourd'hui. Merci de m'avoir guidée et d'avoir su tirer le meilleur de moi. Mille fois merci pour toutes ces discussions sur la science (parmi tant d'autres), pour les sessions de grimpe, et pour tous tes caf' ! Et vive l'Ardèche…

Je tiens ensuite à remercier les membres du Jury, Frédérique Hintzy, Jean-Benoît Morin, Nils Guéguen et Ludovic Seifert d'évaluer mon travail. Je tiens à exprimer une profonde gratitude pour le temps, l'attention et l'expertise que vous avez consacrés à mon travail.

Je remercie également l'Ecole Doctorale des Sciences du Mouvement Humain et son directeur, Gilles Montagne, ainsi qu'au Service de Formation Professionnelle Continue d'Aix-Marseille Université de m'avoir offert cette opportunité unique de m'engager dans un doctorat par Validation des Acquis de l'Expérience. Merci d'avoir rendu cela possible.

Mes pensées se dirigent aussi vers tous les collègues de l'ISM et du Technosport que j'ai pu côtoyer pendant mes années à Marseille et qui ont été mes partenaires de grimpe, de pauses cafés, de fléchettes, de F1, de soirées : Coline, Céline, Claire, Gaëtan, Loïc, Mathieu, Mathis, Noah, William, Lisa, Justin, Benjamin… La liste est longue, nul doute que j'en oublie. Merci de votre aide et pour tous ces moments partagés d'une manière ou d'une autre !

Je veux remercier tous les grimpeur.se.s marseillais, ainsi que Clément Lechaptois (et SmartBoard), sans qui la majorité de ce travail n'aurait pas vu le jour. Merci d'avoir donner vos doigts et bras pour la science !

Mes remerciements vont également à tous les proches, amis et famille, qui partagent mon entourage (où que je sois) : les basketteur.se.s, les ardéchois.e.s, les marseillais.e.s, mes ex-colocs, les (anciens) lyonnais.e.s, mes parents, ma sœur… Merci, de près ou de loin, de votre présence et votre bonne humeur.

Un dernier, tendre, humble et sincère remerciement à Eli. Merci pour ta présence, ta patience et ton soutien sans faille et de tous les instants.

Table des matières

Affidavit 1
Liste de publications et/ou brevets et participation aux conférences 2
Résumé 4
Abstract 5
Remerciements 6
Table des matières 7
Table des figures 9
Liste des tableaux 11
Index 12
PARTIE I. Retour réflexif VAE 13
PARTIE II. Sujet de recherche 20
Chapitre I. Introduction 21
I.1. Préambule 21
I.2. Analyse biomécanique et physiologique en course à pied 24
I.2.1. Caractérisation de la course à pied 24
I.2.2. Travail mécanique total 28
I.2.3. Influence des chaussures sur la course à pied 39
I.3. Analyse biomécanique et physiologique en escalade 43
I.3.1. Dictionnaire du grimpeur 43
I.3.2. Performance multifactorielle 45
I.3.3. Capacités musculaires des doigts et de l'avant-bras 46
I.3.4. Capacités musculaires du membre supérieur 63
I.4. Objectifs et problématiques 73
Chapitre II. Evaluation de la performance en condition écologique 75
II.1. Etude 1 – Nouvelle méthode de calcul du travail mécanique de la course à pied en condition écologique 75
II.2. Etude 2 – Méthode d'évaluation des facteurs de performance en escalade 86
II.3. Etude 3 – Evaluation des capacités de production de puissance des bras en escalade 104
II.4. Conclusion du chapitre II 121
Chapitre III. Optimisation de la performance 123
III.1. Etude 4 – Influence du drop sur la mécanique de course à pied 124
III.2. Etude 5 – Influence de la profondeur de prise sur les capacités de traction chez les grimpeurs 137
III.3. Etude 6 – Effets de l'entraînement des doigts sur la performance en escalade 152
III.4. Etude 7 – Effets de l'entraînement des bras sur la performance en escalade 166

III.5. Conclusion du chapitre III 184
Chapitre IV. Orientation vers la prévention des blessures en escalade 187
IV.1. Etude 8 – Le ratio flexion/extension des doigts chez les grimpeurs : Proposition d'évaluation et de rééquilibre 187
IV.2. Conclusion du chapitre IV 203
Chapitre V. Discussion générale 204
Vers une méthodologie intégrée de l'innovation du sport connecté 207
Les capacités de locomotion 210
Conclusion et perspectives 212
Bibliographie 214
ANNEXES 237
Annexe A. Article dans *Kinésithérapie Scientifique* 238
Annexe B. Article dans *CTC Entreprise* 246

Table des figures

Figure I.2-1. *Décomposition d'un cycle de course* 25
Figure I.2-2. *Graphique des temps de contact et de vol en fonction de la vitesse de déplacement* 25
Figure I.2-3. *Forces de réaction au sol verticales pendant la phase de contact.* 26
Figure I.2-4. *Coût énergétique de la course (C_r) en fonction du travail mécanique externe (W_{ext})* 29
Figure I.2-5. *Evolution du travail mécanique du centre de masse lors d'un cycle de course à pied* 30
Figure I.2-6. *Schéma du modèle masse ressort en course à pied* 36
Figure I.2-7. *Tracés de la force verticale mesurée et modélisée en fonction du temps* 37
Figure I.2-8. *Exemple de chaussures minimaliste et traditionnelle* 40
Figure I.2-9. *Photographie d'une technique de mesure du drop* 41
Figure I.3-1. *Illustrations de l'escalade de difficulté, du bloc et de vitesse* 43
Figure I.3-2. *Illustrations des muscles extrinsèques fléchisseurs et extenseurs des doigts et schéma détaillé des poulies digitales* 48
Figure I.3-3. *Illustrations d'appareils de mesure de la force maximale de flexion* 50
Figure I.3-4. *Photographie illustrant une variété de prises d'escalade* 52
Figure I.3-5. *Photographie des techniques de préhension utilisées en escalade* 52
Figure I.3-6. F*orces maximales selon la profondeur de la prise et selon les différents types de préhension* 54
Figure I.3-7. *Illustrations d'outils d'entraînement en escalade* 54
Figure I.3-8. *Evolution de la force de préhension selon le nombre de répétitions* 57
Figure I.3-9. *Evolution de la force de préhension selon le nombre de répétitions et selon le profil du grimpeur* 60
Figure I.3-10. *Illustration de l'anatomie musculaire de l'articulation de l'épaule* 64
Figure I.3-11. *Graphiques de différentes relations force-vitesse-puissance* 66
Figure I.3-12. *Illustrations de différentes méthodes de mesure de la puissance* 67
Figure II.1-1. *Linear relationships between the reference and the proposed methods obtained during running for the calculation of (A) W_{ext}, (B) W_{pot} and (C) W_{kinf}* 82
Figure II.2-1. *Evolution de la force maximale en fonction de la taille de la prise et de la préhension, et équation associée* 88
Figure II.2-2. *Représentation du protocole expérimental et exemples d'enregistrement de la force brute exercée sur la poutre* 91
Figure II.2-3. *Corrélations entre les scores et le niveau d'expertise* 96
Figure II.2-4. *Représentation des profils physiologiques selon le niveau* 97
Figure II.2-5. *Projections des variables et des individus sur le plan factoriel, selon les deux axes déterminés par l'ACP* 98
Figure II.2-6. *Exemples de profils physiologiques obtenus.* 101

Figure II.3-1. *Temporal evolution of the vertical force and power (B) for the jumps* 111
Figure II.3-2. *Typical Force-Velocity linear regression from 3 climbers*.....113
Figure II.3-3. *Scree plot of eigenvalues after PCA and PCA biplot of pull-up forms* 114
Figure III.1-1. *Photographie des chaussures avec différents drops fabriquées à CTC*.....128
Figure III.1-2. *Placement des 21 marqueurs réfléchissants utilisés pour définir le modèle cinématique*.....128
Figure III.1-3. *Forces verticale et force antéro-postérieure pendant le temps de contact.*132
Figure III.2-1. *Experimental setup photo and raw data.* 141
Figure III.2-2. *Example of force recorded during pull-ups by a representative participant on the gym-bar and 14mm hold*.....144
Figure III.2-3. *Summed mechanical work, maximal applied force during pull-ups and maximal power for each grip condition* 146
Figure III.2-4. *Regression models of the effect of hold depth on summed mechanical work, maximal power and maximal force applied*.....147
Figure III.3-1. *Illustration of one participant during the fatigue test performed on the SmartBoard*.....157
Figure III.3-2. *Force-time curve during the 24 repetitions of the fatigue test of one representative participant*.....157
Figure III.3-3. *Maximal finger strength, Stamina and Endurance levels*.....160
Figure III.3-4. *Post-training gain in MFS, Stamina and Endurance* 160
Figure III.4-1. *Flowchart showing the study phases and the training intervention.*.....171
Figure III.4-2. *Values, gain differences and effect sizes of the jump test variables*.....176
Figure IV.1-1. *Illustrations of one participant on the SmartBoard during the test and the training sessions*.....193
Figure IV.1-2. *Histogram of frequency distribution of the number of participants by flexor-to-extensor ratio classes*.....196

Liste des tableaux

Tableau A. *Tableau récapitulatif des emplois ou fonctions occupées* 14
Tableau I.3-1. *Echelles de cotation parallèlement à l'échelle IRCRA.* 45
Tableau I.3-2. *Effets de l'entraînement sur la force maximale des doigts.* 55
Tableau II.2-1. *Caractéristiques des participants* 90
Tableau II.2-2. *Scores de performance moyens en fonction du niveau d'expertise* 97
Tableau III.1-1. *Variables spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques entre les conditions D0, D5, D10 et D15.* 131
Table II.1-1. *External (W_{ext}), potential (W_{pot}) and forward kinetic (W_{kinf}) works measured and modeled for each velocity, mean bias between methods, and SEE.* 81
Table II.3-1. *Results of jump characteristics according to the jump form* 112
Table III.2-1. *Number of pull-ups, maximal power to body-mass ratio, maximal force applied to maximal voluntary force ratio, the slope of the finger flexor EMG mean power frequency, and the cocontraction index between finger flexors and extensors* 144
Table III.3-1. *Descriptive characteristics of the participants of each group* 159
Table III.4-1. *Descriptive characteristics of the participants of each group* 175
Table III.4-2. *Mean values, gain differences, and effect sizes of the force–velocity variables before and after each training type* 177
Table III.4-3. *Mean values, gain differences, and effect sizes of the endurance variables before and after each training type* 178
Table IV.1-1. *Maximum finger flexor and extensor strengths, flexor-to-extensor ratio and correlation of variables with climbing grade level* 196
Table IV.1-2. *Descriptive characteristics of the participants of each group* 197
Table IV.1-3. *Maximum finger flexor and extensor strength and flexor-to-extensor strength ratio before and after training, according to the groups* 197

Index

1RM	*One repetition maximum* ; Maximum d'une répétition
FMV	Force maximale volontaire
CMJ	*Countermovement jump* ; Saut avec contre-mouvement
DIP	Interphalangienne distale
EDC	*Extensor digitorum communis*
EMG	Electromyographie
IRCRA	*International Rock Climbing Research Association*
k_{leg}	Raideur de jambe
F0	Force maximale théorique produite à vitesse nulle
FDP	*Flexor digitorum profundus*
FDS	*Flexor digitorum superficialis*
MCP	Métacarpo-phalangienne
PIP	Interphalangienne proximale
Profil F-V	Profil Force-Vitesse
SSC	*Stretch-shortening cycle* ; Cycle étirement-détente
V0	Vitesse maximale théorique produite à force nulle
VO_2	Consommation d'oxygène
W_{cin}	Travail cinétique
W_{ext}	Travail mécanique externe
W_{int}	Travail mécanique interne
W_{pot}	Travail potentiel
W_{tot}	Travail mécanique total

PARTIE I. Retour réflexif VAE

Cette première partie, spécifique à la Validation des Acquis de l'Expérience (VAE), fournit un retour réflexif sur la progression de mon parcours professionnel et personnel en tant que chercheure. Au travers de l'évolution de mon parcours, de l'analyse des activités, de l'identification des aptitudes et des compétences, les principaux axes de ma recherche se dégageront, afin de cerner la cohérence, la complexité et l'originalité de l'objet de la recherche.

Ma formation initiale est une licence de biologie-physiologie suivie d'un master STAPS *Ingénierie et Ergonomie du Mouvement Humain* (IEMH). Mes compétences initiales correspondent donc à la compréhension, la mesure, l'analyse et la modélisation du mouvement humain. J'ai ainsi acquis des connaissances fondamentales sur la physiologie, l'anatomie du corps humain, son fonctionnement neuro-musculaire et sa biomécanique. En particulier, ma formation s'est focalisée sur les adaptations du corps humain à l'activité physique, à la pathologie et au travail. Cette formation me permet ainsi d'analyser le mouvement humain dans son ensemble et à différentes échelles, du niveau cellulaire jusqu'au fonctionnement du corps entier. Pour cela, j'ai appris à utiliser des outils de mesure spécifiques à l'analyse du mouvement humain, aussi bien au niveau physiologique (mesure de consommation d'oxygène par exemple), qu'en cinétique et cinématique (plateformes de force associées à des caméras infrarouge par exemple) pour analyser et modéliser le mouvement en situation. Ce parcours m'a également permis de me former à des logiciels de programmation pour intégrer et traiter les données générées par les différents outils de mesure utilisés. Ces compétences me permettent de concevoir et de proposer des solutions innovantes afin d'optimiser l'interface homme-machine en particulier le matériel sportif et la performance sportive.

De plus, la mise en place de projets par groupes tout au long de ma formation m'a permis d'acquérir des compétences transverses comme travailler en équipe et manager des projets.

Expériences professionnelles

L'ensemble de mes expériences professionnelles est résumé dans le Tableau A ci-dessous. Chacune d'elles est ensuite détaillée.

Tableau A. *Tableau récapitulatif des emplois ou fonctions occupées, dans quelle structure et à quelle période, ainsi que les activités exercées et les études présentées par la suite. Les lignes en bleu concernent l'activité en lien avec l'escalade, les lignes en orange concernent l'activité liée à la course à pied.*

Emploi ou fonction occupée – Nom de la structure – Période	Missions exercées	Etudes présentées dans le sujet de recherche
Stagiaire M2 ISM 2015 (6 mois)	Développement d'un outil d'entraînement connecté pour l'escalade : conception d'un banc de mesure, programmation d'acquisition de signaux en temps réel, mise en place d'une expérimentation, traitements et interprétation des résultats	Etude 2 : Méthodes d'évaluation des facteurs de performance en escalade Etude 5 : Influence de la profondeur de prise sur les capacités de traction chez les grimpeurs
Doctorante CIFRE CTC/LIBM 2016-2019 (3 ans)	Analyse de l'efficacité biomécanique de la course à pied en fonction de différents types de chaussure et en condition de terrain : réalisation de plusieurs expériences, permettant la création d'algorithme, de modélisation et de programme de traitement et d'analyse de données suite à l'acquisition de mesures associées au mouvement humain	Etude 1 : Nouvelle méthode de calcul du travail mécanique de la course à pied en condition écologique Etude 4 : Influence du drop sur la mécanique de course à pied
Ingénieure d'études ISM 2021-2024 (~3 ans)	Participation à un projet INSEP puis à un projet ANR (sur le Programme Prioritaire de Recherche « Sport de Très Haute Performance », projet « PerfAnalytics ») Deux projets principaux menés : 1) évaluer et améliorer la performance des doigts tout en prévenant des blessures chez les grimpeurs (donnant lieu à deux études) 2) évaluer, comprendre et améliorer les capacités physiologiques des bras des grimpeurs (donnant lieu à deux études)	Etude 3 : Evaluation des capacités de production de puissance des bras en escalade Etude 6 : Effets de l'entraînement des doigts sur la performance en escalade Etude 7 : Effets de l'entraînement des bras sur la performance en escalade Etude 8 : Le ratio flexion/extension des doigts chez les grimpeurs : Proposition d'évaluation et de rééquilibre

1. 2015 - Stage de fin d'études à la SATT Sud-Est :

La formation de Master IEMH m'a permis de réaliser un stage de fin d'études, sous la direction du Dr Laurent Vigouroux au sein de l'Institut des Sciences du Mouvement (ISM) et financé par la SATT Sud-Est. Au cours de ce stage, j'ai mis en œuvre mes compétences au travers du développement d'un outil de mesure pour l'entraînement en escalade. Le projet a consisté à concevoir le prototype de ce système de mesure au niveau mécanique (hard, design et conception de la structure), connectique (construire une chaîne de mesure et d'acquisition des données) et programmatique (développer un logiciel permettant de traiter le signal de force puis de calculer et quantifier différentes performances via des scores utiles pour l'escalade). A la suite de ce développement, j'ai mené une campagne de tests sur une cinquantaine de grimpeurs afin de valider le fonctionnement de cet outil et la validité scientifique des données des scores obtenus. J'ai également établi une première base de données pouvant servir de références de performance aux grimpeurs. Le stage a donc permis de poser les fondements d'un outil qui est maintenant commercialisé (www.smartboard-climbing.com). Lors de ce stage, j'ai pu mettre en application les connaissances théoriques apprises tout au long de mes études. Cette première expérience m'a permis de me familiariser avec les étapes habituelles de la recherche scientifique comme la recherche bibliographique, l'organisation pour réaliser des expérimentations sur l'humain, l'enregistrement, l'acquisition et le traitement de données de force, l'analyse statistique, ainsi que les processus de conception, validation et valorisation d'un projet, d'un outil ou de compétences.

Une publication scientifique dans laquelle j'apparais comme deuxième auteure vient ponctuer ce travail de stage (Vigouroux et al., 2018).

2. 2016/2019 – Contrat doctoral CIFRE à CTC et l'Université Jean Monnet :

A la suite de mon stage de fin d'études, j'ai été recrutée sur un contrat doctoral CIFRE de 3 ans alliant l'entreprise CTC (Centre Technique du Cuir et de la Chaussure) à Lyon et l'Université Jean Monnet à Saint-Etienne. J'ai été sous la direction du Pr Alain Belli, et co-encadrée par le Dr Jérémy Rossi dans le Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité (LIBM) et dans l'école doctorale 488 SIS. L'objectif initial de ce contrat était d'analyser l'efficacité biomécanique de la course à pied en condition de terrain à l'aide de chaussettes instrumentées. J'ai mené ces travaux pendant près de la moitié du contrat. Malheureusement, la technologie et la miniaturisation des capteurs n'étaient pas assez développées à cette époque pour finaliser à temps un prototype de chaussette instrumentée comme initialement envisagé par le CTC. Les objectifs de la thèse ont alors été en partie réorientés : sur la dernière moitié du contrat, mes travaux ont porté sur l'analyse de l'efficacité biomécanique de la course à pied en condition de terrain et en fonction de différents types de chaussure. Il était notamment question d'observer l'influence du drop de la chaussure (différence de hauteur entre l'épaisseur de la semelle avant et celle de la semelle arrière).

Pour cela, une première partie permettait d'approfondir le lien entre l'énergétique et

la mécanique de course en étudiant l'influence des facteurs mécaniques de locomotion sur le coût énergétique de transport. L'hypothèse était que le travail mécanique réalisé au cours du pas détermine le coût énergétique de la course et la relation entre le travail mécanique et la dépense énergétique était analysée par la modification de la fréquence de pas pour une vitesse de course à pied donnée.

Une deuxième partie consistait à développer et valider un modèle biomécanique intégratif afin d'améliorer significativement la qualité et la précision du monitoring biomécanique de la course à pied en condition écologique. Ce modèle mesurerait sur le terrain le travail mécanique et déterminerait les facteurs biomécaniques de « l'efficacité » de la course à pied, sur un large spectre de vitesse, à l'aide des paramètres les plus simples possibles tels que les temps de vol et de contact, la masse et la vitesse du coureur.

Cette amélioration du monitoring biomécanique permettrait enfin en troisième partie d'analyser en condition de terrain les modifications de performance biomécanique induites par différents types de chaussure actuellement présents sur le marché et/ou en développement. L'effet de la hauteur du drop de la chaussure devait être étudié sur le pattern de course et le travail mécanique, ainsi que l'influence de la construction d'un drop de même hauteur (drop 10 mm) sur la mécanique de course.

Seule la seconde partie du projet de thèse a fait l'objet d'une publication dont je suis la première auteure (Devise et al., 2019), ainsi que d'une présentation au congrès international de l'ECSS Dublin 2018. Cependant, la première partie et la troisième partie de ce nouvel objectif de thèse n'ont pas pu donner suite à des publications. Les passations expérimentales ont bien eu lieu mais ces objectifs n'ont pas abouti car malheureusement, à la fin du contrat CIFRE, le CTC n'a pas souhaité poursuivre ce projet en finançant un prolongement de mon salaire. Le projet a donc été abandonné et je n'ai pas pu terminer l'analyse des résultats pour rédiger les articles. En conséquence, malgré un dossier doctoral remplissant les critères d'exigibilité pour la soutenance (heures de formation, publications, congrès internationaux etc.), j'ai dû renoncer à la soutenance de ma thèse.

Ainsi, ces trois années de travaux m'ont permis d'acquérir de l'expérience, notamment en recherches bibliographiques, capacité d'analyse (schéma de réflexion, pose de problématique, logique d'interprétation des résultats), acquisition et traitement de données (force, cinématique, pression, électromyographie, accélérométrie, mesures de VO_2) en laboratoire aussi bien que sur le terrain, passations expérimentales (3 études mises en place dont 2 à l'IRMIS à Saint Etienne et une à CTC), communication et diffusion des résultats (rédaction d'articles, présentation de poster, présentation orale aux congrès internationaux et vulgarisation scientifique) pour faire valoir mon travail dans le domaine d'activité de mon entreprise et au niveau scientifique, analyses statistiques, conception de prototype à l'aide d'un cahier des charges (sur la première moitié du contrat sur la chaussette instrumentée) ainsi qu'encadrement de stagiaires de Master 2.

Au fur et à mesure de ce contrat, j'ai aussi pu développer des compétences transversales telles que de la rigueur, une certaine méthodologie, de l'adaptation (notamment du fait de la réorientation ainsi que de jongler entre les besoins académiques et industriels).

Etant dans le cadre d'un contrat doctoral, ce travail a été accompagné d'une série de

formations doctorales en statistiques et en anglais ainsi que la participation aux journées de l'école doctorale avec la présentation d'un poster. J'ai également dispensé des cours de TD en biomécanique pendant les 3 ans de contrat, équivalent à 80h d'enseignement équivalent TD.

3. 2021/2024 – Contrats d'ingénieure d'études à l'ISM :

Depuis 2021, j'ai obtenu une série de contrats en tant qu'ingénieure d'études au sein d'Aix-Marseille Université et de l'ISM. Dans le cadre d'un projet INSEP dans un premier temps puis dans celui d'une ANR (sur le Programme Prioritaire de Recherche « Sport de Très Haute Performance », projet « PerfAnalytics ») impliquant la collaboration de plusieurs organismes académiques (INRIA, UGA, GIPSA) et sportifs (Fédération Française de la Montagne et de l'Escalade FFME).

Ces contrats se sont inscrits dans une ligne directrice articulée autour de l'évaluation, la performance et la prévention des blessures en escalade. Il était notamment question de proposer des méthodes d'évaluation et de quantification permettant de fournir des indications sur les capacités physiologiques des membres supérieurs des grimpeurs (bras, main, doigts). Il s'agissait ensuite de comparer les effets de différents entraînements sur ces capacités.

Pour cela, deux principaux projets ont été mis en place. Le premier projet a consisté à se concentrer sur les doigts des grimpeurs avec pour objectif d'évaluer et d'améliorer la performance des doigts tout en prévenant les blessures. Une première étude réalisée sur un outil d'entraînement d'escalade instrumentée a été de comparer et quantifier les effets de différentes intensités d'entraînements sur les capacités physiologiques des avant-bras (la force maximale, la résistance à la fatigue et l'endurance en particulier) chez les grimpeurs. Cette étude avait déjà été constituée avant mon arrivée, j'ai alors repris le travail qui avait été engagé. Mon travail sur ce projet a consisté, entre autres, à recruter des volontaires, mettre en place les passations expérimentales pour une cinquantaine de personnes, traiter et synthétiser les résultats avec pour finalité la publication d'un article scientifique dont je suis l'auteure principale (Devise et al., 2022). Il est important de noter que les nombreuses passations ont été réalisées pendant la période Covid, compliquant la tâche d'organisation.

Une seconde étude avait pour but de s'axer sur la prévention des blessures chez les grimpeurs en évaluant et en entrainant les muscles extenseurs des doigts afin i) de fournir des données de référence sur le ratio fléchisseurs/extenseurs des doigts et ii) d'observer les effets de l'entraînement sur le rééquilibre de ce ratio chez les grimpeurs. Cette étude a donné suite à la publication d'un article scientifique dont je suis première auteure (Devise et al., 2023a), mais aussi à la publication d'un article dans un journal de kinésithérapie dont je suis troisième auteure (cf. Annexe A), permettant un transfert de nos connaissances et une application possible dans le milieu paramédical.

Le second projet a ensuite consisté à se focaliser sur les capacités physiologiques des bras des grimpeurs. Une troisième étude a donc été mise en place afin de fournir une

évaluation de ces capacités lors d'un mouvement de traction sur la production de puissance musculaire, notamment les capacités concentriques des bras, de coordination, de stockage et restitution d'énergie et de résistance à la fatigue. Cette évaluation permettait également d'identifier les paramètres étant corrélés à la performance et au niveau d'escalade.

Enfin, une quatrième et dernière étude a porté sur la comparaison de différents entraînements de traction sur une poutre d'escalade sur les performances physiologiques des bras chez les grimpeurs. Ces entraînements étaient basés sur différents régimes de contraction musculaire afin de déterminer les effets de chacun sur ces capacités.

J'ai participé à l'ensemble de ce projet, c'est-à-dire à la phase d'élaboration de l'étude, de problématique et d'hypothèses, puis au montage du dossier pour obtenir l'accord d'un comité d'éthique. J'ai également ajusté la méthodologie et le protocole en conséquence (en fonction des pré-expériences sur une dizaine de participants), effectué les passations sur une trentaine de participants, traité et synthétisé les résultats, et enfin publié deux articles dont un en première auteure (Devise et al., 2023b) et un en co-auteure (Vigouroux & Devise, 2024). Pour finir, une partie de ces travaux a été présentée au congrès international de l'ECSS Paris 2023.

Pour résumer mes compétences, ces contrats ont renforcé et approfondi mon expérience dans la recherche scientifique, en particulier de recherches bibliographiques, de rédaction d'articles, de synthèses de recherche, de communication, de traitement de données et analyses statistiques, de recherches longitudinales, de montage de dossier pour un comité d'éthique (CERSTAPS), d'encadrement de stagiaires et de conduite de projet.

Bilan

Ainsi, depuis mon diplôme de master en 2015, j'ai effectué 3 ans de doctorat CIFRE de 2016 à 2019 et 3 ans de contrat d'ingénieure d'études de 2021 à 2024, dans lesquels j'ai accumulé une expérience de recherche (en thèse puis en contrat de recherche). Cette expérience de chercheur s'articule autour de l'analyse et de la compréhension du mouvement humain, en particulier des actions de locomotion à l'aide d'outils de mesure et d'instrumentation, que ce soit lors d'une locomotion horizontale pendant la course à pied sur le membre inférieur ou lors d'une locomotion verticale pendant l'escalade lorsque les bras et les mains sont locomoteurs.

Ainsi tout au long de mon parcours, j'ai réalisé des tâches et acquis des compétences qui sont associées au métier de l'ingénieur et du chercheur telles que :

- la recherche bibliographique ainsi que les réflexions sur les problématiques et la méthodologie
- la mise en place de protocoles expérimentaux avec des outils d'analyse du mouvement humain (plateformes de force, cinématique, accéléromètres, électromyographie, VO_2, etc.), avec le recueil et le traitement des résultats, et les statistiques qui s'ensuivent

- la rédaction et la publication d'articles scientifiques et de rapports vulgarisés
- la conception d'algorithme et de programme de traitement du signal pour par exemple la simplification de méthode pour le calcul de variables spécifiques à l'activité (le travail mécanique en course à pied pendant la thèse CIFRE et le calcul des scores SmartBoard® lors du stage), ainsi que de la modélisation biomécanique
- la participation au montage et à la conception d'un design expérimental instrumenté et "embarqué" (SmartBoard® en stage, chaussettes instrumentées au départ de la thèse CIFRE)
- l'application du design sur le terrain grâce par exemple aux différents entraînements et évaluations sur SmartBoard® (avant-bras, bras, extenseurs)

Cependant, au-delà de ces tâches ou missions ponctuelles, le travail à long terme sur les mêmes sujets et problématiques m'a amené à avoir une démarche de réflexion et de conduite de recherche scientifique. En effet, au-delà des missions ponctuelles, j'ai été amené à articuler des enchainements d'expérimentations et études au service de l'élaboration de connaissances complexes sur le mouvement humain. En particulier, si l'on doit résumer mon profil de chercheure, le fil conducteur qui dirige mes travaux serait la compréhension de la locomotion de l'homme que ce soit lors de la course à pied ou de l'escalade, et l'application/l'étude de cette compréhension en condition écologique. Mon objectif est donc de comprendre les déterminants (e.g. vitesse ou fréquence de course ou capacités physiologiques en escalade) qui établissent la performance de locomotion. Cette approche s'est faite au travers d'analyses de laboratoire, puis de terrain dans des études aussi bien ponctuelles que longitudinales.

Ainsi, l'objectif appliqué est d'élaborer des connaissances qui permettent de mesurer écologiquement la locomotion (simplification de calcul, outil connecté) d'une part, et d'optimiser la performance dans les sports de locomotion (amélioration du matériel, de la technique, des entraînements, etc.) et avec une meilleure prévention des blessures d'autre part.

PARTIE II. Sujet de recherche

Evaluation et optimisation de la performance sportive en condition écologique :

Application en course à pied et à l'escalade

Chapitre I. Introduction

I.1. Préambule

Sur les deux photos ci-dessous, nous distinguons une sportive pratiquant deux disciplines qui paraissent, à première vue, très différentes : la course à pied à gauche et l'escalade à droite.

La course à pied, également appelée running, consiste à parcourir une certaine distance plus ou moins longue, à allure régulière, en utilisant la foulée, c'est-à-dire une succession de pas rapides et réguliers et caractérisée par une phase de vol durant laquelle les deux pieds ne sont plus en contact avec le sol.

L'escalade repose sur la progression en milieu vertical sur des structures naturelles ou artificielles en utilisant principalement la force physique des mains et des pieds, et l'agilité du corps, mais sans aide matérielle.





Bien qu'elles apparaissent très différentes, on peut néanmoins lister un certain nombre de points communs entre ces deux disciplines :

- Tout d'abord, les actions de courir et grimper font partie du socle de base du développement du mouvement, tout comme marcher, sauter, lancer…
- On peut considérer que ce sont deux sports, plus précisément deux sports de locomotion, dans la mesure où cette dernière est définie comme le déplacement dans un environnement. La locomotion, en tant que composante fondamentale de ces activités, englobe le mouvement et la progression d'un point à un autre.
- En tant que sports se pratiquant à haut-niveau mais aussi populaires auprès d'un nombre important d'adhérents, il semble pertinent de s'intéresser à leurs exigences spécifiques. Il y a donc un besoin d'optimisation de la performance, tout en

prévenant des risques de blessures.
- Ces deux activités contribuent à améliorer la condition physique générale.
- Tant la course à pied que l'escalade peuvent contribuer à développer l'endurance musculaire. Dans l'une comme dans l'autre, ces activités ont besoin d'une certaine capacité à maintenir un rythme ou un effort pendant une période prolongée.
- Elles exigent une coordination précise entre les mouvements des membres supérieurs et des membres inférieurs.
- Dans la mesure où ces sports de locomotion demandent de déplacer son corps, l'impact de sa masse corporelle et de sa force relative à sa masse corporelle est à prendre en compte. Comme les forces gravitationnelles sont proportionnelles à la masse de l'athlète (selon les lois de la mécanique du mouvement de Newton), une plus grande force est nécessaire pour déplacer une masse corporelle plus importante.

Malgré ces similitudes, il existe évidemment des nuances dans la manière dont la locomotion est réalisée :

- Dans le premier cas, il s'agit d'une locomotion bipédique où le corps est porté par les membres inférieurs, se déplaçant de manière horizontale et cyclique (comprenant des mouvements répétitifs). Dans le second cas, le déplacement est quadrupédique, impliquant les membres inférieurs et supérieurs pour progresser sur un support plus ou moins vertical, et de manière acyclique, chaque ascension étant différente.
- Ceci entraîne différentes technicités, où il faut optimiser un geste cyclique en course à pied alors qu'il faut développer un panel de mouvements en escalade.
- La course à pied développe l'endurance aérobie sollicitant le système cardiorespiratoire, tandis que l'escalade sollicite la force, la souplesse et l'endurance musculaire anaérobie locale.

Au-delà d'établir des similitudes ou des différences entre ces deux activités, l'étude de ces sports permet de mettre en lumière la capacité du corps à s'adapter à des conditions diverses et une plasticité fonctionnelle, c'est-à-dire sa capacité à répondre et à s'ajuster aux exigences spécifiques de différentes activités. Par exemple, l'appareil locomoteur de la course à pied sollicite différemment les muscles selon le terrain, les chaussures utilisées, la technique ou encore le niveau de fatigue (Avogadro et al., 2003; Chumanov et al., 2012; Nigg et al., 2003; Vernillo et al., 2017). De même dans l'escalade, les compétences techniques requises pour l'escalade, telles que la coordination des mouvements, démontrent la capacité du corps à s'adapter à des mouvements non cycliques et variés (Seifert et al., 2013). Ainsi dans chacune de ces disciplines, l'enjeu est de comprendre les déterminants de performance spécifiques à chaque activité. Cela permet alors de fournir une analyse approfondie ainsi qu'une aide sur la prédiction et l'optimisation de la performance des athlètes dans ces disciplines. Plus généralement, cette compréhension nous informe sur nos capacités à se mouvoir dans différents milieux.

Cependant, la majorité des études poursuivant ces objectifs sont menées en laboratoire. Bien que les outils utilisés soient d'une grande précision, ils sont souvent coûteux,

encombrants, et difficilement transportables. Ils nécessitent également une expertise technique de recherche qui n'est pas universellement répandue. De plus, les conditions de laboratoire ne reflètent pas toujours la réalité du terrain. Ainsi, dans le but de fournir des informations pertinentes dans l'évaluation de la performance d'un athlète en condition écologique, il y a un intérêt à développer des méthodes permettant de mesurer la performance d'un athlète aussi précisément qu'en laboratoire à l'aide de dispositifs simplifiés et adaptés au terrain.

Depuis que je travaille dans le domaine de la biomécanique et la physiologie, le fil conducteur de mon travail a justement été de développer et mettre à la disposition des sportifs ce type de dispositif. Ce document rassemble l'ensemble de mon travail qui s'est intéressé aux deux types de locomotion présentés : la course à pied et l'escalade. L'introduction qui suit va présenter en détail ces deux sports et décrire les enjeux qui mènent à la problématique et à l'objectif de thèse.

Plus globalement, mon travail de thèse est présenté comme une preuve de concept de l'approche de quantification *in situ* qui est une manière d'élaborer des connaissances et des conclusions plus globales, différentes et complémentaires des études de laboratoire. Cette approche est également un moyen d'amener l'approche scientifique à disposition des pratiquants et des acteurs du sport. Ainsi, mon travail dans ces deux disciplines pourrait servir de base de réflexion et de méthodologie pour une démarche similaire future à réaliser dans d'autres sports.

I.2. Analyse biomécanique et physiologique en course à pied

La course à pied connaît une popularité croissante, comptant plus de 13 millions de personnes en France, selon le rapport d'Union Sport Cycle en 2021. Elle est souvent louée pour ses bienfaits sur la santé (aussi bien physique que mentale) et son accessibilité. Avec le nombre de pratiquants augmente l'intérêt scientifique porté à son égard, notamment sur la manière de progresser, tant sur les plans biomécaniques et physiologiques que sur le plan du matériel.

Pour répondre à ces questionnements, la littérature s'est intéressée à l'identification des facteurs de performance en course à pied, au développement de méthodes pour les évaluer, et aux variables influençant ces déterminants. Parmi ces méthodes, on trouve l'analyse cinématique, qui permet d'étudier les mouvements du corps pendant la course, la mesure cinétique, qui permet de quantifier les forces exercées sur le corps pendant l'effort, et la mesure de la charge énergétique, qui évalue la dépense énergétique associée à la course. Une brève synthèse de la caractérisation de la course à pied et de ses méthodes de mesure est présentée, avant de se focaliser sur un facteur de performance en particulier : le travail mécanique. Enfin, l'évolution des technologies des chaussures nous incite à en étudier leur influence sur la course à pied.

I.2.1. Caractérisation de la course à pied

Au niveau cinématique, la course à allure régulière peut être représentée par un enchaînement de cycles de jambes, eux-mêmes constituées de foulées. Le cycle de jambes est défini par l'intervalle de temps et d'espace entre le moment où un pied touche le sol et le moment où ce même pied retouche le sol. Il est décomposé en deux foulées symétriques droite et gauche correspondant au passage de l'appui d'un pied sur l'autre. Ainsi, la foulée se définie par la mesure sur le sol de la distance entre deux appuis successifs. Elle peut varier en longueur et en fréquence selon la vitesse de course et les caractéristiques morphologiques du coureur. La vitesse de course est déterminée par les paramètres spatiaux et temporels et est obtenue par le produit de la fréquence de foulées et de leur longueur. Ces paramètres spatio-temporels sont interdépendants (Lohman et al., 2011). La foulée peut elle-même être décomposée en deux phases : le temps de contact correspondant au temps d'appui sur un pied et le temps de l'envol entre deux appuis (Figure I.2-1). Le temps de contact est lui aussi décomposé en deux phases supplémentaires : la phase de freinage et la phase de propulsion. Les temps peuvent s'exprimer en secondes ou en pourcentage de temps de cycle.

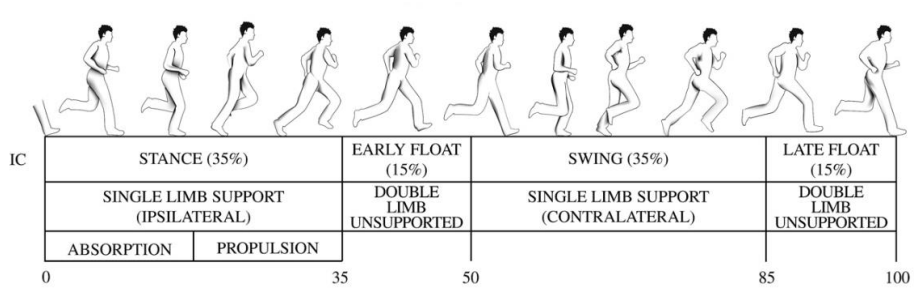


Figure I.2-1. *Décomposition d'un cycle de course. IC = contact initial. Tiré de Lohmann et al. (2011).*

La Figure I.2-2 représente les variations des temps de contact et de vol selon la vitesse de course. Cette description évènementielle et spatio-temporelle est une première approche pour analyser la course à pied. Elle permet de comprendre l'évolution des appuis en fonction de la vitesse de course par exemple.

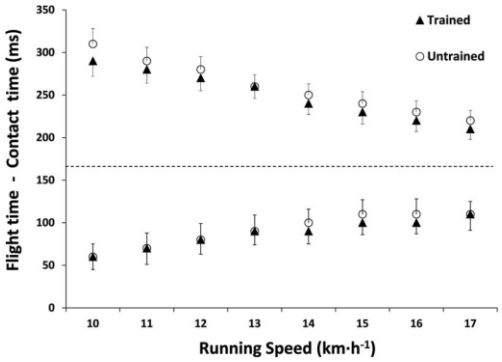


Figure I.2-2. *Valeurs moyennes des temps de contact et de vol en fonction de la vitesse de déplacement chez des participants entraînés ou non-entraînés. Tiré de Gómez-Molina et al. (2017).*

Elle peut être complétée par une description du mouvement de chaque segment corporel au cours des cycles, souvent décrits sur la base de l'évolution des angles articulaires (Novacheck, 1998). Par exemple, la pose du pied dans l'axe antéro-postérieur au moment du contact initial avec le sol, l'angle pied/sol, se différencie en trois types d'attaque : l'attaque talon (*rearfoot*), l'attaque médio-pied (*midfoot*) et l'attaque avant-pied (*forefoot*) (Altman & Davis, 2012). Cet angle est différent selon les participants et la vitesse de course (Anderson, 1996).

Pour cela, les outils de mesure cinématique le plus souvent utilisés sont les systèmes optoélectroniques, tels que Vicon (Grande-Bretagne) ou Qualysis (Suède). Ils nécessitent un certain nombre de caméras fixes, synchronisées entre elles et couvrant une surface

restreinte. Ces systèmes sont les plus précis et sont considérés comme des mesures de référence dans la littérature. Pour une analyse en dehors du laboratoire, il est possible de positionner des centrales inertielles sur les segments d'un participant (Xsens, Pays-Bas). Les accélérations, vitesses et angles articulaires peuvent être déterminés, mais avec une précision plus relative, notamment due au bruit de mesure (Edriss et al., 2024). Néanmoins, l'analyse cinématique n'offre qu'une analyse descriptive du mouvement sans en connaître les réelles charges biomécaniques, c'est pourquoi cette analyse est souvent couplée à une analyse dynamique des efforts externes.

Dans cette approche dynamique, l'analyse se concentre principalement sur les forces de réaction du sol selon les trois directions de l'espace (Figure I.2-3) : les forces verticales, les forces antéro-postérieures, et les forces médio-latérales (Nilsson & Thorstensson, 1989). De manière générale, la force verticale présente deux pics. Le premier pic est appelé pic passif ou pic d'impact et correspond à l'impact du talon au sol, bien que la présence de ce pic ne soit pas toujours associée à une attaque talon (Breine et al., 2017). Il peut atteindre 1,5 à 2 fois le poids du corps. Ce premier pic peut s'atténuer avec une attaque avant-pied ou medio-pied (Altman & Davis, 2012). Le second pic, appelé pic actif, correspond à la force maximale produite pendant la phase de contact, et peut atteindre 2 à 3 fois le poids du corps selon la vitesse.

Il est également possible de calculer le taux de charge vertical (*loading rate)* de la force entre le moment où le pied du participant touche le sol et le pic d'impact (Duquette & Andrews, 2010). Cette valeur est exprimée en poids de corps (PC) par seconde ($PC \cdot s^{-1}$) et correspond à la pente de montée en force. En général le taux de charge vertical est déterminé entre 20 et 80 % de la force atteinte (Milner et al., 2006), et est un indicateur pour mesurer la sévérité de l'impact au sol (Giandolini et al., 2013).

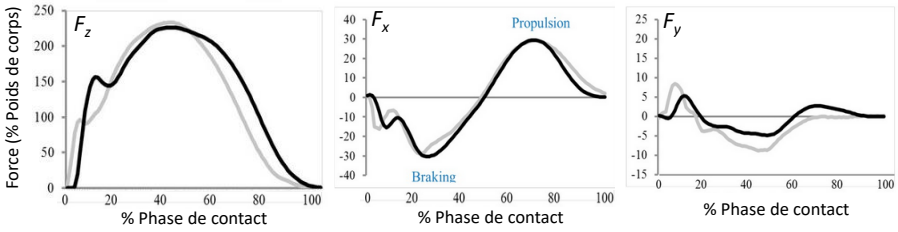


Figure I.2-3. *Forces de réaction au sol verticales (F_z), antéro-postérieures (F_x) et médio-latérales (F_y) pendant la phase de contact en course à pied chaussé (en gris) ou en course pieds-nus (en noir). Tiré de Malekabadi et al. (2020).*

La force antéro-postérieure appliquée au sol permet d'identifier les deux phases de freinage et de propulsion (Dugan & Bhat, 2005). La phase de freinage se caractérise par une force antéro-postérieure négative qui correspond au freinage du corps lors du contact, entrainant une diminution de la vitesse horizontale du centre de masse, et ce tant que le corps est en arrière du pied (Cavagna, 1975). Lorsque cette force devient positive,

la phase de propulsion produite par le participant entraîne une accélération de la vitesse horizontale. Les pics de freinage et de propulsion atteignent environ 0,5 fois le poids du corps pour une vitesse de 3,3 $m \cdot s^{-1}$ (Chang & Kram, 1999).

La force médio-latérale est peu étudiée dans l'analyse dynamique de la course à pied sur du plat car les valeurs sont bien plus faibles que les autres axes (n'excédant pas 0,1 fois le poids de corps) et sont considérées comme négligeables pour le calcul de l'énergie mécanique produite lors de la course (Munro et al., 1987).

Ainsi l'analyse dynamique permet d'avoir une approche quantifiée des charges subit par le pied et le corps humain lors de la course. Les méthodes de référence pour des mesures cinétiques se font à l'aide d'appareil dynamométrique tel que les plateformes de force (comme AMTI, Bertek, Kistler) ou les tapis roulants instrumentés (e.g. Adal3C). En condition écologique, l'accéléromètre est d'une grande praticité du fait de sa légèreté (<10g) et de son utilisation sans fil et permet théoriquement de quantifier ces phénomènes. Malheureusement pour ces derniers, en pratique, le bruit de mesure associé ne permet que des quantifications partielles (Norris et al., 2014).

Ces analyses « dynamiques des efforts externes » permettent ainsi de quantifier le chargement mécanique. Elles sont utilisées afin d'observer les variabilités intra- et inter-individuelles (Belli et al., 1995), ou encore pour identifier des effets de types de chaussures (Nigg et al., 2003; Sinclair et al., 2016), des types de terrains (Vernillo et al., 2017), des techniques de courses (Giandolini et al., 2013), etc. Si ces analyses sont précises, elles s'adressent le plus souvent à une foulée ponctuelle, en laboratoire, prise au milieu d'une course plus globale. Ainsi, pour avoir une vision de la globalité de la course, cette approche est souvent complétée par une approche énergétique.

D'un point de vue énergétique, la course à pied, comme tout effort physique, occasionne une dépense énergétique. La course à allure régulière représente un effort sous-maximal, c'est-à-dire un exercice où l'énergie du métabolisme anaérobie peut-être négligée par rapport à l'énergie fournie par le métabolisme aérobie. Dans ce cas, la mesure de la consommation d'oxygène (VO_2) est utilisée pour évaluer la dépense énergétique en course à pied et de ce fait, son coût énergétique. Ce dernier est défini comme une quantité d'énergie consommée par unité de distance parcourue, normalisée par rapport à la masse corporelle du participant, et est exprimée en mL $O_2 \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ (Di Prampero, 1986; Margaria, 1938). Le coût énergétique a été identifié comme étant un des trois facteurs contribuant à la performance aérobie, les deux autres étant la consommation maximale d'oxygène (VO_{2max}) et la fraction maximale d'utilisation de cette VO_{2max} qui peut être maintenue sur une distance donnée. Ainsi, une faible valeur du coût énergétique (une faible dépense énergétique), une $VO2_{max}$ importante et la capacité à utiliser une grande fraction de cette VO_{2max} conduisent à une meilleure performance (Di Prampero, 1986; Saunders et al., 2004).

La consommation d'oxygène peut se mesurer grâce à l'utilisation d'appareils analysant les échanges gazeux. La méthode de référence classiquement employée en condition de laboratoire fait usage de sacs Douglas dans lequel est récolté le gaz expiré par le participant lors de l'expérience, ainsi que d'un analyseur infrarouge pour mesurer les teneurs

en gaz. Pour des méthodes sur le terrain, les analyseurs d'échanges gazeux portable du type Cosmed K5 (Italie) peuvent être utilisés.

Pour un coureur, le coût énergétique prend tout son sens pour l'« efficacité » de la course à pied et pour appréhender une notion très proche, l'économie de course, qui est définie comme la capacité d'un individu à convertir l'énergie métabolique en vitesse de déplacement (Van Ingen Schenau & Cavanagh, 1990). Ainsi un coureur plus « efficient » pourra produire une vitesse de déplacement plus importante tout en minimisant la dépense d'énergie métabolique (i.e., VO_2 minimale). L'économie de course montre de fortes variations inter-individuelles (Lacour & Bourdin, 2015) et est influencée par un grand nombre de facteurs biomécaniques et physiologiques (pour revue : Saunders et al., 2004), tels que la technique de course (Dalleau et al., 1998), les caractéristiques de chaussage (Divert et al., 2008) et les conditions de fatigue (Avogadro et al., 2003).

Ainsi, le coût énergétique dépend à la fois de l'habileté du coureur, mais aussi du rendement. D'un côté, le rendement musculaire est défini par le rapport entre la quantité de travail mécanique produite par les muscles locomoteurs et l'énergie métabolique nette consommée dans le même temps ou pour la même distance. Il est essentiellement influencé par la nature de la contraction, le type de fibres, la vitesse de contraction musculaire et la restitution de l'énergie élastique lors du cycle étirement-détente (détaillé dans les parties suivantes). La quantification du rendement mécanique du muscle, abordé expérimentalement sur le muscle isolé, est d'environ 25 % (Hill, 1938). Pendant la course à pied et grâce au cycle étirement-détente, environ 30% de l'énergie peut être économisée et son rendement mécanique est ainsi relativement élevé (Lacour, 2011). De ce fait, des altérations de longueur de foulée (Dalleau et al., 1998) modifient le coût énergétique en partie à cause des modifications de rendement musculaire.

De l'autre côté, l'habileté du coureur se traduit par un travail mécanique efficace, c'est-à-dire par une minimisation du coût mécanique de la locomotion, soit du rapport entre la puissance mécanique totale (travail mécanique sur un temps donné) et la vitesse. En d'autres termes, la mécanique de course efficace conduit à réduire la dépense énergétique luttant contre les variations de vitesse lors des phases de freinage et d'accélération (énergie cinétique), les amplitudes de hauteur lors de l'oscillation verticale (énergie potentielle), et les résistances de friction.

Le travail mécanique étant un paramètre important du coût énergétique et donc un indicateur de la performance important, il montre un intérêt à être analysé et appréhendé pour la pratique et pour les pratiquants.

I.2.2. Travail mécanique total

Un lien significatif entre le travail mécanique et le coût métabolique a été démontré (Candau et al., 1998; Lazzer et al., 2014; Martin et al., 1993; Saibene & Minetti, 2003; Shorten et al., 1981; Sun & Hill, 1993; Tartaruga et al., 2013). Plus particulièrement, les travaux

de Bourdin et al. (1995) précisent que le travail externe exercerait une forte influence sur le coût énergétique, en montrant une relation significative entre les variations inter-individuelles du coût énergétique et celles du travail externe pour une vitesse de 5 ± 0.29 m·s^{-1} . Ils concluent que ce dernier expliquerait une part importante des variations inter- et intra-individuelles du coût énergétique (Figure I.2-4).

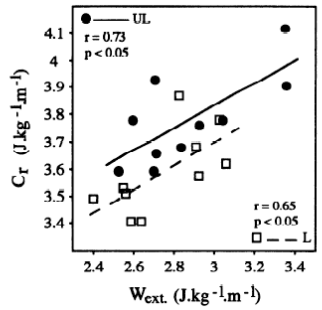


Figure I.2-4. *Coût énergétique de la course (C_r) en fonction du travail mécanique externe (W_{ext}), lors d'une course à poids de corps (UL, points noirs) ou avec un gilet lesté (L, carrés blancs). Tiré de Bourdin et al. (1995).*

Le travail mécanique total (W_{tot}), exprimé en Joules (J), est traditionnellement considéré comme la somme de deux entités à part entière : le travail mécanique externe et le travail mécanique interne (Saibene & Minetti, 2003). Ceci résulte d'une interprétation du théorème de mécanique de König selon laquelle l'énergie cinétique totale d'un système multi-segment est la somme de l'énergie cinétique du centre de masse du système et de celle du centre de masse de chacun de ses segments, calculée à partir de leur vitesse relative au centre de masse du système. La première composante est incorporée dans le travail externe et la seconde, dans le travail interne.

I.2.2.1. Travail mécanique externe

Le travail mécanique externe (W_{ext}) représente le travail positif accompli par les muscles pour mouvoir (accélérer et élever) son centre de masse dans son environnement. En course à pied, le travail externe se définit comme la somme des travaux potentiel (W_{pot}) et cinétique (W_{cin}). Le travail potentiel est obtenu grâce aux fluctuations d'énergie nécessaire pour élever le centre de masse par rapport à son environnement tandis que le travail cinétique rend compte de l'accélération du centre de masse dans l'environnement vers l'avant. W_{pot} et W_{cin} se calculent selon les équations suivantes :

$$W_{pot} = m.g.\Delta h \qquad (I.2\text{-}1)$$

$$W_{cin} = \frac{1}{2}.m.({v_{max}}^2 - {v_{min}}^2) \qquad (I.2\text{-}2)$$

Avec m la masse corporelle du participant en kg,
g la constante d'accélération due à la gravité en $m \cdot s^{-2}$,
Δh le déplacement vertical du centre de masse,
v_{max} et v_{min} les vitesses horizontales maximale et minimale du centre de masse en $m \cdot s^{-1}$, au cours d'une foulée.

Le déplacement vertical est obtenu par double intégration de l'accélération verticale dans le temps a_v selon la méthode utilisée par Cavagna (1975) et la loi fondamentale de la dynamique, à partir des mesures de force verticale F_v, de la constante d'accélération due à la gravité et de la masse du participant :

$$a_v = \frac{F_v}{m} - g \qquad (I.2\text{-}3)$$

La vitesse horizontale est obtenue par simple intégration de l'accélération horizontale dans le temps a_h, selon les mêmes principes que l'accélération verticale (Cavagna, 1975) et à partir des mesures de forces antéro-postérieures F_x :

$$a_h = \frac{F_x}{m} \qquad (I.2\text{-}4)$$

W_{pot} et W_{cin} sont en phase en course à pied, ainsi le travail total est au maximum dans la phase aérienne du pas, et au minimum au milieu du contact du pied, lorsque la trajectoire du centre de masse passe d'un déplacement vers le bas à un déplacement vers le haut (Figure I.2-5).

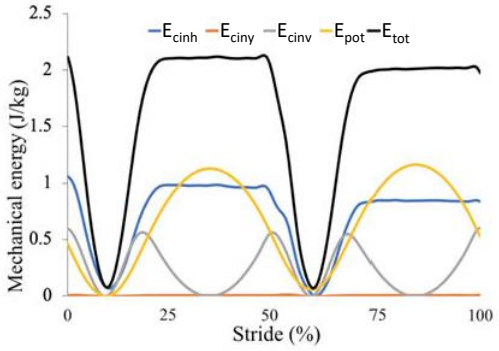


Figure I.2-5. *Evolution du travail mécanique (variation de l'énergie) du centre de masse lors d'un cycle en course à pied. Les courbes montrent l'énergie potentielle (E_{pot}, en jaune), l'énergie cinétique verticale (E_{cinv}, en gris), l'énergie cinétique de déplacement vers l'avant (E_{cinh}, en bleu), l'énergie cinétique de déplacement médio-latéral (E_{ciny}, en orange, négligeable) et l'énergie totale (E_{tot}, en noir). Tiré de Peyré-Tarturaga et al. (2021).*

I.2.2.2. Travail mécanique interne

Le travail interne (W_{int}) en course à pied n'est pas négligeable dans la détermination du travail mécanique total puisqu'il constitue chez l'homme 25 à 40 % du travail

mécanique total (Saibene & Minetti, 2003).

Il reflète le travail positif interne accompli par les muscles principalement pour déplacer (réaccélérer) les membres par rapport au centre de gravité. Il représente les variations d'énergie cinétique de translation et de rotation de chaque segment par rapport au centre de masse, comme cela se produit dans la locomotion humaine (la marche et la course en particulier), lorsque les membres sont déplacés de manière presque symétrique par rapport au centre de masse (Minetti, 1998; Minetti et al., 1993).

Il peut être calculé par des méthodes cinématiques et sur la base des paramètres anthropométriques de chaque segment du corps (Schepens et al., 2001). Historiquement, le concept de W_{int} a été introduit par Fenn (1930) pour les courses à grande vitesse et reformulé par Cavagna et Kaneko (1977). W_{int} est dépendant de la vitesse de déplacement (Cavagna & Kaneko, 1977), de la fréquence de foulée (Minetti et al., 1995; Minetti & Saibene, 1992), de la masse des segments et du *duty factor* (correspondant au temps de contact exprimé en % du temps de foulée ; Minetti, 1998).

W_{int} a longtemps été estimé d'après l'équation de Cavagna et al. (1991). Par la suite, les travaux de Minetti et Saibene (1992) ont mis au point une nouvelle équation, qui a été légèrement modifiée peu de temps après par Minetti (1998) :

$$\dot{W}_{int} = m \times S_f \times v^2 \times \left[1 + \left(\frac{d}{1-d}\right)^2\right] \times q \qquad \textit{(I.2-5)}$$

avec $\dot{W}_{int}$ la puissance interne estimée (en watt, W),
m la masse du participant (en kg),
S_f la fréquence de foulée (en Hz),
v la vitesse de déplacement (en $m \cdot s^{-1}$),
d le *duty factor*,
q prenant en compte les caractéristiques anthropométriques de longueur et de masse des participants :

$$q = \frac{\pi^2}{4} \times [(a^2 + rg^2)(m_L^* + b^2 m_U^*)] \qquad \textit{(I.2-6)}$$

où m_L^* et m_U^* sont les masses du membre inférieur et du membre supérieur respectivement exprimées en % de la masse m des participants,
a la distance centre de gravité du membre inférieur-articulation proximale (% de longueur du membre inférieur),
rg le rayon de giration moyen du membre (% de longueur du membre),
m_L et m_U les masses du membre inférieur et supérieur (en kg) respectivement,
b la longueur du membre supérieur (en % de la longueur du membre inférieur).

Exprimé en $J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$, W_{int} se calcule selon l'équation suivante :

$$W_{int} = S_f \times v^2 \times \left[1 + \left(\frac{d}{1-d}\right)^2\right] \times q \qquad \textit{(I.2-7)}$$

L'ensemble des données nécessaires à l'utilisation de ces équations (Équations I.2-5, I.2-6 et I.2-7) peut être obtenu à partir de tables anthropométriques rapportées dans la

littérature (Winter, 2009).

I.2.2.3. Méthodes de mesure du travail mécanique :

La plupart des études sur le travail mécanique produite lors de la locomotion utilise une des trois techniques suivantes, malgré quelques détails pouvant varier (Belli, 1996; Martin et al., 1993; Van Ingen Schenau, 1980; Van Ingen Schenau & Cavanagh, 1990; Willems et al., 1995; Williams & Cavanagh, 1983; Winter, 1979) :

- la mesure du travail musculaire à partir des segments dynamiques, associée aux forces et moments des articulations, et basée sur des mesures cinétiques et cinématiques (Aleshinsky, 1986)
- l'analyse de la variation d'énergie de chaque segment du corps à partir de leurs mouvements relatifs au sol, et basée sur des mesures cinématiques des segments du corps (Winter, 1979)
- l'analyse de la variation d'énergie du centre de masse du corps par rapport au sol (W_{ext}) et des segments du corps par rapport au centre de masse (W_{int}), et basée sur des mesures cinématiques du centre de masse (Fenn, 1930)

Pour une méthode de mesure des variations d'énergie des segments plus précise que celle, indirecte, proposée par l'équation théorique de Minetti (1998), l'utilisation des systèmes d'analyse vidéo reste un outil indispensable pour la détermination du travail mécanique interne chez le coureur. Mais les enregistrements cinématiques de l'énergie mécanique de chaque segment du corps est plus complexe, difficile à interpréter et comprennent généralement un bruit important.

Ces approches se basent également sur une hypothèse préalable de transfert d'énergie entre les segments, puisque les changements d'énergie des segments ne sont pas en phase. Selon les auteurs, le calcul peut être réalisé en considérant soit qu'il existe un transfert énergétique complet entre tous les segments, soit qu'il n'existe aucun transfert entre les segments, soit qu'il existe un transfert entre les segments d'une même jambe (Willems et al., 1995).

La dernière méthode de calcul ($W_{tot} = W_{ext} + W_{int}$) est la plus utilisée et a de nombreux avantages mais n'est pas sans inconvénient. Il existe une incertitude sur le possible transfert d'énergie entre les composants des travaux interne et externe sur l'ensemble du travail total (Cavagna et al., 1991; Cavagna & Kaneko, 1977).

Les différents modèles de calcul apparus dans la littérature donnent des valeurs pour le travail mécanique total qui diffèrent jusqu'à 1000 % pour une même vitesse de course (Williams & Cavanagh, 1983). Martin et al. (1993) ont effectué une analyse de la marche et de la course en utilisant plusieurs méthodes de collecte de données cinétiques et cinématiques et ont également conclu qu'aucune méthode n'est supérieure pour essayer de déterminer la variation de la demande aérobie ou anaérobie parmi différentes populations. Il est toutefois à noter que dans leur étude, les mesures de puissance mécanique ont été réalisées sur deux foulées seulement et que les mesures métaboliques et mécaniques ont été enregistrées à des occasions différentes sur tapis et sur piste respectivement.

Malgré cela, ces importantes différences limitent l'utilisation du calcul du W_{tot} pour, d'une part, mesurer et établir un lien entre la variation de l'énergie mécanique et celle de l'énergie métabolique (Belli et al., 1993; Martin et al., 1993) et d'autre part, objectiver les effets possibles de l'entraînement ou de la fatigue par exemple sur le rendement de la locomotion.

En conséquence, de nombreuses études ne mesurent pas le W_{int} en raison des complications liées au calcul, ce qui rend impossible la mesure du W_{tot} et donc du rendement musculaire. Cependant, le W_{ext} et la dépense énergétique nette ont été utilisés dans de nombreuses recherches comme un possible facteur de différentiation des capacités de performance entre divers types d'athlètes et diverses conditions telles que les fréquences de foulée, les vitesses de marche et les fréquences de saut (Cavagna et al., 2011; Kyröläinen & Komi, 1995; Snyder & Farley, 2011). De plus, la plupart des publications font simplement référence à des variables reflétant les capacités du centre de masse et ont été largement utilisées par les chercheurs et entraîneurs pour suivre les progrès de l'entraînement et de la performance. Le W_{ext} est une de ces variables qui s'inscrit dans ce contexte. Le rapport entre le W_{ext} et la dépense énergétique nette ne permet pas de mesurer le rendement musculaire mais il donne un indice d'efficacité mécanique de ce rendement (McBride et al., 2015). Ces auteurs ajoutent que cet indice pendant le saut pourrait être un modèle viable d'évaluation des capacités de performance dans la course d'endurance.

Ainsi, du point de vue du praticien, l'utilisation du W_{ext} peut être plus attrayante.

Pourtant dans les conditions à la période de mon contrat CIFRE, l'utilisation de systèmes de mesure dynamométriques et/ou cinématiques était nécessaire pour une évaluation précise des paramètres W_{pot} et W_{cin} (Equations I.2-1 et I.2-2), tels que la vitesse et la position instantanées du centre de masse à chaque pas de course (calculées à partir de la mesure de force selon les Equations I.2-3 et I.2-4). Nous voyons ici que la détermination du W_{ext} lors de la course rend l'analyse contrainte à une étude de laboratoire, elle est difficilement applicable au quotidien des sportifs du fait de leur encombrement, leur poids, leur complexité d'utilisation, etc.

I.2.2.4. Facteurs influençant le travail mécanique

Le travail mécanique (principalement le W_{ext}) a été étudié dans de nombreuses populations et conditions : chez les enfants (Schepens et al., 2001), chez les séniors (Cavagna et al., 2008), entre les hommes et les femmes (Ferber et al., 2003), entre les pygmées et les caucasiens (Minetti et al., 1994b), chez des participants déficients en hormone de croissance (Minetti et al., 2000), chez des personnes en situation d'obésité (Browning, 2012), avec des vitesses fluctuantes (phase de décélération et accélération ; Zamparo et al., 2016), avec une pente (Dewolf et al., 2016; Minetti et al., 1994a), avec une fréquence de foulée imposée (Cavagna et al., 1997), en hypogravité (Cavagna et al., 2000; Pavei et al., 2015), avec une charge supplémentaire (Bourdin et al., 1995), en course à reculons (Cavagna et al., 2011).

L'augmentation de la vitesse est associée à une augmentation du W_{tot}. Les travaux de

littérature montrent que W_{ext} augmente avec la vitesse de déplacement, principalement par l'augmentation de W_{cin}. W_{pot} reste constant avec la vitesse (Avogadro et al., 2004; Cavagna et al., 1964). L'augmentation de W_{tot} serait due à une augmentation de la fréquence et de la longueur de foulée dans des proportions similaires, ainsi qu'à une extension de hanche avec un angle plus large. Cette dernière, entrainant une augmentation de l'activité électromyographique (EMG) du biceps femoris, est en lien avec l'augmentation de la dépense d'énergie (Kyröläinen et al., 2001; Nummela et al., 2007). D'autres auteurs ont également décrit une altération du W_{tot} à des vitesses de course supérieures à 3.6 $m \cdot s^{-1}$, avec l'adoption d'un rebond asymétrique (Cavagna, 2006). La phase de vol devient plus longue que la phase de contact et la fréquence de foulée devient donc progressivement plus faible que la fréquence de résonnance. La différence entre la fréquence choisie et la fréquence optimale entraîne alors une augmentation de W_{ext}.

I.2.2.5. Energie élastique

1. Stockage-restitution d'énergie élastique :

Le comportement mécanique de la composante élastique du système musculo-tendineux du membre inférieur en appui sur le sol contribue à réduire le travail mécanique nécessaire pour déplacer le corps du coureur. Par exemple lors de l'exécution d'un saut, la performance se voit augmentée grâce à la réalisation d'un contre-mouvement précédant la phase concentrique, provoquant l'étirement des extenseurs des membres inférieurs (Bosco & Komi, 1979). Cette augmentation de performance serait liée à la propriété dite de stockage-restitution d'énergie élastique au niveau des composantes élastiques en série du complexe musculo-tendineux (Shorten, 1987).

Le phénomène est aussi présent en course à pied : chaque pas de course est composé d'une phase de travail négatif (phase excentrique via l'entrée en contact du corps avec le sol et décélération du corps vers l'avant et le bas), une phase de travail positif (phase concentrique impliquant une accélération vers l'avant et vers le haut jusqu'au décollage du pied) et une phase aérienne ; à chaque pas, le cycle recommence. En course à pied sur terrain plat, le travail positif et le travail négatif sont égaux (Snyder et al., 2012). Une quantité d'énergie serait emmagasinée par les muscles et les tendons lors de la phase excentrique et serait réutilisée pendant la phase concentrique. Une partie du travail mécanique positif est donc effectuée grâce à l'énergie élastique qui est restituée pendant cette phase et non aux dépens de l'énergie chimique (métabolique) utilisée par la machinerie contractile. En l'absence de ce mécanisme de rebond élastique, le coût énergétique serait beaucoup plus élevé (Cavagna et al., 1968; Shorten, 1987).

Pour décrire la succession des actions excentrique-concentrique d'un ou plusieurs muscles lors d'un mouvement, on parle de « cycle étirement-détente » (*stretch-shortening cycle*, SSC). Néanmoins, l'enchainement entre les deux phases doit être suffisamment rapide pour éviter que l'énergie stockée se dissipe sous forme de chaleur, et qui aurait pour conséquence de diminuer la quantité d'énergie restituée (Bosco & Rusko, 1983; Henchoz et al., 2006). Le SSC expliquerait des valeurs de rendement plus élevées en course à pied

que sur un muscle isolé (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974).

2. Modèle masse-ressort :

Si le phénomène de stockage-restitution d'énergie apparaît comme un facteur essentiel de la mécanique de course, on retrouve couramment dans la littérature l'étude de la course à pied par le biais d'un modèle d'analyse : le modèle masse-ressort (*spring-mass model* ; (Alexander, 1988; Blickhan, 1989; McMahon & Cheng, 1990). Ce modèle permet de simplifier l'analyse de la locomotion humaine, et principalement de la course à pied, pour en décrire sa biomécanique globale. Il a été montré que la force de réaction du sol était une fonction linéaire du déplacement du corps, suggérant par conséquent un comportement du membre d'appui typique à celui d'un ressort. Le modèle repose donc sur les principes suivants (Figure I.2-6) :

- le membre inférieur (L) est modélisé mécaniquement par un ressort parfait (k) respectant la loi de Hooke, sans viscoélasticité, sans perte et sans masse
- lors de la phase de contact, il s'appuie sur le sol en un point fixe
- il est comprimé lors du contact par la masse (m) du participant, représentée par un seul point à l'extrémité supérieure du ressort
- lors du contact, le système oscille horizontalement, de façon symétrique par rapport à la verticale, formant un angle d'attaque (α_{TD})
- lorsque le point de masse est à la verticale du point de contact, à peu près à la moitié de la phase d'appui, le ressort est au plus court (ΔL), la force de compression du ressort est maximale et le déplacement vertical (Δy) du point de masse est maximal

Ce modèle conduit à étudier les caractéristiques mécaniques du membre inférieur selon une définition physique. Lorsqu'un ressort parfait est compressé ou étiré, la relation entre sa variation de longueur et la force exercée à ses extrémités est donnée par la loi de Hooke :

$$\Delta F = k.\Delta l \qquad (I.2\text{-}8)$$

avec ΔF la variation de force (en N), Δl la variation de longueur du ressort (en m) et k la constante de raideur (en $N{\cdot}m^{-1}$). Ainsi, plus un ressort est raide, plus sa variation de longueur est faible pour une variation de force donnée. Cette relation est réversible, c'est-à-dire que le ressort reprend sa longueur initiale lorsque la force appliquée cesse d'agir, on dit qu'il se comporte de façon élastique. Cependant, la loi de Hooke n'est valable que si l'allongement est limité à un certain pourcentage de la longueur initiale, au-delà, une partie de la déformation devient permanente et le comportement du ressort n'est plus parfaitement élastique.

Enfin, la déformation d'un ressort nécessite de lui fournir de l'énergie, qui sera stockée sous forme élastique dans le ressort et sera restituée par le ressort lors de la détente de ce dernier. Cette énergie est définie par l'équation suivante :

$$E_{el} = \frac{1}{2}.k.\Delta l^2 \qquad (I.2\text{-}9)$$

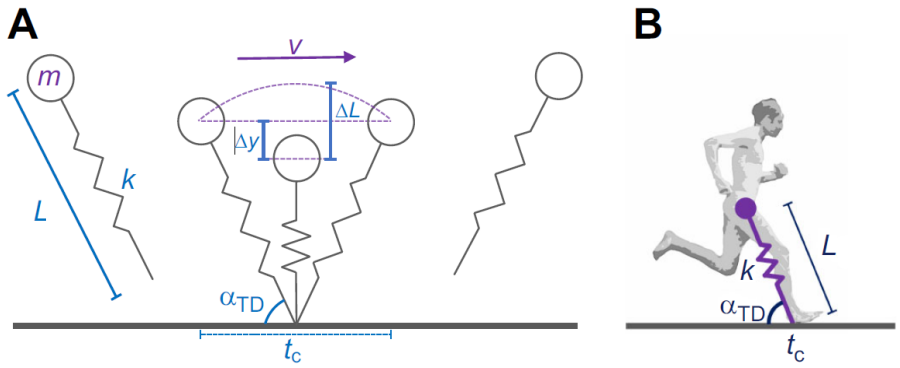
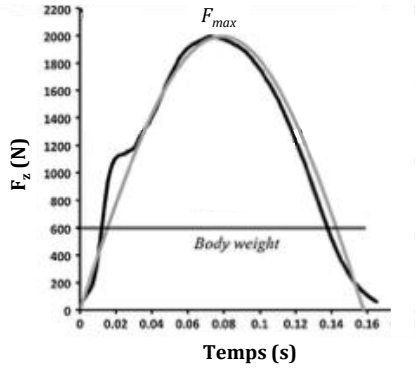


Figure I.2-6. *(A) Schéma du modèle masse-ressort en course à pied et (B) son interprétation chez l'humain. Système avec un centre de masse (m) se déplaçant à une vitesse moyenne (v) vers l'avant, une compression maximale de jambe (ΔL) et de déplacement verticale (Δy) durant la phase de contact, pour une raideur (k), une longueur de jambe (L), un angle d'attaque (α_{TD}) et un temps de contact (t_c) donnés. Tiré de Burns et al. (2021).*

Dans le domaine de la course à pied, la transposition de ce modèle physique chez l'homme permet ainsi d'étudier la raideur musculo-tendineuse de la jambe en contact au sol à travers ses variations de longueur et les forces qui lui sont appliquées. En course à pied, le modèle masse-ressort utilise le concept de raideur (*stiffness*) mais il s'applique également lors de sauts (Blickhan, 1989; Farley et al., 1985). Selon McMahon et Cheng (1990), on peut distinguer deux types de raideur pour l'application de ce modèle : la raideur verticale (k_{vert}) et la raideur du membre inférieur (k_{leg}). k_{vert} rend compte des seules oscillations verticales du centre de masse d'un coureur (Δy). k_{leg}, quant à elle, tient compte du raccourcissement du membre inférieur au cours de la première partie l'appui (ΔL).

De la même manière, l'énergie élastique stockée et restituée lors des mouvements cycliques de la course à pied peut également être calculée, en se basant sur l'Equation I.2-9 et en utilisant k_{leg} et le raccourcissement maximal du membre inférieur ΔL.

Pour mesurer k_{leg}, la situation était la même que pour celle du travail mécanique, concernant l'utilisation d'outils encombrants et/ou coûteux. Le calcul de référence de k_{leg} demande de connaître les valeurs de force maximale de réaction verticale du sol (F_{max}) et ΔL. F_{max} est déterminée par dynamométrie et ΔL est calculé à partir de la formule de McMahon et Cheng (1990) mais nécessite de calculer Δy obtenu par double intégration de l'accélération verticale dans le temps. Cependant, Morin et al. (2005) ont proposé une méthode de mesure de k_{leg} applicable en condition de terrain. Cette méthode est basée sur le postulat que la force verticale en fonction du temps, au cours du contact, peut être modélisée par une fonction sinus simple, comme illustrée en Figure I.2-7 (pour plus de détails, voir Morin et al., 2005). Elle part du principe que sur terrain plat la force verticale moyenne est égale au poids du corps au cours d'un pas (phase de contact + phase de vol). Cette fonction est également à l'origine d'une méthode simple de mesure de la raideur pendant un saut vertical (Equation I.2-10 ; Dalleau et al., 2004).



$$F(t) = F_{max}.\sin\left(\frac{\pi}{t_c}t\right) \qquad (I.2\text{-}10)$$

Figure I.2-7. *Tracé typique de la force verticale mesurée (en noir) et calculée selon le modèle sinus (en gris) en fonction du temps. Tiré de Morin et al. (2005).*

Ainsi, les variables d'entrée nécessaires au calcul des paramètres du modèle masse-ressort (la masse corporelle, la longueur de jambe, et des paramètres spatio-temporels comme les temps de vol et de contact d'un pas et la vitesse de course) sont plus facilement mesurables sur le terrain en comparaison de celles que nous avons évoquées au-dessus. Les paramètres spatio-temporels peuvent aujourd'hui être mesurés à l'aide d'équipements légers et embarqués tels que des capteurs de pression et des accéléromètres (Norris et al., 2014).

Cette méthode offre donc une base de réflexion pour mesurer le travail mécanique externe de manière simplifiée et applicable au terrain.

Les limites de ce modèle sont les mêmes que pour la méthode de référence, il n'est valable qu'en vitesse constante et sur terrain plat (donc non valable en accélération/décélération ou en montée/descente) et nécessite d'avoir une mesure des variables d'entrée très précise, surtout les temps de contact et de vol ainsi que la vitesse. Les mouvements lors de la course à pied étant très complexes, le modèle masse-ressort ne peut pas refléter parfaitement la locomotion humaine, mais il a tout de même l'avantage de présenter une analyse mécanique simple en se basant sur les principes physiques des systèmes oscillants.

En résumé :

- La course à pied peut se caractériser au niveau cinématique, dynamique et énergétique. Cette activité cyclique permet de décomposer le mouvement en phase de contact au sol et d'oscillation aérienne, permettant d'obtenir des données sur la biomécanique de la foulée (e.g. fréquence, propulsion/freinage) et sur le coût énergétique. Ainsi, la performance dépend d'une VO_{2max} importante, d'une grande fraction d'utilisation de cette VO_{2max}, tout en dépensant la plus petite quantité d'énergie métabolique par unité de distance, c'est-à-dire en ayant la meilleure économie de course. L'évolution de la biomécanique de foulée et du travail mécanique total au cours de l'effort peut contribuer à la variabilité inter-individuelle de l'économie de course.

- Le travail mécanique semble donc un indicateur de performance qu'il est pertinent d'analyser afin de comprendre comment les caractéristiques biomécaniques individuelles influent sur l'économie de course et, par conséquent, sur la performance globale du coureur.

- le travail mécanique fait référence à la somme totale de l'énergie mécanique dépensée par le coureur pour déplacer son corps sur une certaine distance. Le modèle masse-ressort conduit à en étudier les caractéristiques mécaniques, en assimilant le membre inférieur à un ressort au cours d'un contact avec le sol.

- Les paramètres d'entrée nécessaire au calcul du travail mécanique externe, tels que la réaction de force au sol ne sont mesurables qu'avec des outils de laboratoire. Dans le cadre de ma thèse CIFRE entre 2016 et 2019, il n'existait pas de méthodes pour calculer le travail mécanique externe en condition de terrain, principalement en raison d'un manque de méthode de mesure, et non pas nécessairement d'outils car les accéléromètres, montres, pod, etc. étaient déjà présents sur le marché. Il était donc intéressant de développer une méthode permettant de mesurer le W_{ext} en condition écologique, en s'inspirant de celle de Morin et al. (2005) avec des variables d'entrée simples.

- La partie suivante montre comment ce travail mécanique peut être influencé par des paramètres externes comme l'influence du matériel utilisé.

I.2.3. Influence des chaussures sur la course à pied

Le domaine de la course à pied a vu sa popularité largement augmenter depuis les années 1970, avec la diversification de ses participants d'une part et malheureusement aussi avec son taux de blessures. Les fabricants ont donc multiplié leurs avancées technologiques pour faire évoluer les chaussures de course et n'ont cessé de constamment développer de nouveaux concepts, dans un objectif d'amortissement et de soutien du pied (Davis, 2014) .

La sélection de chaussures appropriées est souvent vue comme un critère essentiel de la course à pied et comme un moyen d'améliorer ses performances. L'amélioration de la performance, la réduction du risque de blessure et le confort représentent les raisons principales de motivation pour essayer et acquérir de nouvelles chaussures (Lafortune, 2008). Bon nombre d'études se sont donc intéressées à l'effet des chaussures sur la performance de course et sur la réduction du risque de blessure en fonction de leurs caractéristiques. La construction d'une chaussure inclut de multiples caractéristiques et une variété de technologies implémentées telles que la masse, l'amorti, la rigidité de la flexion, la viscoélasticité des semelles, le drop[a], ou encore la largeur au niveau des orteils (Sun et al., 2020). Cependant, l'activité est souvent associée à des taux élevés de prévalence et d'incidence des blessures, et les stratégies employées pour optimiser la protection du coureur n'ont pas contribué à réduire le taux de blessures au fil des ans (Nigg et al., 2015; Nigg, 2001). Il a également été souligné que le poids distal (e.g. éloigné du centre de gravité du participant) supplémentaire causé par des chaussures traditionnelles plus lourdes pendant la course causait une consommation d'oxygène plus élevée, au détriment de l'économie de course (Divert et al., 2008).

Face à ce constat, des chaussures plus fines et moins structurées ont été progressivement remises sur le marché au début des années 2000 (Figure I.2-8). Le terme de chaussures « minimalistes » a alors émergé pour définir ce type de chaussures. Les chaussures minimalistes se caractérisent par une faible hauteur de talon (épaisseur de la chaussure au niveau du talon comprenant les semelles extérieure, intermédiaire ou intérieure, < 20 mm), un faible drop (< 7 mm), une faible masse (< 200 g), une grande flexibilité, une forme anatomique adaptée (large au niveau des orteils) et des technologies très limitées du contrôle du mouvement (*motion control*) et de la stabilité (Coetzee et al., 2018; Esculier et al., 2015). Le but de ces chaussures est de favoriser la biomécanique de course pieds nus en interférant le moins possible avec le mouvement naturel du pied pendant la course, tout en fournissant une protection plantaire.

[a] Le drop est défini comme la différence d'épaisseur de semelle entre le talon et l'avant-pied. Nous reviendrons sur ce concept dans la suite de ce document.



Figure I.2-8. *Exemple d'une chaussure minimaliste à gauche (Merrel Vapor Glove 2) et d'une chaussure traditionnelle à droite (Asics Gel Nimbus 21).*

Les chaussures minimalistes ont plus d'une vingtaine de caractéristiques qui varient des chaussures traditionnelles ; il est donc difficile d'identifier quelle caractéristique a le plus d'influence sur la biomécanique et l'énergétique de la course à pied. Sinclair (2014) et Squadrone et al. (2015) ont reporté qu'une chaussure minimaliste avec peu d'amorti et un drop 0 mm amenait à des cinétiques et cinématiques similaires à une course pieds-nus, au moment du contact notamment, telles qu'une diminution du pic d'impact. L'augmentation du pic d'impact serait une des causes pouvant être considérées comme des facteurs prédisposant aux blessures de fatigue (Van Der Worp et al., 2015). Pour diminuer ce pic d'impact, une attaque avant-pied semble être la principale solution (Daoud et al., 2012), et un transfert d'une attaque talon vers une attaque avant-pied serait facilité par les chaussures minimalistes, notamment grâce à un faible drop (dépendamment des autres caractéristiques). Jusqu'en 2019 (fin de mon contrat CIFRE), le seul effet du drop sur les performances de la course à pied a fait l'objet de quelques études, mais la plupart des conclusions sont contradictoires.

En résumé, une multitude de variables biomécaniques a été analysée, indépendamment des autres caractéristiques de la chaussure et recensent au total plus de trente variables cinématiques et une quinzaine de variables cinétiques des membres inférieurs, pour des drops compris entre 0 et 16 mm. Ces recherches ont rapporté une corrélation positive entre le drop et l'angle pied/sol au contact du sol chez des coureurs d'attaque talon, montrant qu'un faible drop mène à une transition d'attaque talon vers une attaque avant-pied (Besson et al., 2019; Chambon et al., 2015; Horvais & Samozino, 2013; Lee et al., 2013). De plus, un drop plus faible indiquerait un taux de charge verticale plus élevé ainsi qu'une phase de freinage plus courte et une phase de propulsion plus longue (Besson et al., 2019; Chambon et al., 2015). Aussi, les moments articulaires varient en fonction du drop (Besson et al., 2019; Richert et al., 2019). Cependant, certaines conclusions sont controversées. Par exemple, Horvais et Samozino (2013) ont observé une augmentation du temps de contact avec le drop alors que d'autres n'ont pas relevé de différences significatives (Besson et al., 2019; Chambon et al., 2015; Richert et al., 2019). Les résultats sur le pic d'impact divergent également ; dans certaines études, il diminue quand le drop augmente (Besson et al., 2019), pour d'autres, il ne varie pas (Chambon et al., 2015; Richert

et al., 2019).

Ces incohérences peuvent être dues à plusieurs facteurs. D'une part, les résultats peuvent être différents si l'étude est menée sur tapis de course ou sur sol (Chambon et al., 2015). De plus, la réponse individuelle (« répondant » / « non-répondant » ; Tam et al., 2016a) et l'expérience du coureur avec les chaussures minimalistes peut aussi avoir un impact. Si un coureur régulier porte habituellement des chaussures traditionnelles, un certain temps d'adaptation peut être nécessaire avant que des chaussures minimalistes ayant un faible drop soient bénéfiques (Giandolini et al., 2013; Malisoux et al., 2016). En outre, les différentes combinaisons de hauteur du talon et de l'avant-pied pour un même drop entraînent une différence d'amorti. Les techniques de fabrication et les méthodes de mesure du drop d'une chaussure sont un autre facteur à prendre en compte. En effet, elles ne sont pas toujours clairement précisées, et ne sont pas forcément identiques d'une étude à l'autre. Les différentes techniques et les différents points de mesure utilisées peuvent influencer la fiabilité inter- et intra-évaluateurs de la mesure, en plus de l'erreur type des mesures (Barton et al., 2009; Ramsey et al., 2019). Pour remédier à cela, Esculier et al. (2015) a suggéré de mesurer le drop à partir du point le plus épais du centre de l'arrière-pied et de l'avant-pied (y compris les semelles intérieures, intermédiaires et extérieures). La Figure I.2-9 illustrant la méthodologie d'Esculier et al. (2015) montrent des chaussures qui ont été coupées pour permettre le placement du pied à coulisse au centre de la chaussure. De nombreuses chaussures disponibles dans le commerce sont conçues avec des caractéristiques bien spécifiques à chaque marque, ce qui peut limiter la généralisation des résultats aux études sans chaussures personnalisées.



Figure I.2-9. *Placement de l'outil pour prendre la mesure à l'avant de la chaussure, au niveau de la tête des métatarses (à gauche) et à l'arrière de la chaussure, au milieu du talon (à droite). Tiré de Esculier et al.* (2015).

Pour une analyse plus approfondie de l'effet du drop sur la mécanique du pattern de course et les énergies mécaniques associées, ce dernier est globalement caractérisé par le comportement mécanique du centre de masse et des membres inférieurs dans différentes conditions à travers le paradigme du modèle masse-ressort et ses principaux paramètres tels que W_{ext}, ce dernier étant fondamental pour comprendre en partie l'utilisation de l'énergie métabolique à travers l'efficacité mécanique. Actuellement, seule l'étude d'Horvais et Samozino (2013) a exploré l'effet du drop sur ce modèle masse-ressort, à travers

k_{vert} et k_{leg}, révélant une corrélation significative entre le drop et k_{leg}. Cependant, aucune étude n'a encore exploré les effets du drop sur W_{ext}. Or, ce paramètre est un déterminant essentiel du coût énergétique de la course à pied, ce qui souligne d'autant plus l'importance de le mesurer en condition écologique. Etant donné que des différences dans les paramètres du modèle masse-ressort (raideurs) ont été observées avec la variation du drop, il est plausible que celui-ci entraîne également des différences de W_{ext} et de ses composantes (W_{cin} et W_{pot}). Une telle analyse permettrait ainsi d'évaluer ce facteur clé en fonction de variables de sensibilité telles que le drop, fournissant des informations pertinentes pour l'optimisation de la performance et la prévention des blessures chez les coureurs dans de réelles conditions.

En résumé :

- A la période de mon contrat CIFRE (2016-2019), les chaussures en course à pied traditionnellement proposées sur le marché depuis des décennies ne semblaient plus améliorer la performance, ni diminuer le risque de blessure. De ce fait, les chaussures minimalistes avaient gagné en popularité au cours des dernières années, mais de nombreuses caractéristiques varient, rendant difficile la compréhension de l'impact de chacune d'elles sur la performance et le risque de blessure.

- Parmi ces caractéristiques, le drop était un paramètre ayant reçu peu d'attention mais qui semblait pertinent tant du point de vue du risque de blessure que de la performance.

- L'analyse du travail mécanique externe en course à pied est une variable cruciale à identifier car elle permet d'évaluer l'efficacité mécanique de course. Les études montrent que ce travail est influencé par l'énergie élastique emmagasinée, qu'on retrouve dans le modèle masse-ressort et in fine *dans la technique de course. On voit également que ce modèle masse-ressort peut être influencé par la chaussure. Par conséquent, il y a un enjeu à mesurer le travail mécanique externe en fonction de différents types de chaussure.*

I.3. Analyse biomécanique et physiologique en escalade

I.3.1. Dictionnaire du grimpeur

I.3.1.1. Sous-disciplines

Il existe trois sous-disciplines en compétition d'escalade sportive : la difficulté (ou la voie), le bloc et l'escalade de vitesse (Figure I.3-1).



Figure I.3-1. *Illustrations de l'escalade de difficulté (à gauche ; crédit photo : Romary – CC By SA), du bloc (au centre ; crédit photo : Oriane Bertone @instagram) et du mur homologué de vitesse (crédit photo : FFME)*

L'escalade de difficulté se pratique sur des structures comprises entre quelques mètres à plusieurs dizaines de mètres de haut. Les grimpeurs sont équipés de baudriers, d'une corde, de dégaines et de systèmes d'assurage afin d'assurer mutuellement leur sécurité. L'objectif est de franchir le passage (ou « voie ») proposé du départ jusqu'au sommet sans recourir à des points d'arrêt sur les mousquetons ou sur la corde. Chaque voie est unique et propose des difficultés originales.

Dans la pratique du bloc, le grimpeur évolue sur des supports d'escalade ne dépassant pas quelques mètres de haut. Les grimpeurs évoluent sans corde ni baudrier, leurs chutes éventuelles étant sécurisées par de gros tapis de réception et/ou une parade. Le bloc propose des séquences courtes de mouvements (la plupart du temps inférieurs à 15).

Enfin, l'escalade de vitesse est constituée d'un itinéraire sur une structure de 15 mètres

de haut présentant un dévers de 5°. Le mur est homologué et les dimensions, l'inclinaison, la disposition et l'angle donné aux prises sont déterminés à l'avance. La voie est identique depuis sa création (en 2007). Les grimpeurs sont assurés grâce à un système d'auto-enrouleur et fixé à un baudrier. Le but est d'atteindre le sommet le plus rapidement possible. Le record du monde homme est passé sous la barre des 5 secondes en avril 2024. Il est nouvellement détenu par l'américain Samuel Watson en 4.79 secondes. La polonaise Aleksandra Miroslaw détient le record du monde femme avec un temps de 6.25 secondes, en avril 2023.

Dans ce document, nous nous concentrerons principalement sur la difficulté et le bloc. L'escalade de vitesse est une sous-discipline se pratiquant exclusivement en compétition et se différenciant des deux autres. Elle sera désormais une épreuve olympique distincte aux Jeux Olympiques de Paris cet été 2024, tandis que le bloc et la difficulté sont représentées comme une discipline d'épreuves combinées.

I.3.1.2. Cotations

Une cotation est une évaluation d'un passage d'escalade en fonction de son type, de son engagement mais surtout de sa difficulté. Elle est définie de façon subjective, selon la perception du grimpeur. En général, plusieurs grimpeurs doivent réaliser le passage afin d'établir un consensus sur la cotation à donner pour ce bloc ou cette voie. Différentes échelles de cotation sont proposées selon le pays et selon la sous-discipline. En France, le système de cotation utilise une échelle composée d'un chiffre (de 3 à 9) suivi d'une lettre (a, b ou c) suivie parfois d'un « + », pour caractériser les passages du plus facile au plus difficile. Cette échelle est dite ouverte, c'est-à-dire qu'elle peut être étendue si des voies plus difficiles à toutes celles existantes sont ouvertes. À ce jour, la cotation confirmée la plus difficile en voie est 9c, réalisée pour la première fois par le tchèque Adam Ondra en septembre 2017 dans l'ascension de « Silence ». La cotation la plus difficile en bloc est 9A, réalisée pour la première fois par le finlandais Nalle Hukkataival en octobre 2016 dans « Burden of dreams ».

A la suite du deuxième congrès de l'*International Rock Climbing Research Association* (IRCRA) en 2014, une échelle de cotation universelle est proposée (Tableau I.3-1) pour reporter des catégories de grimpeurs, en utilisant une nomenclature commune des groupes de niveau d'expertise dans les analyses statistiques des recherches scientifiques concernant l'escalade (Draper et al., 2015). Cette approche permet d'améliorer la cohérence dans ce domaine et de faciliter les comparaisons entre les études. C'est donc le système de cotation IRCRA que nous utiliserons dans ce document quand nous catégoriserons les grimpeurs par niveau d'expertise : « intermédiaire », « avancé » (ou confirmé), « expert » et « élite » (ou haut niveau).

Tableau I.3-1. *Groupes de niveau d'expertise pour les hommes et les femmes et une liste de différentes échelles de cotation présentées parallèlement à l'échelle de l'IRCRA. Tiré de Draper et al. (2015).*

Climbing Group	Vermin	Font	IRCRA Reporting Scale	YDS	French/sport	British Tech	Ewbank	BRZ	UIAA	Metric UIAA
			1	5.1	1	2	4	I sup	I	1.00
			2	5.2	2		6	II	II	2.00
			3	5.3	2+	3	8	II sup	III	3.00
			4	5.4	3-			III	III+	3.50
Lower Grade (Level 1) Male & Female			5	5.5	3		10	IV	IV	4.00
			6	5.6	3+	4	12		IV+	4.33
			7	5.7	4		14	V	V-	4.66
			8	5.8	4+				V	5.00
	VB	< 2	9	5.9	5	5a	16	V sup	V+	5.33
			10	5.10a	5+		18	VI	VI-	5.66
Intermediate (Level 2) Male	V0-	3	11	5.10b	6a	5b	19		VI	6.00
	V0	4	12	5.10c	6a+	5c		VI sup	VI+	6.33
Intermediate (Level 2) Female	V0+	4+	13	5.10d	6b		20		VII-	6.66
	V1	5	14	5.11a	6b+		21	7a	VII	7.00
	V2	5+	15	5.11b	6c	6a	22	7b	VII+	7.33
		6A	16	5.11c	6c+				VIII-	7.66
Advanced (Level 3) Female	V3	6A+	17	5.11d	7a		23	7c	VIII	8.00
	V4	6B+	18	5.12a	7a+	6b	24	8a	VIII+	8.33
	V5	6C	19	5.12b	7b		25	8b	IX-	8.66
Advanced (Level 3) Male		6C+					26	8c		
	V6	7A	20	5.12c	7b+					
	V7	7A+	21	5.12d	7c	6c	27	9a	IX	9.00
	V8	7B	22	5.13a	7c+		28	9b	IX+	9.33
Elite (Level 4) Female		7B+	23	5.13b	8a		29	9c	X-	9.66
	V9	7C	24	5.13c	8a+		30	10a	X	10.00
Elite (Level 4) Male	V10	7C+	25	5.13d	8b	7a	31	10b	X+	10.33
	V11	8A	26	5.14a	8b+		32	10c		
	V12	8A+	27	5.14b	8c		33	11a	XI-	10.66
	V13	8B	28	5.14c	8c+		34	11b	XI	11.00
Higher Elite (Level 5) Female			29	5.14d	9a	7b	35	11c	XI+	11.33
Higher Elite (Level 5) Male	V14	8B+	30	5.15a	9a+		36	12a		
	V15	8C	31	5.15b	9b		37	12b	XII-	11.66
	V16	8C+	32	5.15c	9b+		38	12c	XII	12.00

Font désigne Fontainebleau, l'échelle de cotation en bloc initialement française ; Vermin, l'échelle de cotation en bloc initialement américaine ; YDS, *Yosemite Decimal System*, l'échelle américaine de cotation en voie ; French/sport, l'échelle de cotation en voie initialement française ; BRZ, l'échelle de cotation du Brésil en voie ; UIAA, l'Union Internationale des Associations d'Alpinisme ; British Tech, l'échelle britannique de cotation en voie ; Ewbank, l'échelle de cotation en voie en Australie, Nouvelle-Zélande et Afrique du Sud.

I.3.2. Performance multifactorielle

L'escalade est un sport de locomotion qui se réalise de manière quadrupédique sur un support dans la verticalité. Cette locomotion s'adapte aux caractéristiques du support vertical (taille, forme, inclinaisons, disposition des prises, etc.). Ce sport nécessite une combinaison complexe de facteurs incluant plus de 40 variables regroupées en trois grands ensembles de caractéristiques (Magiera et al., 2013) : le premier inclut des composantes mentales et tactiques, le second, des compétences techniques et de coordination, et le troisième, des facteurs physiologiques et anthropométriques. Ces ensembles représentent

respectivement 25%, 33% et 38% de la variance de la performance (96% au total).

D'un point de vue psychologique, certains traits psychologiques pourraient aider à la réussite de l'ascension d'une voie. La « personnalité du grimpeur » est comparable à la personnalité des athlètes des autres sports. Appelé le « profil iceberg » (Morgan et al., 1987), cela implique d'avoir une bonne vigueur et endurance mentale, ne pas être tendu, dépressif, anxieux, confus et ne pas avoir des troubles de l'humeur. Les athlètes sont introvertis et motivés pour atteindre le succès. De plus, une préparation mentale et une bonne confiance en soi avant de débuter l'ascension d'une voie peut être bénéfique à sa réussite, nécessitant des compétences cognitives et de contrôle moteur pour mémoriser une séquence de mouvements puis l'exécuter (Magiera et al., 2013; Saul et al., 2019). L'expérience est également un facteur majeur de performance, comme cela a déjà été démontré dans de nombreux sports tels que le tennis (Cui et al., 2017), le basketball (Carvalho et al., 2013) ou la course à pied (Dos Anjos Souza et al., 2023).

D'un point de vue physiologique, le maintien de la position et de la tension corporelle est nécessaire pour soulager les extrémités, notamment les mains et doigts, et préparer l'étape suivante dans la voie. Une position du tronc proche du mur et de faibles forces de contact sur les prises est favorable à la réussite d'une voie (Zampagni et al., 2011). De plus, après des mouvements dynamiques, les grimpeurs expérimentés montrent un déplacement vertical du pelvis plus court, indiquant une moins bonne fluidité chez les débutants (Seifert et al., 2014).

Les membres inférieurs sont également utiles, car ils ont naturellement la force nécessaire pour porter durablement le poids du corps et le faire progresser vers le haut. Ainsi, l'un des principes de l'escalade est de privilégier l'effort des jambes chaque fois que possible, quel qu'en soit le terrain. Sur une paroi verticale, les membres inférieurs supportent plus de la moitié (57%) du poids du corps (Noé et al., 2001). Aussi, lors de mouvements dynamiques, ils sont capables de produire un effort 1,8 supérieur à celui des mains et fournissent la force et la vitesse d'envol nécessaires pour réussir ce mouvement dynamique et atteindre une prise très haute (Fuss & Niegl, 2010). La revue de Langer et al. (2023a) ajoute que la force explosive des membres inférieurs est un facteur d'importance grandissante dans les sous-disciplines de l'escalade de vitesse et du bloc.

I.3.3. Capacités musculaires des doigts et de l'avant-bras

La position quadrupédique de l'escalade nécessite ainsi aux mains et aux doigts de saisir les prises pour assurer l'équilibre et garder le contact avec la paroi, notamment lors de phases immobiles et statiques. Les doigts vont également assurer le contact dans la majorité des mouvements en phase mobile et dynamique, en supportant une très grande partie du poids du corps, voire sa totalité et ainsi exercer des efforts considérables relativement à leurs capacités (Quaine et al., 1996). Noé et al. (2001) ont étudié l'influence de l'inclinaison de la paroi sur la variation de force exercée par les mains et les pieds des grimpeurs

pendant les 2 phases. En phase statique, ils ont observé que plus la voie présentait un profil déversant, plus l'intensité de force supportée par les doigts était importante et celle supportée par les pieds diminuait. En phase dynamique, le grimpeur passe, à un moment donné, en position tripédique en retirant une main ou un pied de la paroi. Il doit alors répartir les forces sur ses appuis restants, tout en gardant son équilibre. Les mêmes auteurs ont montré que lorsqu'un grimpeur retire un pied, son système neuro-musculosquelettique fait appel à des stratégies complexes de réorganisation de l'équilibre pour rester stable. En général, la force exercée sur les membres controlatéraux augmentent en paroi verticale dans une stratégie « homolatérale » alors que sur paroi déversante cette stratégie est plus tripodale.

Ces constats mettent en évidence que l'escalade est une activité où il est fondamental de produire de la force au niveau des doigts, d'autant plus lorsque le dévers augmente ou lorsque le grimpeur retire un appui pour effectuer le mouvement suivant. La performance en escalade est ainsi extrêmement dépendante des capacités de préhension avec les mains et les doigts.

I.3.3.1. Spécificités de l'anatomie de la main et de l'avant-bras du grimpeur

D'un point de vue anatomique, lorsqu'un athlète grimpe, il utilise principalement la flexion du bout de ses doigts. Les mouvements des articulations des doigts et du poignet sont possibles à travers des efforts combinés des muscles extrinsèques et intrinsèques. Les muscles extrinsèques prennent leurs origines au niveau du coude et de l'avant-bras et s'insèrent dans les structures de la main, tandis que les muscles intrinsèques sont entièrement situés dans la main (Kapandji, 2021). Ces derniers interviennent, entre autres, dans la stabilisation des articulations de la main. Les muscles extrinsèques principalement activés en escalade sont les muscles fléchisseurs profonds (*flexor digitorum profundis*, FDP) et superficiels (*flexor digitorum superficialis*, FDS) des doigts (Figure I.3-2). Les articulations principalement impliquées sont l'articulation métacarpo-phalangienne (MCP), l'articulation interphalangienne proximale (PIP) et distale (DIP), sur chaque doigt. Pour être mobilisées, les tendons des muscles FDP et FDS s'y insèrent. Celui des muscles FDS se divise en 4 faisceaux s'insérant sur les phalanges intermédiaires et permet de fléchir les articulations MCP et PIP. Les muscle FDP se divisent également en 4 tendons qui s'insèrent jusqu'aux phalanges distales, et fléchissent les articulations MCP, PIP et DIP. Ces tendons passent à travers des structures ligamenteuses fibro-élastiques, communément appelées poulies digitales, permettant de maintenir les tendons près des phalanges et sont au nombre de 5 par doigt.

Lorsque les fléchisseurs des doigts sont activés, il existe une co-contraction des muscles antagonistes, les muscles extenseurs des doigts (*extensor digitorum cummunis*, EDC). C'est un muscle extrinsèque qui se divise en 4 tendons s'insérant sur les faces dorsales des phalanges distales, et qui permet l'extension des articulations MCP, PIP et DIP ainsi que l'extension du poignet. Cette co-activation est connue pour jouer un rôle important dans la stabilisation du poignet mais aussi pour maintenir une position optimale des

fléchisseurs (Snijders et al., 1987). Le groupe de muscles fléchisseurs et le muscle extenseur du poignet ne jouent pas de rôle dans la flexion ou l'extension des doigts mais interviennent aussi dans la stabilisation du poignet.

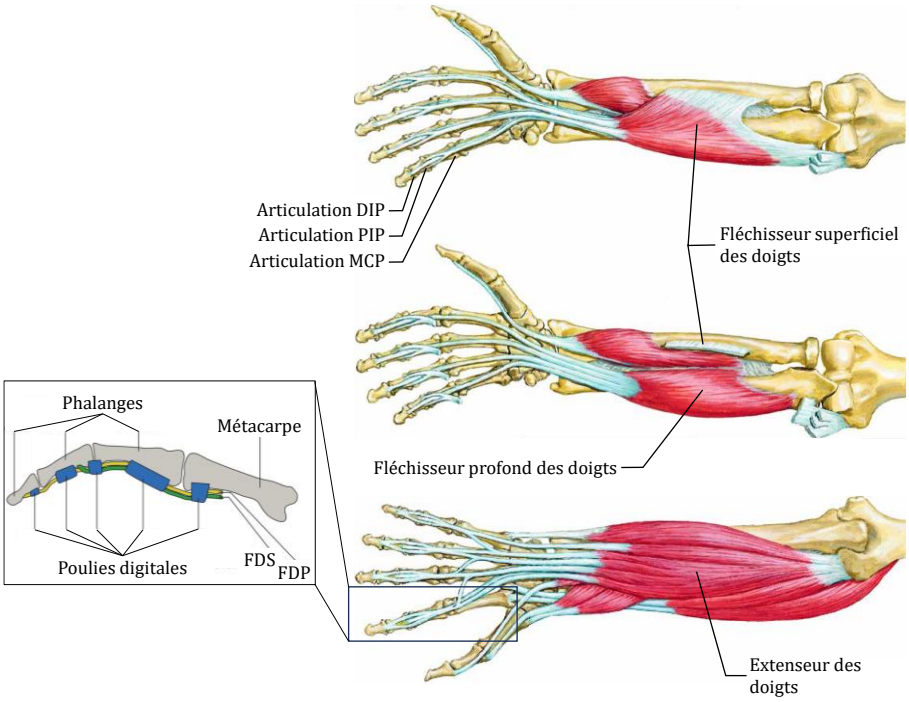


Figure I.3-2. *Illustrations des muscles extrinsèques fléchisseurs et extenseurs des doigts et schéma détaillé des poulies digitales. DIP, interphalangienne distale ; PIP, iinterphalangienne proximale ; MCP, métacarpo-phalangienne ; FDP, fléchisseur profond ; FDS, fléchisseur superficiel. Tiré de NETTER et al. (2023).*

Cette description anatomique démontre la complexité du système musculo-squelettique de la main qui présente de nombreuses articulations mobilisées par des muscles poly-articulaires. La préhension en escalade, comme tout type de préhension, mobilise ainsi un système musculo-squelettique complexe et nécessite l'intervention de nombreux muscles et structures. Une dernière originalité qui vient marquer la spécificité de cette activité et implique que le volume musculaire des avant-bras, où se situent les corps musculaires des fléchisseurs et des extenseurs des doigts, et des principaux muscles de la main, soit limité. Ce faible volume limite les possibilités de vascularisation et d'hypertrophie musculaire. Il en résulte une expertise à l'effort très caractéristique chez les grimpeurs que nous allons aborder dans le paragraphe suivant.

I.3.3.2. Force maximale des muscles des doigts

D'un point de vue physiologique, la capacité à générer un maximum de force en bout de doigt est donc cruciale pour la performance et la réussite d'une voie (Watts et al., 1996). Lorsque l'on grimpe, les fléchisseurs des doigts produisent une force sans entraîner un mouvement des articulations concernées. On parle dans ce cas d'un régime de contraction isométrique. Les principaux déterminants de la force maximale sont de nature structurelle et nerveuse (Komi, 2010). En effet, la force maximale d'un muscle dépend d'abord de son volume mais aussi de la distribution des fibres de type I (lentes) et de type IIa et IIb (rapides). De plus, les activités nerveuses participent à la production d'une performance maximale grâce à la synchronisation intramusculaire et à la coordination intermusculaire. La synchronisation intramusculaire est définie comme la capacité à recruter le maximum d'unités motrices lors de la contraction, la coordination intermusculaire correspond à la coordination entre les muscles agonistes synergistes au mouvement et les muscles antagonistes.

La littérature s'accorde sur le fait que les grimpeurs experts sont capables d'exercer plus de force sur des prises de petites tailles que les non-grimpeurs (Quaine et al., 2003; Vigouroux et al., 2015; Vigouroux & Quaine, 2006). Les plus grandes différences de performance entre grimpeurs et non-grimpeurs sont observées par des ergomètres spécifiques sollicitant le bout des doigts (+20-40%) alors que les ergomètres sollicitant la main entière comme les dynamomètres identifient des différences plus faibles (+10-15% ; Grant et al., 1996). Ceci démontre bien que les grimpeurs ont des capacités spécifiques permettant d'exercer de la force en bout de doigts différant des capacités plus générales de force de préhension à pleine main. En particulier, les coordinations musculaires sont complexes et doivent équilibrer toute la chaîne d'articulations située entre l'avant-bras et le bout des doigts.

De plus, des études ont montré que la force maximale est discriminante du niveau d'expertise du grimpeur (Baláš et al., 2012; Grant et al., 1996; Laffaye et al., 2016; Levernier & Laffaye, 2021), avec des niveaux de force maximale plus importants chez les grimpeurs experts que chez les grimpeurs confirmés, qui eux-mêmes possèdent plus de force que les grimpeurs novices. D'autres études ont également démontré une corrélation entre la force maximale développée par les muscles fléchisseurs des doigts et le niveau d'expertise du grimpeur ($r = 0.58–0.84$; Bergua et al., 2018; Michailov et al., 2018; Ozimek et al., 2016). Plus récemment, des études (Fanchini et al., 2013; Laffaye et al., 2016; Stien et al., 2019) ont montré que les grimpeurs avancés et élites de bloc sont en mesure de produire une force maximale plus importante que les grimpeurs de difficulté de même niveau.

Le taux de montée en force lors de tests maximaux est également un paramètre intéressant pour caractériser les grimpeurs. Il représente la capacité à développer une force le plus rapidement possible, et peut être décisif lorsque l'athlète dispose d'un temps très limité pour mobiliser sa force maximale pour, par exemple, saisir rapidement une prise après un mouvement dynamique afin de ne pas tomber. En particulier, la mesure du taux

de montée en force permet de distinguer le niveau d'expertise des grimpeurs (Levernier & Laffaye, 2021; Stien et al., 2021c; Vereide et al., 2022) ainsi que les pratiquants de la sous-discipline de bloc des pratiquants de la sous-discipline de difficulté (Fanchini et al., 2013; Levernier, 2019).

Méthodes de mesure de la force maximale des doigts :

Pour mesurer la force maximale, il existe divers outils, comme le dynamomètre à main ou des dynamomètres développés en meilleure adéquation avec la pratique de l'escalade (Figure I.3-3).

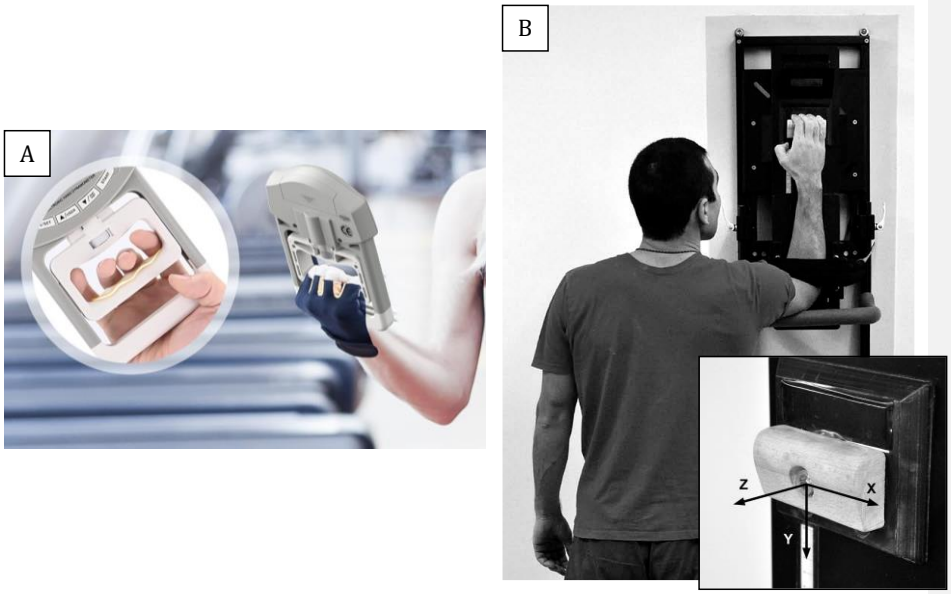


Figure I.3-3. *Les différents appareils de mesure de la force maximale de flexion. (A) Dynamomètre à main issu du commerce ; (B) appareil de mesure développé par Michailov et al. (2018).*

Le dynamomètre à main a l'avantage d'être peu coûteux, facilement transportable, utilisable directement, accessible et sans besoin d'expertise méthodologique. Néanmoins, tester la force avec cet outil, opposant les doigts avec le pouce et mettant en jeu tous les muscles de la main (pouce, paume, etc.), implique des muscles rarement utilisés en escalade. De plus, actionner la main nécessite la fermeture des doigts en opposition à la main ou au pouce, impliquant des contractions concentriques des doigts. Or en escalade, les doigts se contractent de manière isométrique. Ces mesures s'éloignent donc du contexte écologique de la pratique et manquent de spécificités avec la plupart des positions de mains exercées en escalade. En ce sens, les études ayant utilisées cet outil pour différencier les grimpeurs selon leur niveau d'expertise n'ont pas observé de différences significatives entre les novices et les experts (Laffaye et al., 2016).

A l'inverse, les dynamomètres développés spécifiquement pour l'escalade permettent de mesurer la force appliquée seulement par la dernière phalange des doigts. Cette mesure corrèle mieux avec le niveau d'expertise (Grant et al., 1996, 2001; Macleod et al., 2007; Philippe et al., 2012; Vigouroux et al., 2006) et explique plus de variance totale de la performance (52% pour le test spécifique au doigt contre 12% pour le test du dynamomètre à main ; Laffaye et al., 2016). Ils ont toutefois l'inconvénient d'être peu pratique à utiliser en condition écologique (e.g. en salle d'escalade) et par un grimpeur ou coach manquant d'expertise méthodologique.

Quand les grimpeurs cherchent à s'auto-évaluer ou que les coachs souhaitent suivre l'évolution de leur athlète, ils utilisent des techniques empiriques. Par exemple, ils vont estimer la force maximale des doigts en se suspendant pendant 5 secondes sur une prise inférieure à une phalange (réglette d'environ 18-20 mm de profondeur), en étant lesté au maximum. De la même manière, ils la mesurent en se suspendant 5 secondes sur la plus petite prise possible, à poids de corps. Ces méthodes manquent de bases scientifiques du fonctionnement de la main et de précision. Par exemple, les poids additionnels se font au kilogramme près alors que les capteurs de force sont précis au Newton (N) près. Un autre inconvénient réside dans le fait que les différentes tailles ou formes de prises ne sollicitent pas forcément les mêmes capacités des doigts et rendent donc les comparaisons délicates.

Facteurs influençant la force maximale des doigts :

La force maximale des muscles des doigts est impactée par un certain nombre de paramètres, notamment la masse corporelle, les types de préhension, les caractéristiques de prises et l'entraînement.

Masse corporelle :

Etant donné que l'escalade se définit par le maintien de sa position, et donc son corps, dans des postures statiques ou par accélération de sa masse corporelle vers le haut. La force gravitationnelle joue un rôle prédominant. Pour effectuer un même mouvement, un grimpeur lourd devra exercer plus de force absolue qu'un grimpeur plus léger. Pour autant, cela ne signifie pas que le grimpeur lourd a une meilleure performance que le grimpeur plus léger. D'où l'importance de prendre en compte la force normalisée au poids de corps pour comparer les grimpeurs. Ainsi, le ratio de force des doigts rapporté au poids de corps offre un aperçu de la capacité à générer de la force par unité de poids, il donne une meilleure notion de la force effective utilisable. Il est souvent considéré comme un facteur plus complet de la performance, où la capacité à soulever son propre poids est essentielle (Laffaye et al., 2016; Mermier et al., 2000).

Types de préhension :

Selon la configuration des prises de la paroi, le mouvement à réaliser ou les habitudes du grimpeur, la préhension à adopter pour saisir la prise sera différente. L'idéal étant d'ajuster au mieux la position des doigts et l'angulation du poignet à la forme de la prise

pour obtenir une surface de contact optimale et développer ainsi le maximum de force. De nombreuses formes de prise existent (Figure I.3-4) et pour chacune d'elles correspond donc une préhension particulière.



Figure I.3-4. *Prises de base utilisées en escalade. Photographie illustrant une variété de prises couramment rencontrée. Tirée de Phillips et al. (2012).*

Dans l'ensemble de cette diversité, les préhensions sont souvent classifiées dans trois grandes techniques, communément appelées « tendues », « semi-arquées », et « arquée » ou « arquée-pouce » (Figure I.3-5).



Figure I.3-5. *Photographie des techniques de préhension utilisées en escalade pour saisir des prises inférieures à la taille de la phalange distale des doigts, préhension tendue (A), semi-arquée (B), arquée-pouce (C). Tirée de Levernier et al. (2019).*

La préhension tendue s'utilise principalement sur des prises arrondies ou plates, et permet d'optimiser l'adhérence de la peau (Figure I.3-5A). De même, les prises avec trous, permettant la préhension de 4, 3, 2 ou un seul doigt, sont un autre type de prise favorisant cette saisie. C'est la préhension qui respecte le mieux l'architecture de la main puisqu'avec cette saisie, l'ensemble des articulations des doigts sont fléchies et sont proches d'une position de la main au repos. Elle est la moins traumatisante même si des blessures peuvent survenir.

La préhension semi-arquée est caractérisée par une hyperextension de l'articulation DIP et une forte flexion (environ 90°) de l'articulation PIP (Figure I.3-5B). Elle est surtout utilisée sur des prises de petites tailles aux bords nets et crochetants afin d'optimiser la surface de contact et de limiter l'effet de cisaillement de la peau (Schweizer, 2001). Ces deux préhensions, tendue et semi-arquée, affichent des forces maximales similaires sur des prises de petites tailles (< 2 cm) (Figure I.3-6) pour des grimpeurs de niveau avancé (Amca et al., 2012) et expert (Levernier & Laffaye, 2019). Mais la posture semi-arquée est plus traumatisante pour les doigts que la préhension tendue puisque, du fait de la configuration articulaire, des forces importantes sont exercées sur les poulies digitales (Vigouroux et al., 2006).

La préhension arquée-pouce est similaire à la préhension semi-arquée mais elle permet aux grimpeurs d'utiliser leur pouce par-dessus leurs autres doigts, notamment l'index (Figure I.3-5C). Grâce à lui, cette préhension permet ainsi d'appliquer une force additionnelle de +11-22% sur des petites prises (Amca et al., 2012; Quaine et al., 2011) mais elle est la plus traumatisante, du fait d'une sur-contrainte appliquée par le pouce sur l'index. Malgré le risque élevé de pathologies, ces deux dernières préhensions sont préférées par les grimpeurs (Schweizer, 2001) en raison des formes de prises privilégiées dans la grimpe.

Caractéristiques de la prise :

La dimension de la prise d'escalade (sa taille et sa forme) est à prendre en considération car elle influence la capacité à exercer une force maximale. Amca et al. (2012) ont montré que la force maximale augmentait quand la profondeur de la prise s'agrandissait, et expliquaient cela grâce à une plus grande surface de contact, donc une meilleure interaction doigt-prise, plutôt que par l'amélioration de facteurs biomécaniques internes. Amca et Aritan (2015) ont également étudié l'impact de la profondeur et de l'inclinaison des prises (entre 0 et 40°) et ont observé qu'une diminution de la profondeur ainsi qu'une augmentation de la pente menait conjointement à une chute de la force maximale.

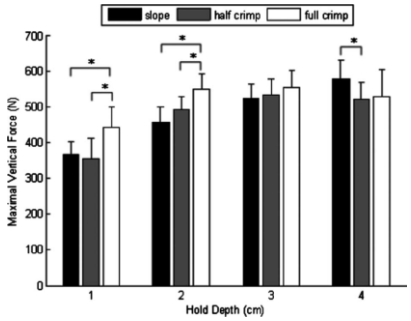


Figure I.3-6. *Moyenne ± écart-type des forces maximales selon la profondeur de la prise et selon les différents types de préhension (tendue en noir, semi-arquée en gris, arquée-pouce en blanc). * Significativement différent à p < 0.05. Tiré d'Amca et al. (2012).*

Entraînement :

En plus de la pratique de l'activité seule, des outils et des méthodes d'entraînements ont été développés par les grimpeurs et les entraîneurs, tels que la poutre d'escalade et le pan Güllich (décrits dans la Figure I.3-7). Ces outils sont spécifiques à la pratique de l'escalade et ont un potentiel très intéressant pour cibler l'entraînement des capacités spécifiques de préhension des grimpeurs et les capacités des bras et des épaules.



Figure I.3-7. *La poutre (à gauche) et le pan Güllich (à droite) consistent en un support sculpté de prises sur lesquelles le grimpeur se suspend et se tracte, et focalisent donc l'entraînement sur les membres supérieurs. La poutre est compacte et présente des prises très variées en termes de profondeur, largeur, inclinaison. Le pan Güllich est plus volumineux (2 à 3 m de haut) et est composé de réglettes horizontales (entre 1 et 10 m de profondeur) fixées sur un pan incliné (entre 15 et 20°), espacées (entre 10 et 30 cm) (Crédit photo : Robin O'Leary)*

Néanmoins, les études portant sur les effets d'un entraînement spécifique sur la force maximale des doigts sont relativement rares. Voici une liste résumée des études dans le Tableau I.3-2 ci-dessous :

Tableau I.3-2. *Effets des différents types d'entraînement sur la force maximale des doigts.*

Etudes	Participants	Protocoles d'entraînement	Résultats : gain de force des doigts pré-test/post-test
López-Rivera & González-Badillo (2012)	9 grimpeurs (8M, 1F) IRCRA ≥ 23 25 ans ou +	8 semaines, 2 séances/semaines, 3 – 5 reps Cycle A : suspension sur la profondeur minimum de prise à PC Cycle B : suspension sur une prise de 18mm, avec un maximum de poids - ENT1 (*n* = 5) : Cycle A sur 4 semaines + Cycle B sur 4 semaines - ENT2 (*n* = 4) : Cycle B sur 4 semaines + Cycle A sur 4 semaines	- ENT1 : +2.1% - ENT2 : +9.6% Limites : faible nombre de participants par groupe ; absence de groupe contrôle
Medernach et al. (2015)	23 bloqueurs (M) IRCRA > 20 25.6 ± 4.4 ans	4 semaines, 3 séances/semaines - CTRL (*n* = 11) : 25 – 35 blocs de 4 – 8 prises - ENT (*n* = 12) : entraînement sur poutre, composé de différents exercices, dont des suspensions à PC, 6 – 10 reps	- CTRL : +2.3% - ENT : +5%* Limites : mesure de force avec un dynamomètre sollicitant la main entière
Levernier & Laffaye (2019)	14 bloqueurs (M) IRCRA > 28 21 – 29 ans	4 semaines, 3 séances/semaines - CTRL (*n* = 7) : activité de grimpe régulière - ENT (*n* = 7) : 2 séries de 6 reps à PC sur la profondeur minimum de prise, alternant les préhensions tendue et semi-arquée	- CTRL : -1.8% en moyenne - ENT : +6.9%* en préhension tendue +5.1 – 8.8% en préhensions semi-arquée et arquée-pouce
Mundry et al. (2021)	27 grimpeurs (15M, 12F) IRCRA 10 – 17 24 ± 3.5 ans	8 semaines, 2–3 séances/semaine, 3 – 5 reps - CTRL (*n* = 10) : activité de grimpe régulière - ENT1 (*n* = 9) : suspension sur la profondeur minimum de prise à PC - ENT2 (*n* = 8) : suspension sur une prise de 18mm, avec un maximum de poids	- CTRL : +1% en moyenne - ENT1 : +5% en moyenne - ENT2 : +12%* en moyenne Limites : mesure de force avec un dynamomètre sollicitant la main entière
Stien et al. (2021a)	14 grimpeurs (11M, 3F) IRCRA 14 – 20 27.3 ± 5.3 ans	5 semaines, 3 séances/semaine - ENT1 (*n* = 7) : 2 séances de voies + 1 séances de blocs - ENT2 (*n* = 7) : 1 séance de voies + 2 séances de blocs	- ENT1 : +4.5% - ENT2 : +6.4%* Limites : absence de groupe contrôle
Stien et al. (2021b)	16 grimpeurs (M) IRCRA ≥ 18 18 ans ou +	5 semaines, 4 séries de 4 exercices différents sur pan Güllich - CTRL (*n* = 5) : activité de grimpe régulière - ENT1 (*n* = 5) : 4 exercices/séance avec 2 séances/semaine -ENT2 (*n* = 6) : 2 exercices/séance avec 4 séances/semaine (même volume qu'ENT1)	- CTRL : -0.5% - ENT1 : +7% - ENT2 : +14% Limites : faible nombre de participants par groupe
Hermans et al. (2022)	35 grimpeurs (27M, 8F) IRCRA 11 – 23 18 ans ou +	10 semaines, 2 séances/semaine - CTRL (*n* = 17) : activité de grimpe régulière - ENT (*n* = 18) : suspensions sur poutre à PC, 2x6 séries de 7 reps	- CTRL : +4.4% en moyenne - ENT : +17.5%* en moyenne

*p < 0.05 ; M, masculin ; F, féminin ; CTRL, groupe contrôle ; ENT, groupe d'entraînement ; reps, répétitions

La majorité des études s'accordent à dire qu'un entraînement sur poutre augmente la force maximale des doigts. Cependant, les profondeurs de prise utilisées, les temps de suspension, les éventuelles charges additionnelles, les durées de protocole, ainsi que le

niveau d'expertise et l'âge des grimpeurs varient en fonction des études, rendant difficile de tirer des conclusions généralisées. Une revue recensant les entraînements de force spécifique à l'escalade souligne ces différences (Langer et al., 2023b). La question abordée était de déterminer les méthodes d'entraînement et les paramètres d'exercices les plus efficaces pour améliorer la performance des grimpeurs (les variables analysées étant la force maximale, l'endurance et la puissance des membres supérieurs). Cette revue en déduit que plusieurs méthodes affectent positivement la force maximale des doigts, les plus efficaces étant les entraînements de force maximale (>85% 1RM[b]) ou d'hypertrophie (60-85% 1RM), voire une combinaison des deux.

Cependant dans cette perspective, les outils actuels ne permettent pas de cibler ces charges précisément (comme pour les méthodes de mesure employées sur le terrain). Le travail se réalise alors souvent à poids de corps et en variant les tailles de prises et/ou le temps de suspension ce qui ne permet pas de précisément cibler l'intensité adéquate.

I.3.3.3. Endurance musculaire des doigts

A l'image de la multitude de configurations de prises possibles et de formes de paroi, l'effort en escalade est difficilement modélisable tant les gestes sont variés, complexes, et d'intensité inégale pendant une ascension. Le facteur « temps » est également très variable selon le type d'ascension et le style du grimpeur. Au cours d'une voie ou d'un bloc, le grimpeur saisit des prises avec chaque main successivement. Lorsqu'une main produit un effort sur une prise, celui-ci est suivi par une phase mobile de la main controlatérale qui est ainsi en phase de relâchement musculaire. A l'échelle d'un membre, cet effort correspond donc à un exercice intermittent des muscles de l'avant-bras, reposant sur la répétition de périodes d'exercices intenses, entrecoupées de périodes de récupération (Ferguson & Brown, 1997). L'incapacité à générer et/ou maintenir un niveau de force dans les doigts nécessaire pour garder le contact avec la prise est une des principales raisons de l'échec d'une ascension (Watts et al., 2000).

D'un point de vue de la fatigue musculaire, celle-ci a été définie par Enoka et Stuart (1992) comme une forte diminution de la performance qui inclut à la fois l'augmentation de l'effort perçu nécessaire pour exercer une force souhaitée et l'éventuelle incapacité à produire cette force. Selon cette définition, des études ont défini la cinétique de fatigue en escalade (Pitcher & Miles, 1997; Quaine et al., 2003) grâce à des protocoles standardisés : intermittent, statique et intense (en règle générale 80% de la force maximale volontaire (FMV)). Une spécificité en escalade vient du fait que l'on observe des phénomènes d'ischémie des avant-bras dès l'application de 40-50% FMV (Pitcher & Miles, 1997). Les phénomènes de fatigue sont donc très localisés et nécessitent des mesures spécifiques aux avant-bras plutôt que des mesures globales telle que la VO_2 mesurée par la bouche. En

[b] Le 1RM (*one repetition maximum*) est la force maximale exercée (ou le poids maximal soulevé) sur une seule répétition du mouvement.

effet, la capacité aérobie systémique ne semble pas être reliée à la performance en escalade (Billat et al., 1995). Cette capacité, traditionnellement évaluée à travers un test d'effort incrémental en course à pied ou en vélo, n'est pas corrélée au niveau d'expertise et ne distingue pas les grimpeurs des non-grimpeurs (Macleod et al., 2007; Rodio et al., 2008). En revanche, le rythme cardiaque est particulièrement élevé de manière disproportionnelle par rapport à la VO_2 ce qui semble témoigner d'un travail intense mais local (Sheel et al., 2003).

D'un point de vue de la préhension, les résultats des études sur la spécificité de la fatigue en escalade (Figure I.3-8) ont permis d'illustrer la cinétique de fatigue typique des avant-bras et permet d'identifier trois phases d'installation de la fatigue musculaire :

- Un premier plateau jusqu'au niveau de la flèche, pendant lequel la force requise est maintenue à 80 ± 10 % FMV. Il représente la capacité à réaliser une succession d'efforts maintenus à haute intensité sans subir les effets de la fatigue musculaire (appelé résistance)
- Une chute du niveau de force exercée sur plusieurs contractions
- Un deuxième plateau de stabilisation de la force à une intensité plus faible que celle du premier plateau, représentant le niveau de force capable d'être maintenu une fois la fatigue musculaire installée (appelé endurance ou « force critique » par certains auteurs)

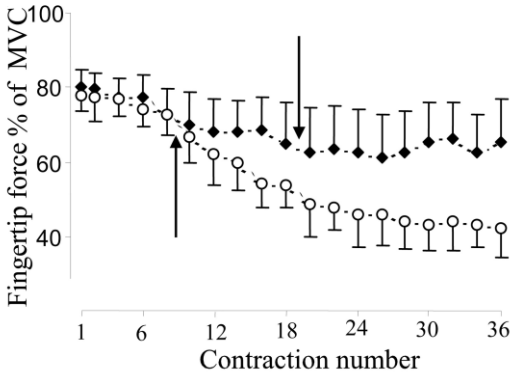


Figure I.3-8. *Evolution de la force de préhension selon le nombre de répétitions. Les forces étaient exercées sur une prise de 1 cm de profondeur de manière intermittente (5 s de contraction suivies de 5 s de repos). Les participants devaient atteindre 80% de leur FMV et l'atteindre autant que faire se peut (non-grimpeurs en ronds blancs, grimpeurs experts en diamants noirs). Les flèches montrent le moment où la force initiale (i.e. 80 ± 10 % FMV) ne peut plus être maintenue. Tiré de Vigouroux & Quaine (2006).*

Dans certaines de ces études, l'EMG a été utilisée pour mesurer l'activité électrique des muscles et leur état de fatigue, qui apparait alors par l'augmentation de la sollicitation du muscle en vue de maintenir un même effort et par un glissement du spectre de fréquence

du signal EMG vers les basses fréquences. Ces études montrent que la fatigue apparait dès les toutes premières contractions de l'exercice. Au contraire, on observe une stabilisation de ce spectre de fréquence lors de la troisième phase. Ceci démontre qu'il y a une installation de la fatigue, avec probablement une acidose du milieu musculaire due à l'accumulation de métabolites et un manque d'irrigation des muscles, dès les premières contractions, pendant le maintien initial de la force et pendant la chute de performance qui suit (Quaine et al., 2003). Durant la troisième phase (stabilisation de la force à un plateau inférieur), il semble que ces phénomènes se stabilisent et qu'une sorte d'équilibre s'établit entre la fatigue générée durant les contractions et la récupération durant les phases intermittentes de relâchement (Vigouroux & Quaine, 2006).

En plus d'être un paramètre primordial pour la performance en escalade, l'endurance musculaire locale au niveau des avant-bras discrimine les grimpeurs des non-grimpeurs (Vigouroux & Quaine, 2006), ainsi que les niveaux d'expertise (Booth et al., 1999).

Chez les grimpeurs experts, on observe un maintien du premier plateau de force plus long et une chute de force moins importante que chez les non-grimpeurs (Quaine et al., 2003) ou les grimpeurs avancés (Baláš et al., 2012). De manière similaire, pendant une activité de grimpe avec une augmentation progressive de la vitesse ou de l'angle du dévers, les grimpeurs d'un meilleur niveau d'expertise démontrent un temps plus long avant l'épuisement (Baláš et al., 2021; España-Romero et al., 2009). Ceci aboutit à un maintien d'une intensité de force plus forte durant la troisième phase (Vigouroux & Quaine, 2006). Des études utilisant la spectroscopie infra-rouge ont confirmé ces résultats en montrant une diminution plus lente de la saturation d'oxygène dans les muscles de l'avant-bras et une capacité importante pour ré-oxygéner les muscles pendant les phases intermittentes de récupération (Fryer et al., 2017; Giles et al., 2019; Philippe et al., 2012; Usaj, 2002). Cette meilleure ré-oxygénation est probablement due à de meilleures capacités de vascularisation des muscles des avant-bras chez les experts ainsi qu'à des capacités augmentées de résistance aux conditions d'efforts musculaires en ischémie. Ces profils peuvent également résulter de différentes compositions de type de fibres musculaires (Hawkins & Hull, 1993).

Un autre point intéressant est de noter que le taux de fatigue musculaire des muscles extenseurs était similaire à celui des fléchisseurs des doigts. Ainsi, les extenseurs semblent jouer en escalade un rôle crucial qu'il est probablement nécessaire de prendre en compte pour l'entraînement (Quaine & Vigouroux, 2004). Nous reviendrons sur ce point dans les sections suivantes.

Méthodes de mesure de l'endurance musculaire des doigts :

L'endurance musculaire s'évalue de différentes façons dans la littérature. Elle est mesurée soit par des tests de contractions continues, où le but est de rester suspendu à poids de corps le plus longtemps possible, soit par des tests intermittents, alternant des phases de contractions avec des phases de repos (Vigouroux & Quaine, 2006). Les tests continus, généralement utilisés par les entraîneurs et grimpeurs, sont simples à mener puisqu'ils ne nécessitent qu'une réglette et un chronomètre pour mesurer le temps de travail, mais

ils ne miment pas la locomotion en escalade. Les tests intermittents ont une meilleure validité écologique de l'activité des muscles des avant-bras pendant l'escalade et corrèlent mieux avec le niveau d'expertise. Cependant, différentes intensités d'effort (entre 40 et 80%), tailles de prise (entre 8 et 30 mm) et préhensions (tendue, semi-arquée, etc.) sont employées (Stien et al., 2022) et démontrent que les modalités de test manquent de consensus.

Un autre point concernant les tests à poids de corps est que ce dernier représente un pourcentage de FMV différent selon les grimpeurs, donc l'intensité d'effort est différente pour chaque grimpeur. Cela fait alors apparaître un problème de distinction entre les différentes capacités. En effet, les suspensions à poids de corps peuvent représenter un pourcentage faible de la FMV d'un grimpeur, dans ce cas, on mesurera plutôt une valeur d'endurance. Au contraire, ces suspensions peuvent représenter un pourcentage élevé de la FMV d'un autre grimpeur et dans ce cas, on mesurera plutôt une valeur de résistance, voire de force maximale si le grimpeur reste suspendu moins d'une dizaine de secondes. Faire un test continu ou intermittent ne demande pas la même contribution des filières énergétiques (Maciejczyk et al., 2022) de la même manière que faire un test à 40% FMV ne mesure pas les mêmes filières énergétiques qu'un test à 80% FMV et les études ne semblent pas différencier ces termes quand ils évoquent « l'endurance musculaire des avant-bras ».

De leur côté, les pratiquants utilisent également des circuits d'escalade qu'ils répètent en boucle jusqu'à épuisement, et peuvent déterminer s'ils ont effectué plus de mouvements d'un test à l'autre. Mais cela engendre d'autres facteurs tels que la qualité technique ou la stratégie de gestion de l'effort puisque tous les mouvements ne sont pas réalisés à même intensité.

Facteurs influençant l'endurance musculaire des doigts :

Force maximale :

Une augmentation de la force maximale des doigts a été positivement associée à une augmentation de la capacité d'endurance musculaire locale en escalade (r = 0.85; López-Rivera & González-Badillo, 2012). En effet, avec une force maximale plus élevée, le niveau d'effort pour un même mouvement devient relativement moindre, permettant de diminuer l'intensité d'effort et de continuer son effort plus longtemps. Ce phénomène est présent dans la plupart des muscles ciblés (Schoenfeld et al., 2021).

Sous-discipline :

Il y a peu d'études qui ont comparé les grimpeurs de difficulté et les bloqueurs, que ce soit de manière aigüe ou longitudinale, et bien que certains n'ont pas reporté de différences dans les capacités d'endurance musculaire locale (Fryer et al., 2017; Stien et al., 2019), d'autres oui (Baláš et al., 2016; Laffaye et al., 2016; Vigouroux & Quaine, 2006). Certains auteurs estiment toutefois que le choix de l'intensité d'effort (et ainsi le temps de travail cumulé) pourrait probablement favoriser une sous-discipline à une autre. Augmenter l'intensité serait à l'avantage des pratiquants de bloc et la diminuer serait à

l'avantage des pratiquants de difficulté (Stien et al., 2019). Ils ne font cependant pas de distinction entre la mesure de la résistance et celle de l'endurance.

Ainsi, au-delà de catégoriser un grimpeur dans une sous-discipline ou une autre, il est intéressant de noter que le profil de cinétique de fatigue est très dépendant des individualités. Par exemple, la Figure I.3-9 ci-dessous montre le profil de deux grimpeurs de même niveau mais de caractéristiques différentes.

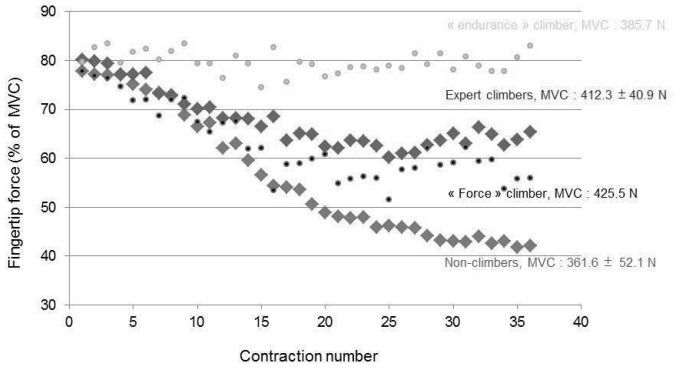


Figure I.3-9. *Evolution de la force de préhension selon le nombre de répétitions. La moyenne des non-grimpeurs est présentée avec les diamants gris clair, les grimpeurs experts sont représentés avec des diamants gris foncé. Les résultats obtenus par deux grimpeurs experts ayant des caractéristiques différentes sont présentés : un grimpeur ayant un profil de "force" (points noirs) et un profil "endurant" (points gris clair). Les résultats de force maximale atteinte en moyenne par les deux groupes et par les deux grimpeurs caractéristiques sont présentés à droite. Tiré de Vigouroux (2016).*

Le premier grimpeur présente des intensités de force maximale importantes mais un profil de cinétique de fatigue proche d'un non-grimpeur. Le second présente un profil de fatigue dans lequel la chute de force est très faible mais ce dernier possède des capacités de force maximale peu importantes en considérant la moyenne des grimpeurs experts. Le premier grimpeur semble donc avoir un profil plutôt de « force » tandis que le second grimpeur présente un profil plus « endurant ». L'évaluation des capacités maximales de préhension et des profils de cinétique de fatigue à l'aide de protocoles tels que ceux que nous avons utilisés semble donc cruciale pour l'entraînement afin de cibler et d'individualiser les stratégies de progression. Cela peut permettre en particulier d'évaluer objectivement les ressources physiologiques et d'équilibrer les capacités de force et de résistance à la fatigue pour que les grimpeurs soient performants dans chaque sous-discipline.

Entraînement :

Comme pour l'entraînement en force, peu d'études s'intéressent à un suivi d'entraînement en endurance. La liste ci-dessous résume les principaux enseignements connus :

- La plupart des entraînements sont menés sur poutre avec des répétitions de suspension (Hermans et al., 2017; López-Rivera & González-Badillo, 2012, 2019; Medernach et al., 2015) mais, de la même manière que les tests intermittents, il n'y a pas de consensus établi sur les pratiques en termes de nombre de répétitions, d'intensité de charge (% 1RM), de rapport travail:repos, et de taille de prise utilisée. De manière générale, ces entraînements conduisent à une amélioration de l'endurance.
- Le fait de pratiquer l'escalade de difficulté améliore l'endurance des doigts. En effet, Stien et al. (2021a) ont comparé les effets de prioriser la difficulté ou le bloc pendant cinq semaines. Prioriser la difficulté consistait en deux sessions de difficulté et une de bloc par semaine, et inversement pour prioriser le bloc. Seul le groupe priorisant la difficulté a augmenté son endurance d'environ 19%.
- Saeterbakken et al. (2018) se sont intéressés aux effets du « core-training » – entraînement sollicitant les muscles du tronc, du centre du corps – sur la performance en escalade. Après 10 semaines, ils ont notamment noté une augmentation non significative d'environ 4% de l'endurance des doigts.

En résumé

- Les capacités des doigts sont fondamentales en escalade pour saisir et tenir des petites prises. D'un point de vue physiologique, les chercheurs mettent en lumière la force maximale, l'endurance et la résistance à la fatigue comme les principaux facteurs à l'origine de la performance conférant alors une spécificité anatomique caractéristique chez les grimpeurs. De nombreuses études ont montré que ces capacités étaient corrélées au niveau d'expertise, et qu'elles permettaient de distinguer les grimpeurs des non-grimpeurs, et plus précisément les grimpeurs de différents niveaux d'expertise (novices, confirmés, experts) et de différentes sous-disciplines.

- La performance des muscles des doigts est principalement influencée par les différentes tailles et formes de prises ainsi que par la technique de préhension employée.

- En dehors de la pratique en elle-même, les muscles du haut du corps doivent être entraînés de manière adaptée à l'escalade en utilisant des outils dédiés tels que des poutres d'escalade. Les exercices sont généralement composés de suspension sur des prises d'une profondeur inférieure à la dernière phalange des doigts pour améliorer les muscles des doigts. Selon l'intensité d'effort, les capacités ciblées ne seront pas les mêmes. La principale problématique de l'utilisation de ces outils est une méconnaissance des charges physiologiques précises à réaliser pour obtenir des bénéfices dans les différentes capacités abordées ci-dessus.

- De ce fait, les outils de mesure sur le terrain sont quasi inexistants et les grimpeurs utilisent des moyens détournés (chronomètre, pince dynamométriques) qui ne reflète pas ou peu précisément les capacités. Ce manque d'outil amène à des connaissances sur l'entraînement qui sont peu définies, peu applicables et dont les modalités de réalisation les rendent incomparables entre elles.

I.3.3.4. Rôle des muscles extenseurs des doigts sur la prévention de blessures

Une des problématiques liées aux outils d'entraînement sont les blessures qu'ils génèrent. En effet, leur utilisation intensive génère un grand nombre de pathologies, notamment des dommages aux tendons des fléchisseurs des doigts et des ruptures de poulies digitales (Moutet, 2003; Schweizer, 2001; Vigouroux et al., 2008). En effet, une revue (Quarmby et al., 2023) a récemment recensé un grand nombre d'études ayant indiqué une association entre l'intensité en escalade et l'augmentation du risque de blessures, la relation étant positive et linéaire (intensité augmentée = blessures augmentées). Cela a été investigué sur de nombreuses parties du corps, dont les doigts qui sont particulièrement sensibles aux blessures de contraintes mécaniques et aux surcharges. Cette revue préconise d'inclure un entraînement préventif pour réduire les risques de blessures du haut du corps.

Au niveau des doigts, contrairement aux muscles FDS et FDP, les forces développées dans les muscles EDC semblent équivalentes aux intensités rencontrées dans des tâches plus classiques de préhension d'objets ou d'outils (Vigouroux et al., 2006). Ainsi, les études montrent en correspondance que les muscles extenseurs des doigts ne présentent aucune amélioration chez les grimpeurs par rapport à une population non-grimpeuse voire une légère diminution (Vigouroux et al., 2015). Ce phénomène est probablement dû à une utilisation très rare de mouvements en extension des doigts dans ce sport. Il se peut également que cette quasi-décroissance des capacités soit une conséquence de la diminution des activités antagonistes avec l'expertise comme cela est observé pour d'autres sports (Fouré et al., 2010; Griffin & Cafarelli, 2005). Un autre point étonnant concerne les muscles mobilisant le poignet, qui comme les muscles EDC, ne présentent aucune différence significative chez les grimpeurs (Vigouroux et al., 2015). En conséquence, il semble donc que la pratique de l'escalade et les méthodes d'entraînement utilisées provoquent des adaptations des capacités musculaires très spécifiques et non-uniformes qui ne concernent que les fléchisseurs des doigts. De même, une autre étude a montré que le déséquilibre du ratio entre la force des muscles fléchisseurs des doigts et la force des muscles extenseurs du poignet était supérieur chez des grimpeurs ayant déjà eu des blessures par rapport à des grimpeurs non-blessés (Lindbäck, 2020).

Pourtant, la co-contraction des muscles fléchisseurs et extenseurs est connue pour être importante pour la stabilisation du poignet et pour maintenir une position optimale des

fléchisseurs (Snijders et al., 1987). Cette co-activation et les actions mécaniques associées sont cruciales pour les articulations dans le but de les protéger des forces de cisaillement et de couple excessives, en augmentant la rigidité de l'articulation (Remaud et al., 2007). De plus, le rôle des muscles antagonistes (ici, les extenseurs) est particulièrement important pour les systèmes musculo-squelettiques de la main et des doigts, où la co-contraction est nécessaire pour l'équilibre de l'entière chaine de segments allant de l'avant-bras jusqu'au bout des doigts (Goislard De Monsabert et al., 2012). Le déséquilibre constaté entre la force des fléchisseurs et celle des extenseurs chez les grimpeurs, peut donc diminuer leurs capacités de contrôle et de protection des articulations et augmenter alors leur exposition aux risques de blessures liées à ce déséquilibre : instabilité articulaire, surutilisation du cartilage, déchirures ligamentaires (Vigouroux et al., 2015).

En résumé :

Les muscles antagonistes jouent un rôle important et protecteur dans la préhension des prises en escalade. Néanmoins, la pratique de l'escalade seule ne leur permet pas d'adapter leurs capacités de production de force à la même hauteur que les muscles fléchisseurs. Un renforcement de ces muscles pourrait améliorer les déséquilibres fléchisseurs/extenseurs des doigts et prévenir les risques de blessures au niveau des doigts.

I.3.4. Capacités musculaires du membre supérieur

I.3.4.1. Spécificités de l'anatomie du bras et de l'épaule du grimpeur

Bien que les doigts soient essentiels pour maintenir le contact entre le grimpeur et le mur, les bras sont également d'une grande importance pour la performance car ils permettent de mouvoir le corps et faire évoluer le centre de gravité autour des appuis mains. Contrairement aux doigts, les muscles des bras travaillent dans les phases de mouvement en contraction dynamique. En effet, le grimpeur va saisir une prise en ayant le bras généralement tendu, puis il va devoir réaliser un mouvement concentrique de fermeture des articulations du bras fixé afin de se hisser jusqu'à la prise suivante. Il va ensuite effectuer un blocage statique de ce bras – travail isométrique – pour atteindre cette prise grâce au bras opposé transporté. L'extension, mouvement opposé à la flexion, est souvent effectuée par le membre qui tient la prise la plus basse et travaille en excentrique. L'avant-bras et le bras vont s'éloigner au fur et à mesure que le grimpeur monte au-dessus de la prise. Ainsi, dans ces phases dynamiques, les flexions/extensions et les adductions/abductions des articulations du coude et de l'épaule sont le plus souvent sollicitées.

L'épaule est une articulation représentant un ensemble anatomique et fonctionnel

permettant de relier le membre supérieur au thorax. On l'appelle plus souvent la ceinture scapulaire. Elle est composée de trois articulations : la gléno-humérale qui unit l'humérus à la scapula, l'acromio-claviculaire entre la scapula et la clavicule et enfin la sterno-claviculaire qui relie le sternum à la clavicule. Cet ensemble doit permettre une mobilisation à grande amplitude du bras à laquelle s'ajoutent celle du coude et du poignet, pour déplacer la main loin du corps, ainsi qu'une bonne stabilité pour l'utilisation du membre supérieur avec un besoin de force (port de charge lourde, appuis sur les mains, etc.). Au niveau musculaire, deux grands groupes mobilisent la ceinture scapulaire (Figure I.3-10) :

- Les muscles qui mobilisent la scapula et la clavicule sur le thorax : le dentelé antérieur, l'angulaire, le rhomboïde, le petit pectoral, le sous clavier, le sterno-cléido-occipitaux-mastoidïen, et le trapèze.
- Les muscles qui mobilisent l'humérus (le bras) sur la scapula : la coiffe des rotateurs comprenant le sous-épineux, le petit rond, le sus-épineux et le sous-scapulaire, le grand dorsal, le grand rond, le triceps, le deltoïde, le grand pectoral.

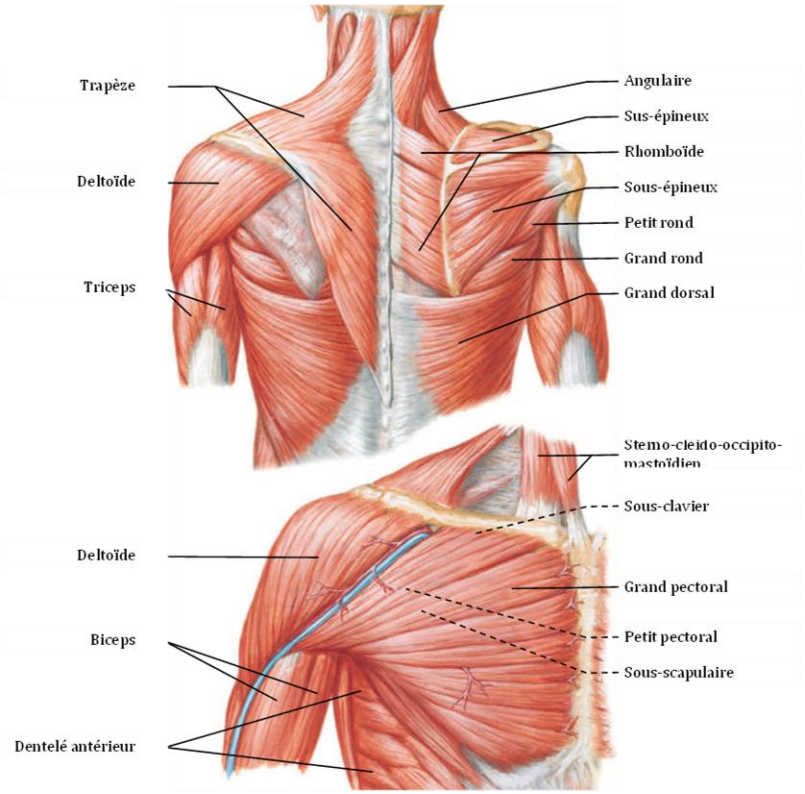


Figure I.3-10. *Illustration de l'anatomie musculaire de l'articulation de l'épaule. Les traits en pointillé indiquent que les muscles se situent en profondeur et qu'ils ne sont pas visibles. Tiré de Netter et al. (2023).*

Le mouvement de musculation analytique le plus représentatif d'un mouvement d'escalade est le mouvement de traction. C'est un exercice pluri-articulaire ciblant le haut du corps et à chaîne cinétique fermée (Ronai & Scibek, 2014). Il débute par une position suspension avec les bras tendus et consiste à élever son corps en utilisant ses membres supérieurs. Dans un plan sagittal, la montée se fait par une extension des épaules, rapprochant les bras du tronc, et une flexion du coude, ramenant les avant-bras vers les bras. Les muscles des articulations de l'épaule et du coude précédemment décrits sont sollicités de manière concentrique pendant la phase de montée d'une traction, et de manière excentrique pendant la phase de descente. Ces mouvements peuvent se rapprocher d'une position statique pour les plus lents jusqu'à de véritables sauts dynamiques. Dans ces derniers, nommés « jetés » (Fuss & Niegl, 2010), l'ensemble du corps va être projeté pour atteindre une prise pouvant être éloignée à une distance plus grande que la taille du grimpeur.

I.3.4.2. Puissance musculaire du membre supérieur

En escalade, la puissance développée par les bras est un facteur de performance prédominant pour la réussite du passage (MacKenzie et al., 2020) et discriminante du niveau d'expertise (Laffaye et al., 2014). La performance en traction est d'ailleurs caractéristique de la performance en escalade (MacKenzie et al., 2020; Magiera et al., 2013; Ozimek et al., 2016). Les grimpeurs élites peuvent développer jusqu'à plus de 2 fois plus de puissance que les novices (Laffaye et al., 2014, 2016). D'autres études ont aussi démontré une corrélation entre la puissance développée par le haut du corps et le niveau d'expertise du grimpeur (r = 0.69–0.73 ; Draper et al., 2011, 2021; Laffaye et al., 2014).

Les muscles des bras et des épaules exercent principalement une action concentrique, contrairement aux doigts qui exerce une contraction isométrique. Bien que la pratique de l'escalade se fait seulement à poids de corps, il est nécessaire d'avoir une capacité la plus importante possible dans ces mouvements concentriques. En effet, plus un grimpeur a une capacité concentrique importante, plus l'effort relatif pour soulever sa masse corporelle est réduit.

Dans ces mouvements, la seule notion de force n'est pas suffisante pour exprimer les capacités du grimpeur puisqu'ils sont réalisés en dynamique. Il faut donc y introduire la notion de vitesse. La grandeur permettant de mesurer conjointement ces deux variables est la puissance développée. Mathématiquement, la puissance P (en W) est le produit de la force F (N) par la vitesse V (en $m \cdot s^{-1}$) :

$$P = F \times V \qquad (I.3\text{-}1)$$

Théoriquement, pour produire une puissance maximale, l'idéal est de réaliser le mouvement le plus rapidement possible tout en exerçant le plus de force possible. Toutefois, plus le mouvement est rapidement exécuté, plus la force maximale que l'athlète est capable de produire est faible (Bobbert, 2012). Il existe donc une relation entre la force, la vitesse et la puissance. Ce phénomène montre qu'à partir d'une capacité de force

isométrique initiale, le muscle a une capacité de production de force amoindrie s'il est en mouvement de raccourcissement (concentrique). Cette baisse de capacité de force est d'autant plus importante que la vitesse de raccourcissement augmente. Cette relation particulière trouve son origine dans les caractéristiques musculaires de relations force-vitesse et force-longueur de fibre musculaire bien décrites dans la littérature sur le muscle isolé (Hill, 1938), en établissant une relation hyperbolique (Figure I.3-11A).

Cependant, sur les mouvements humains mono-articulaires, tels que la flexion du coude ou l'extension du genou (Yamauchi & Ishii, 2007), et pluri-articulaires, comme le pédalage, le squat jump, le développé-couché ou dans notre cas la traction (García-Ramos et al., 2016; Muñoz-López et al., 2017; Samozino et al., 2008), de nombreuses études ont rapporté, à partir du début des années 80, que la relation F-V pouvait être décrite de manière fiable et précise par une relation linéaire (Figure I.3-11B), une relation polynomiale n'améliorant pas la qualité d'ajustement de la relation.

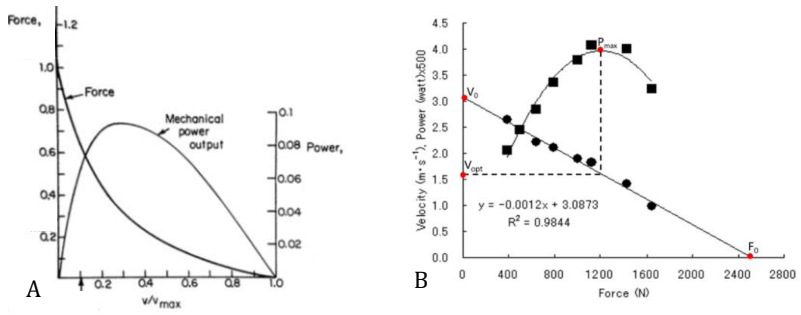


Figure I.3-11. *Relations force-vitesse-puissance sur (A) le muscle isolé (selon le modèle d'Hill ; tiré de McMahon (1984) et (B) des mouvements humains mono- et pluri-articulaires (extension du genou ; tiré d'Yamauchi et Ishii (2007).*

L'étude de cette relation permet de mieux comprendre les capacités de force maximale, de vitesse et de puissance des athlètes. Et l'analyse des paramètres qui découlent de cette relation, c'est-à-dire la force maximale théorique à vitesse nulle (F0), la vitesse maximale théorique à charge nulle (V0), la puissance maximale théorique (P_{max}) et la pente ($^{-F0}/_{V0}$) du profil Force-Vitesse (profil F-V), a montré un grand intérêt pour l'étude des capacités neuro-musculaires dans différents exercices. F0 et V0 sont les deux paramètres permettant de représenter les limites mécaniques et neuromusculaires des segments impliqués dans le mouvement. La courbe caractéristique de la puissance induit une parabole (polynomiale du 2ème degré). Une puissance maximale (P_{max} au sommet de la courbe) est développée avec une vitesse optimale (V_{opt}). Grâce à ce type de relation, évaluer le profil F-V d'un athlète est intéressant car cela permet de caractériser les qualités musculaires de l'athlète et de, par exemple, calibrer un entraînement afin de maximiser sa puissance.

Les recherches ont également montré que les relations force-vitesse-puissance étaient spécifiques à chaque exercice, ce qui signifie que la vitesse associée à chaque force produite, que la charge qui maximise la production de puissance et que les valeurs théoriques

maximales (F0 et V0) dépendent du pattern du mouvement ainsi que des groupes musculaires utilisés (Jaric, 2015). Par exemple, les valeurs obtenues lors d'un mouvement réalisé avec les membres inférieurs ne sont pas identiques à celles obtenues lors d'un mouvement du haut du corps.

La relation force-vitesse-puissance a été largement étudiée au niveau des membres inférieurs, sur des gestes tels que le squat jump (Samozino et al., 2008), le *countermovement jump* (CMJ ; Jiménez-Reyes et al., 2014), le sprint (Morin et al., 2010), le pédalage (Vandewalle et al., 1987), etc. Cependant, cette relation a été moins analysée au niveau des membres supérieurs. Certaines études se sont intéressées au geste de développé-couché (García-Ramos et al., 2016; Rahmani et al., 2018), d'autres au pédalage à bras (Nikolaidis, 2012) et deux études ont porté sur le profil F-V lors du geste de traction, dont une seule sur les grimpeurs (Levernier et al., 2020; Muñoz-López et al., 2017).

Méthodes de mesure de la puissance du membre supérieur :

Pour analyser un profil F-V, un test incrémental est réalisé. Il consiste à soulever des charges de plus en plus lourdes, et dans le cas des tractions, il consiste à se tracter lesté, avec des charges additionnelles de plus en plus importantes. A chaque poids soulevé, la force et la vitesse au cours de la phase concentrique sont relevées au moyen d'accéléromètres (Levernier et al., 2020), de transducteurs linéaires (García-Ramos et al., 2016) ou de systèmes cinématiques tels que des encodeurs optiques (Rambaud et al., 2008) (Figure I.3-12A). Ces mesures permettent de tracer la relation linéaire entre la force et la vitesse. Ce test incrémental permet également de déterminer le 1RM.

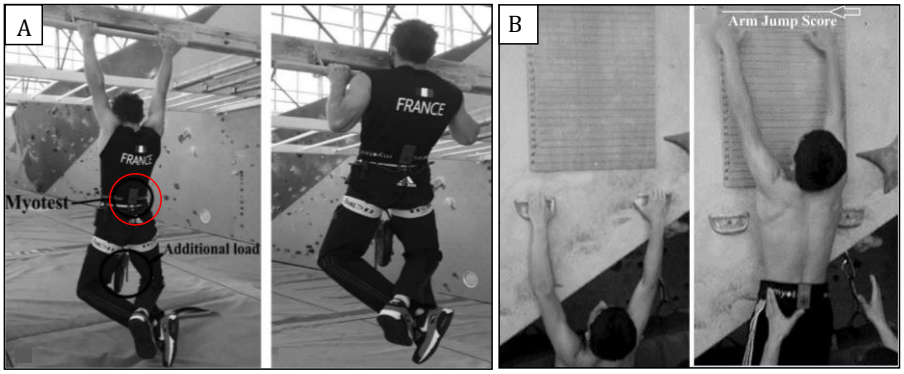


Figure I.3-12. *Illustrations de différentes méthodes de mesure de la puissance calculées à l'aide (A) d'un accéléromètre (tiré de Levernier et al. (2020)), ou (B) du test* arm jump *(tiré de Laffaye et al. (2014)).*

A l'image des méthodes pour le membre inférieur mesurant le déplacement vertical du centre de masse (e.g. test de Sargent, test de Bosco), des méthodes ont été développées pour les mouvements du membre supérieur, pour estimer la puissance d'un athlète à partir de la mesure de la détente verticale lors d'un saut (Samozino et al., 2008). Ainsi, des

tests ont été proposés pour mesurer la plus grande hauteur que pouvait atteindre un grimpeur en effectuant un mouvement de traction dynamique puis en touchant la planche le plus haut possible, tests appelés *powerslap* ou *arm jump* (Draper et al., 2011; Laffaye et al., 2014) comme illustré la Figure I.3-12B.

Les outils électroniques ont l'avantage de pouvoir mesurer, directement ou indirectement, la puissance, la force et la vitesse. Ils sont facilement transportables, d'une grande légèreté et peuvent se fixer sur l'athlète lorsque celui-ci réalise une traction. Ils ont aussi montré une bonne fiabilité, mais ont tendance à légèrement surestimer les mesures de force, de vitesse et de puissance. Et ces outils nécessitent une expertise méthodologique. Leur usage semble donc inaccessible pour la plupart des coachs et athlètes.

Les tests mesurant la hauteur permettent une mise en œuvre relativement simple et rapide, ne nécessitent pas de matériel spécialisé et présente une bonne répétabilité pour estimer la puissance du grimpeur. Néanmoins, les mesures ou estimations des paramètres impliqués dans le calcul de puissance (donc de force et de vitesse) sont absentes, rendant difficile de distinguer les profils de grimpeur, et impossible d'analyser le profil F-V.

Facteurs influençant la puissance et la force des membres supérieurs :

Masse corporelle :

Comme pour les doigts, la masse joue un rôle important dans la production de puissance. Ce principe est d'ailleurs très connu chez les grimpeurs, et ils emploient souvent le terme de « rapport puissance/poids ». Ce rapport offre un aperçu de la capacité à générer de la puissance par unité de poids (Laffaye et al., 2016).

Sous-discipline :

Levernier et al. (2020) ont reporté que chez les grimpeurs élites, la puissance lors d'une traction était différente selon les sous-disciplines, les bloqueurs montrant plus de puissance que les grimpeurs de difficulté et de vitesse. De manière intéressante, aucune différence entre les sous-disciplines n'a été observée pour F0, alors que V0 est plus grande chez les bloqueurs comparés aux deux autres sous-disciplines. Il semblerait donc que la différence de puissance entre les styles et sous-disciplines s'explique par une différence de vitesse d'exécution du mouvement.

Influence de la Préhension :

Les études précédentes sur la puissance des bras durant les tractions se sont surtout intéressées à l'orientation des mains dans un objectif d'optimisation de l'entraînement en musculation. Ainsi une série d'études ont comparé le fait de réaliser le même exercice en ayant les mains en pronation ou en supination. Sur un exercice de *lat-pulldown*[c] en pronation, les grands dorsaux sont légèrement plus activés et les biceps légèrement moins

[c] Exercice effectué sur une machine de musculation à tirage vertical, simulant un mouvement de traction au niveau du haut du corps, et qui cible principalement le muscle grand dorsal (*latissimus dorsi*).

activés qu'en supination sans être significativement différent (Lehman et al., 2004).

Sur un exercice de traction, le biceps brachial présentait une activation EMG significativement plus élevée lors d'une traction en supination qu'en pronation (Vigouroux et al., 2022; Youdas et al., 2010).

Bien que la préhension jour un rôle majeur en escalade, il est étonnant de constater qu'aucune étude n'a analysé l'effet du type de préhension sur la performance de traction.

Effet de la coordination corporelle :

La coordination corporelle au sens où nous l'étudions dans ce document se définit comme la capacité de transférer une quantité de mouvement d'une partie du corps à une autre. Cet aspect a été notamment étudié en comparant la performance des membres inférieurs lors d'un squat jump avec et sans mouvement de balancier avec les bras (Hara et al., 2006). Ils ont montré que le mouvement des bras augmentait significativement la hauteur du saut de 18% (44.5 cm sans les bras contre 54.6 cm avec).

A l'inverse, sur un mouvement principalement réalisé avec les membres supérieurs (comme la traction), l'usage des autres parties du corps telles que les mouvements du tronc ou le balancier avec les jambes pourrait également augmenter la performance. Des études se sont intéressées à la différence entre des tractions « strictes » et des tractions « kipping » (Dinunzio et al., 2018). Ils ont défini une traction stricte comme la traction de référence dans la préparation physique et consiste à se tracter sans l'aide des membres inférieurs. Dans la traction kipping, les membres inférieurs sont engagés pour créer une impulsion qui va permettre de transférer l'énergie vers les membres supérieurs et d'élever le centre de gravité à l'aide de la coordination de tout son corps (Dinunzio et al., 2018; Williamson & Price, 2021). Ils ont montré que l'activation des muscles du haut du corps (notamment les grands dorsaux et les biceps) était réduite lors d'une traction kipping comparée à une traction stricte et que parallèlement, les muscles du tronc et du bas du corps étaient plus activés. La traction kipping était aussi plus rapide à la fois dans la phase de montée (1.03 s en traction kipping contre 1.30 s en traction stricte) que dans la phase de descente (0.64 s contre 1.58 s).

Bien qu'en escalade les coordinations du corps représentent un facteur majeur de réussite des mouvements, il n'existe pas d'étude qui compare la puissance développée selon l'intervention des jambes.

Cycle étirement-détente (SSC) :

Ce paramètre est dépendant des capacités de stockage et de restitution d'énergie dans les tissus (tendons, aponévroses, etc.) et de la qualité de recrutement neuromusculaire à la suite d'un étirement préalable (Van Hooren & Zolotarjova, 2017). Les exemples les plus classiquement étudiés sont, comme nous l'avons vu, la course à pied et le saut comme le CMJ. Dans ce dernier, l'athlète part d'une position debout et initie un mouvement vers le bas, qui est immédiatement suivi d'un mouvement vers le haut jusqu'au décollage. Ce

mouvement est le plus souvent comparé au squat jump, où l'athlète descend en position semi-squat et maintient cette position pendant environ 3 secondes avant de décoller. La performance (hauteur de saut et/ou puissance) du CMJ est meilleure que celle du squat jump, grâce au SSC. Plusieurs mécanismes sont à l'origine du SSC, tels que le stockage et la restitution d'énergie élastique, l'amélioration de la force résiduelle, le réflexe myotatique, la réduction du relâchement musculaire et l'accumulation de la stimulation musculaire (Van Hooren & Zolotarjova, 2017). La contribution de chacun des mécanismes reste encore incertaine et dépend probablement du mouvement exécuté.

Concernant les membres supérieurs, cette augmentation de performance (puissance, vitesse) est aussi observée lors d'un mouvement de développé-couché avec initiation du mouvement vers le bas comparé à un mouvement de développé classique (Miyaguchi & Demura, 2006). Ce phénomène de SSC est forcément à l'œuvre durant les tractions et également au cours de certains mouvement d'escalade. Néanmoins aucune étude ne vient quantifier son effet et les capacités développées par les experts sur ce point. Une étude a comparé la performance entre des tractions où une pause était faite en bas de chaque mouvement (annihilant ainsi les phénomènes du SSC) et des tractions enchaînées sans pause (Vigouroux et al., 2022). Ils ont reporté une plus grande vitesse et une plus grande force appliquée en début et fin de mouvement sur les tractions enchaînées, sans augmentation de l'activité musculaire, indiquant ainsi que le SSC jouerait un rôle dans l'augmentation de la performance. Ces résultats concordent avec les précédents travaux réalisés par Lachance et Hortobagyi (1994), qui ont observé une meilleure performance (plus de tractions, plus puissantes et plus rapides) avec une cadence préférentielle plutôt qu'avec une cadence imposée et plus lente, où l'efficacité du SSC en serait amoindrie.

Entraînement :

Les études relatives à l'entraînement ciblé escalade et/ou en traction sont également en nombre restreint et sont présentées de manières résumé ci-dessous :

- Stien et al. (2021a), qui ont comparé les effets de prioriser la difficulté ou le bloc pendant cinq semaines chez des grimpeurs de niveau intermédiaire à avancé, ont observé que les deux groupes ont significativement augmenté leur force maximale isométrique des membres supérieurs d'environ 12 et 17%, sans montrer de différence inter-groupe.
- Stien et al. (2021b) ont montré qu'un entraînement de cinq semaines sur pan Güllich augmentait significativement la force maximale isométrique des membres supérieurs d'environ 10% chez un groupe de grimpeurs de niveau avancé à élite.
- Hermans et al. (2022) ont observé une augmentation de 10% de la force isométrique des membres supérieurs après dix semaines d'entraînement sur poutre, chez des grimpeurs de niveau intermédiaire à avancé.
- Sánchez-Moreno et al. (2020) ont examiné l'effet du nombre de tractions réalisées par entraînement. Ils ont montré une meilleure amélioration des capacités des bras (en termes de force maximale, de vitesse d'exécution, et du nombre maximal de tractions) lors d'un entraînement de haute intensité (25% de perte de vitesse d'exécution) avec peu de tractions que lors d'un entraînement de faible intensité (50% de perte de vitesse) avec

plus de tractions.

Ainsi les études investiguant les effets d'un entraînement sur poutre ou sur pan Güllich, d'un entraînement régulier en bloc et difficulté, ou d'un entraînement en traction ont toutes montré une augmentation de la force maximale isométrique des membres supérieurs mais aucune ne s'est attaché à réellement étudier les effets de l'entraînement sur les capacités concentriques des bras qui sont mobilisées en escalade.

I.3.4.3. Endurance musculaire du membre supérieur

En plus de la capacité à développer de la puissance et de la force maximale, être capable de grimper sur une longue période constitue un bon grimpeur, notamment en escalade de difficulté, pour enchainer les nombreux mouvements. Ainsi, la capacité d'endurance du haut du corps est également un déterminant majeur de la performance en escalade (Baláš et al., 2012, 2014; España-Romero et al., 2009; MacKenzie et al., 2020). Mackenzie et al. (2020) montrent que le nombre maximal de tractions est aussi un paramètre majeur et expliquerait 59% de la variance de la performance en escalade chez les hommes et 8% chez les femmes. De plus, cette capacité d'endurance discrimine les grimpeurs des non-grimpeurs (Marcolin et al., 2022) ainsi qu'entre les niveaux d'expertise (Draper et al., 2021; Grant et al., 1996). Une corrélation faible à forte entre l'endurance des muscles des bras et des épaules et le niveau d'expertise du grimpeur a également été démontrée (r = 0.23–0.80 ; Baláš et al., 2012).

Méthodes de mesure de l'endurance musculaire du membre supérieur :

L'endurance musculaire des bras est mesurée par différents exercices tels que le nombre maximal de tractions (Draper et al., 2021; Grant et al., 1996; Ozimek et al., 2017) ou la traction isométrique (*bent arm hang* ; Baláš et al., 2012; Grant et al., 1996; Hermans et al., 2017), ou par des ergomètres adaptés pour le haut du corps (Michailov et al., 2015). Comme évoqué pour les tests d'endurance des doigts, ces tests ont chacun leurs inconvénients (approximatif, intensité d'effort différente selon le poids des participants, non représentatif de l'activité, etc.) et il peut être parfois difficile de distinguer les bonnes capacités d'endurance.

De manière générale, les tests dynamiques pour mesurer la force ou l'endurance des bras et des épaules sont peu employés dans les études et leur fiabilité/validité est remise en question (Langer et al., 2023a) même s'il semble y avoir un intérêt grandissant depuis la dernière décennie. Les futures recherches devraient donc se concentrer davantage sur l'évaluation des capacités des membres supérieurs des grimpeurs.

Facteurs influençant l'endurance musculaire des membres supérieurs :

Bien que ce paramètre soit indiqué comme une capacité corrélée au niveau d'expertise des grimpeurs, peu d'études se sont intéressées à l'impact de différents facteurs sur cette capacité. En ce qui concerne l'entraînement, Stien et al. (2021b) ont constaté une

augmentation de 61-69% du nombre maximal de mouvements sur pan Güllich après une période d'entraînement de cinq semaines sur pan Güllich. Ceci indique une amélioration de l'endurance musculaire du haut du corps, incluant la capacité des doigts ainsi que d'autres attributs tels que la coordination et les synergies musculaires. La mesure ne se limite pas aux bras et aux épaules. Par ailleurs, Hermans 2016 ont montré une meilleure capacité à tracter 12 fois sur dans un exercice de *lat-pulldown* par une augmentation de la charge, suggérant une augmentation de l'endurance de force/la résistance à la fatigue. On peut supposer que les participants auraient pu faire réaliser davantage de répétitions jusqu'à l'épuisement. Bien que certaines études aient comparé le temps de grimpe ou le nombre de mouvements sur une voie pour évaluer l'endurance, ces mesures ne sont pas suffisamment spécifiques aux membres supérieurs (Philippe et al., 2019).

En l'absence d'études sur les effets d'un entraînement exclusivement ciblé sur la puissance ou l'endurance des membres supérieurs chez les grimpeurs, les orientations et propositions de programme sont principalement adoptées à partir d'autres activités sportives et peuvent manquer de spécificité. Il y a donc un besoin de quantifier ces effets afin de mieux comprendre l'impact de tels exercices sur les performances en escalade et d'optimiser et individualiser les programmes d'entraînement pour ces athlètes.

En résumé :

- Les capacités des membres supérieurs à se propulser sont un autre facteur crucial pour la réussite en escalade. La puissance et la résistance à la fatigue sont les paramètres qui permettent de les caractériser.

- Comme pour les doigts, les outils comme le pan Güllich, la poutre ou encore des barres de tractions sont utilisés pour améliorer ces capacités. De manière encore plus marquée que pour les doigts, les capacités des bras des grimpeurs sont peu étudiées. Les tests concernant leur évaluation restent sous-représentés dans la littérature, l'analyse de leur performance manque de consensus et les facteurs pouvant les influencer sont moins connus. De plus, les protocoles d'entraînements étudiés n'incluent pas seulement les bras, rendant difficile de mesurer l'effet de l'entraînement sur cette partie spécifique du corps.

- Comme pour les doigts, il existe un besoin crucial de fournir un outil permettant de caractériser les déterminants physiologiques et biomécaniques de la performance des bras en condition écologique (ici la puissance et la résistance à la fatigue des bras) sur lequel l'évaluation du grimpeur et la quantification des charges d'entraînement peut être faite.

I.4. Objectifs et problématiques

Bien que l'escalade et la course à pied puissent paraître totalement différents et éloignés, nous avons mis en évidence dans cette revue de littérature du chapitre I que des points communs et des problématiques communes peuvent apparaître. En effet, dans ces deux sports on retrouve la nécessité de quantifier la performance, ou un facteur de performance, dans des conditions écologiques mais aussi d'évaluer l'influence du matériel, de l'entraînement ou de la population sur cette performance. Le travail de recherche présenté dans ce mémoire de thèse VAE a ainsi pour objectif de **déployer des moyens de mesures en condition écologique et des méthodes de traitement de données permettant de caractériser les déterminants physiologiques et biomécaniques de la performance** dans ces deux sports de locomotion. Ces méthodes seront mises au service de la compréhension de la performance de ces deux disciplines et de **l'étude de l'influence de différents facteurs qu'ils soient intrinsèques à l'athlète (niveau d'expertise, effet d'entraînement physiologique) ou extrinsèques (matériel)**.

Ainsi le chapitre II s'adresse au développement des méthodes et d'outils « embarqués ». Il comprend trois études et détaillera ces méthodes qui visent à comprendre et mesurer, *in situ* et de manière fiable et valide, les facteurs déterminants qui établissent la performance de locomotion. L'Etude 1 se concentrera sur la course à pied, plus particulièrement sur le développement et la validation d'un modèle biomécanique intégratif afin d'améliorer la qualité et la précision du monitoring biomécanique de la course à pied en condition écologique. Ce modèle s'appuiera sur une méthode de mesure simplifiée du travail mécanique, afin de se baser sur un minimum de variables facilement mesurables pour être transférable sur le terrain à l'aide de capteurs embarqués. Quant à l'Etude 2, elle visera à développer et valider un outil d'entraînement instrumenté pour l'escalade afin de proposer des méthodes d'évaluation et de quantification permettant de fournir des indications de performance sur les capacités physiologiques des membres supérieurs des grimpeurs, puis de déterminer si ces capacités sont reliées au niveau d'expertise. Une fois l'outil validé, l'Etude 3 aura pour but de détailler une méthode d'évaluation des capacités des bras des grimpeurs, notamment sur la production de puissance lors d'un mouvement de traction. Il sera également question d'identifier les paramètres étant corrélés à la performance. Les résultats des Etudes 2 et 3 permettront d'identifier, de classifier et de discriminer différents profils de grimpeurs, avec les forces et les faiblesses de chacun.

Les outils, méthodes, modèles développés dans le chapitre II ont ensuite été utilisés pour comprendre comment les capacités et performances de locomotion sont influencées par différents facteurs, tels que l'entraînement ou le matériel utilisé. Dans cet optique, le chapitre III comporte quatre études qui utilisent des méthodes au service de l'optimisation de la performance. Ce chapitre se focalisera sur l'optimisation de la performance, en examinant deux catégories distinctes de facteurs : le premier type sera lié au « matériel utilisé/environnement/interface », et la première section de ce chapitre visera à comprendre son impact sur la performance (Etudes 4 et 5), tandis que le deuxième type sera de nature intrinsèque. La seconde partie de ce chapitre traitera des effets de

l'entraînement sur la performance (Etudes 6 et 7). Dans cette première section, l'Etude 4 portera sur l'analyse en condition de terrain (grâce à la méthode développée dans l'Etude 1) des modifications de performance biomécanique de la course à pied induites par différents types de chaussure actuellement présents sur le marché et/ou en développement. L'effet du drop de la chaussure sera étudié sur le pattern de course et le travail mécanique, ainsi que l'influence de la construction d'un même drop sur la mécanique de course. L'Etude 5 concerne l'escalade et examinera l'évolution de la performance en fonction du type de prises d'escalade. L'influence de la profondeur de prise sera étudiée sur les capacités de traction chez les grimpeurs, comprenant ainsi une approche combinée des capacités d'action des doigts et des bras simultanément, donc une approche générale de l'activité du membre supérieur dans un mouvement semi-spécifique à l'escalade. Dans la seconde partie du chapitre III, les études exploreront les effets de l'entraînement en escalade. L'Etude 6 comparera trois protocoles d'entraînement sur poutre, variant au niveau de l'intensité de charge, afin de comprendre l'impact de cette intensité sur les capacités physiologiques des muscles des doigts précédemment identifiées (force maximale, résistance à la fatigue, endurance). Quant à l'Etude 7, de manière similaire, elle consistera à comparer trois protocoles d'entraînement basés sur des tractions et comprenant différents régimes de contraction, et visera à quantifier leurs effets sur la performance des muscles des bras et des épaules.

La chapitre IV présentera un autre aspect de l'utilisation des méthodes présentées dans le chapitre II, orienté vers la prévention de blessure. Ainsi, une dernière étude (Etude 8) met en place un test aisément implémentable en condition de terrain, afin qu'un profil de force des doigts soit dressé et permette de classifier les grimpeurs du point de vue du risque de blessure. De plus, elle tâchera de proposer des entraînements efficaces pour potentiellement réduire le risque de blessures.

Le cinquième et dernier chapitre sera consacré à une discussion générale qui visera à effectuer une synthèse critique de l'ensemble des résultats de ces travaux, de leurs apports et limites, ainsi qu'une mise en perspective tant d'un point de vue fondamental qu'appliqué.

Chapitre II. Evaluation de la performance en condition écologique

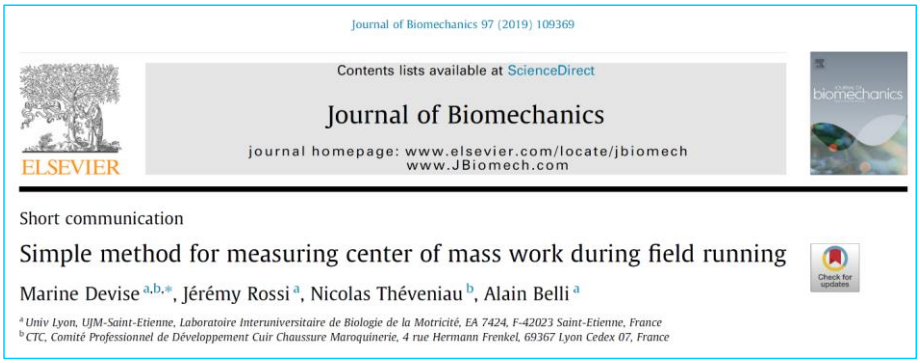
Ce chapitre présente la manière avec laquelle j'ai répondu aux problématiques liées aux difficultés de mesurer les facteurs de performance en conditions écologiques. Trois études décrivant le développement de méthodes et d'outils utilisables sur le terrain sont présentées. La première étude démontre un exemple en course à pied. Les deuxième et troisième études s'adressent à la pratique de l'escalade.

II.1. Etude 1 – Nouvelle méthode de calcul du travail mécanique de la course à pied en condition écologique

Contexte :

Cette étude a été réalisée durant mon contrat de thèse CIFRE au LIBM et en collaboration avec CTC qui avait pour objectif initial de mesurer l'efficacité biomécanique de la course à pied en condition de terrain. Son importance est de démontrer qu'une mesure de terrain permet d'évaluer le travail mécanique externe à l'aide de données simples à acquérir en utilisant des capteurs embarqués. Ce paramètre mécanique étant corrélé au coût énergétique de course, il représente un indicateur de performance crucial.

Cette première étude est présentée sous forme de Short Communication *publié dans la revue* Journal of Biomechanics *:* ***Marine DEVISE****, Jérémy ROSSI, Nicolas THEVENIAU and Alain BELLI. « Simple method for measuring center of mass work during field running ». Dans :* Journal of Biomechanics *97, 109369 (22 Sept. 2019). DOI : 10.1016/j.jbiomech.2019.109369. L'étude a également été présentée lors du congrès de l'ECSS en 2018. Un résumé et une conclusion en français sont intégrés pour faciliter la lecture.*



Journal of Biomechanics 97 (2019) 109369

Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Short communication

Simple method for measuring center of mass work during field running

Marine Devise [a,b,*], Jérémy Rossi [a], Nicolas Théveniau [b], Alain Belli [a]

[a] Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité, EA 7424, F-42023 Saint-Etienne, France
[b] CTC, Comité Professionnel de Développement Cuir Chaussure Maroquinerie, 4 rue Hermann Frenkel, 69367 Lyon Cedex 07, France

Résumé

Objectif

Cette étude a pour but de proposer et de valider une nouvelle méthode simple pour calculer le travail mécanique du centre de masse pendant la course sur le terrain, afin d'éviter l'utilisation d'appareils de mesure coûteux et peu pratiques. Cette méthode repose sur un modèle de masse-ressort et sur des mesures de la vitesse horizontale moyenne et des temps de contact et de vol pendant la course.

Méthodes

Dix participants masculins, pratiquant une activité sportive de manière récréative, ont couru sur un tapis roulant dynamométrique à différentes vitesses allant de 2.22 à 4.44 $m \cdot s^{-1}$ pendant 4 min 30 s pour chaque vitesse. Vingt pas consécutifs ont été analysés après 3 min 30 s. Les données du travail potentiel (W_{pot}), du travail cinétique (W_{kinf}) et du travail du centre de masse total (W_{ext}) obtenues avec cette nouvelle méthode ont été comparées aux données de référence calculées à partir des mesures de la force de réaction au sol.

Résultats et discussion

Les valeurs de W_{ext}, W_{pot} et W_{kinf} calculées avec la méthode proposée étaient respectivement supérieures de +3.39 ± 0.77%, inférieures de 4.14 ± 0.72% et supérieures de +7.34 ± 1.08% par rapport aux valeurs obtenues par la méthode de référence. En outre, des régressions linéaires significatives proches de la ligne d'identité ont été obtenues entre les valeurs de travail mécanique de la méthode de référence et celles de la méthode proposée ($r = 0.99$, $p < 0.05$ pour W_{ext} ; $r = 0.98$, $p < 0.05$ pour W_{pot} ; $r = 0.98$, $p < 0.05$ pour W_{kinf}). Il a été conclu que cette nouvelle méthode pouvait fournir une bonne estimation du travail mécanique du centre de masse en course à pied grâce à des paramètres mécaniques simples.

II.1.1. Introduction

In sports, the measurement of mechanical power and/or work is often used for research or athlete training and monitoring purposes. As recently mentioned by van der Kruk et al. (2018): "*The quantification of mechanical power can provide valuable insight into athlete performance because it is the mechanical principle of the rate at which the athlete does work or transfers energy to complete a movement task*".

The biomechanics and energetics of running have been mainly investigated by means of two integrative mechanical models: the "center of mass model" (CMM) and the "spring-mass model" (SMM). The work done to raise and accelerate the center of mass (COM) at each step was defined as "external work" (W_{ext}, Cavagna, 1975; Fenn, 1930) or center of mass work (Van Der Kruk et al., 2018) in the literature. The SMM is widely used for describing the stored and released elastic energy in the lower limbs in humans at each step. The SMM is mainly characterized and controlled by the stiffness of the leg (k_{leg}) during contact (Farley & González, 1996; McMahon & Cheng, 1990) in the sense that the SMM represents the bounce of the body on the ground by a single mass mounted on a springy leg.

CMM and SMM biomechanical models have been used in the literature to address the differences in metabolic energy cost among individuals. Indeed, inter-individual variability of the energy cost of running (C_r) have been significantly related to mechanical parameters and more specifically to W_{ext} (Saibene & Minetti, 2003) and k_{leg} (Dalleau et al., 1998). Significant positive correlations between inter- and intra-individual C_r and W_{ext} variations were found by Bourdin et al. (1995) for an homogeneous group of long distance runners and by Lazzer et al. (2014) in ultra-marathon runners. Furthermore, k_{leg} was negatively correlated with inter-individual variability of C_r for middle-distance runners (Dalleau et al., 1998).

Therefore, the measurements of W_{ext} and k_{leg} are important to further investigate the biomechanics of running. In laboratory conditions, W_{ext} can be accurately measured (Arampatzis et al., 2000; Avogadro et al., 2004; Cavagna, 1975; Pavei et al., 2017; Saibene & Minetti, 2003) by using force platforms or instrumented treadmills and motion capture systems. Nowadays, these techniques are still used in order to find any small differences that could discriminate variations among subjects. Using the same measurement devices, k_{leg} was also initially investigated in laboratory conditions (Farley & González, 1996; McMahon & Cheng, 1990). In 2005, Morin et al. proposed and validated a simple method for measurements of k_{leg}, based on measurement of body mass and leg length and on field measurement of contact time, flight time and average running speed. The contact and flight times as well as average running speed can nowadays be performed by portable and lightweight equipment such as pressure sensors, accelerometers, goniometers or gyroscopes (Norris et al., 2014), or by systems utilizing photocell beams placed on running tracks (Glatthorn et al., 2011). The Morin's method has since been widely used in field conditions (Hobara et al., 2010; Morin et al., 2011a, b).

To the best of our knowledge, there are no simple methods that could monitor W_{ext} in field running conditions and the purpose of the present study was to propose and validate

such a method. The proposed method is based on the same measurements as Morin et al. (2005): contact time, flight time, average running speed, leg length and body mass. It was validated during treadmill running by comparing it with the reference W_{ext} computed from ground reaction forces (GRF, Avogadro et al., 2004; Cavagna, 1975).

II.1.2. Material and methods

II.1.2.1. Protocol

Ten male subjects (22.5 ± 2.84 years; 75.6 ± 6.05 kg; 1.82 ± 0.06 m; leg length 0.96 ± 0.04 m; mean ± SD) gave their informed consent to participate in this study. They were all physical education students and experienced in treadmill running. After a standardized 6 min warm-up at 3.33 m·s^{-1}, subjects ran 4 min 30 s on a treadmill at 2.22, 2.78, 3.33, 3.89 and 4.44 m·s^{-1}, in random order, interspersed with at least 5 min rest.

Mechanical parameters were measured by treadmill dynamometer (ADAL 3DC, HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France, for details, see Belli et al., 2001). Force data were collected after 3 min 30 s. 3D GRF were sampled at 1000 Hz and were filtered using a low-pass fourth-order Butterworth filter with a 50 Hz cut-off. Contact and aerial times were measured from force signals, contact period corresponded to a vertical force higher than 30 N. Measurements were calculated for each cycle (defined by time period from one heel strike to contralateral heel strike) then averaged for twenty consecutive steps to obtain a good estimate of average step values (Belli et al., 1995).

II.1.2.2. Reference method for measuring W_{ext}

The reference forward kinetic work (W_{kinf}) due to forward acceleration of the body and the reference potential work (W_{pot}) done to raise the COM were calculated from GRF of the foot during each step and computed the speeds and displacement of the COM by simple time-integration of antero-posterior GRF and double time-integration of vertical GRF respectively, according to the method of Avogadro et al. (2004). Assuming that no transfer occurred between kinetic and potential energies in running (Cavagna et al., 1964) and that the medio-lateral work was negligible (Cavagna, 1975), W_{ext} was calculated as:

$$W_{ext} = W_{kinf} + W_{pot} \qquad (II.1\text{-}1)$$

II.1.2.3. Proposed method for measuring $\widehat{W}_{ext}$

In the present method, the $\widehat{W}_{ext}$ was simply computed as the elastic mechanical energy stored and released by the spring-mass model (e.g. Blickhan & Full, 1993):

$$\widehat{W}_{ext} = \frac{1}{2} k_{leg} \Delta L^2 \qquad (II.1\text{-}2)$$

where k_{leg} (in kN·m^{-1}) and ΔL (in m) were calculated according to the method of Morin et al. (2005):

$$k_{leg} = F_{max}\Delta L^{-1} \quad \textit{(II.1-3)}$$

$$\text{and } \Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2}\right)^2} + \Delta y \quad \textit{(II.1-4)}$$

$$\text{with } F_{max} = mg\frac{\pi}{2}\left(\frac{t_f}{t_c} + 1\right) \quad \textit{(II.1-5)}$$

$$\text{and } \Delta y = \left|-\frac{F_{max}{t_c}^2}{m\pi^2} + g\frac{{t_c}^2}{8}\right| \quad \textit{(II.1-6)}$$

Where m is the body mass (in kg), g = 9.81 m·s^{-2}, L the leg length (in m), v the average running velocity (in m·s^{-1}), t_c and t_f, the contact and the flight times (in s) respectively determined from vertical GRF.

However, in former ΔL computations (Eq. II.1-4), it is assumed that the average horizontal running velocity during the contact phase (v_{con}) is the same than the average running velocity (v) (e.g. Farley et al., 1993). Because the horizontal velocity is maximal in flight phase and lower in contact phase (Blickhan, 1989; Cavagna, 2006), ΔL was computed using v_{con} in the present study (see appendix):

$$\Delta L' = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{v_{con}t_c}{2}\right)^2} + \Delta y \quad \textit{(II.1-7)}$$

Furthermore, variations of trunk inclination in sagittal plane during the contact phase of running (Thorstensson et al., 1984) induce a backward movement of the COM of the trunk. Therefore, the real horizontal displacement of the COM is lower than the horizontal displacement $v_{con}t_c$ calculated with the SMM (Eq. II.1-7) that assumes that the COM is always located at the upper end of the leg. This backward movement increases with velocity starting from 2 cm at 2 m·s^{-1} to 3 cm at 5 m·s^{-1} at L3 vertebral level (Thorstensson et al., 1984, Fig. 5) and could induce an increasing overestimation of ΔL with velocity. Taking this phenomenon into account, ΔL was recalculated:

$$\Delta L'' = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{v_{con}t_c - 0.02 - \frac{v_{con}-2}{3}\times(0.03-0.02)}{2}\right)^2} + \Delta y \quad \textit{(II.1-8)}$$

From only t_c and t_f measurements, W_{pot} could also be calculated:

$$\widehat{W}_{pot} = mg\left(\Delta y + \frac{1}{8}g{t_f}^2\right) \quad \textit{(II.1-9)}$$

Where $\frac{1}{8}gt_f{}^2$ correspond to the rising of the COM during the flight time (Bosco et al., 1983).

It was then possible to obtain $\widehat{W}_{kinf}$ according to Eq. II.1-1:

$$\widehat{W}_{kinf} = \widehat{W}_{ext} - \widehat{W}_{pot} \qquad \textit{(II.1-10)}$$

II.1.2.4. Statistical analysis

The standard errors of estimate (SEE) of main parameters (W_{ext}, W_{kinf} and W_{pot}) were computed for each subject between values obtained from force plate data at each step and values estimated from model computations:

$$SEE = \sqrt{\frac{\sum(F_{Reference} - F_{Model})^2}{N_{steps} - 2}} \qquad \textit{(II.1-11)}$$

Absolute bias was calculated for each subject at each velocity:

$$absolute\ bias = \left|\frac{Model - Reference}{Reference}\right| \times 100 \qquad \textit{(II.1-12)}$$

The reference-model relationships were further described by the calculation of the Pearson's correlation coefficient (R). To analyze the reliability of the proposed method in comparison with the reference, the Intraclass correlation coefficient was used (ICC-2,1). Statistical significance was accepted at $p<0.05$. All data processing was performed using Matlab 2016b (The MathWorks Inc., Natick, MA).

II.1.3. Results

The values obtained with both the reference and proposed method, absolute reference-proposed bias, Pearson's correlation coefficient and SEE are shown in Table II.1-1. The proposed method overestimated $\widehat{W}_{ext}$ and $\widehat{W}_{kinf}$, and underestimated $\widehat{W}_{pot}$ as compared with the reference method. $\widehat{W}_{ext}$ mean bias was 3.39%, ranging from 2.64 to 4.36%. $\widehat{W}_{pot}$ and $\widehat{W}_{kinf}$ biases were respectively 4.14% (ranging from 2.07 to 7.84%) and 7.34% (ranging from 6.70 to 8.12%).

There were excellent agreements between methods for W_{ext}, W_{pot} and W_{kinf} (ICC = 0.976, $p < 0.001$; ICC = 0.952, $p < 0.01$ and ICC = 0.960, $p < 0.001$, respectively). The values of $\widehat{W}_{ext}$, $\widehat{W}_{pot}$ and $\widehat{W}_{kinf}$ were very close to the reference values measured at each step, with SEE of 0.105, 0.044 and 0.106 J·kg^{-1}·step^{-1}, respectively.

Table II.1-1. *Mean values ± sd of the external (W_{ext}), potential (W_{pot}) and forward kinetic (W_{kinf}) works measured and modeled on average for all participants for each velocity, mean bias between methods, and SEE.*

	Speed ($m \cdot s^{-1}$)	Reference method ($J \cdot kg^{-1} \cdot step^{-1}$)	Proposed method ($J \cdot kg^{-1} \cdot step^{-1}$)	Absolute bias (%)	SEE
W_{ext}					
	2.22	1.26 ± 0.10	1.21 ± 0.13	4.09 ± 2.71	0.092
	2.78	1.49 ± 0.14	1.48 ± 0.16	2.76 ± 2.07	0.087
	3.33	1.70 ± 0.17	1.72 ± 0.20	2.64 ± 1.66	0.095
	3.89	1.87 ± 0.20	1.92 ± 0.21	3.10 ± 2.95	0.110
	4.44	2.00 ± 0.20	2.07 ± 0.26	4.36 ± 3.63	0.140
W_{pot}					
	2.22	0.82 ± 0.09	0.76 ± 0.09	7.84 ± 2.78	0.072
	2.78	0.88 ± 0.12	0.84 ± 0.12	5.27 ± 2.69	0.054
	3.33	0.91 ± 0.15	0.88 ± 0.15	3.43 ± 2.13	0.041
	3.89	0.91 ± 0.15	0.87 ± 0.16	2.07 ± 1.59	0.029
	4.44	0.84 ± 0.15	0.83 ± 0.15	2.10 ± 1.12	0.025
W_{kinf}					
	2.22	0.44 ± 0.03	0.46 ± 0.04	7.97 ± 5.28	0.072
	2.78	0.60 ± 0.04	0.64 ± 0.06	7.02 ± 7.58	0.090
	3.33	0.79 ± 0.04	0.84 ± 0.07	6.90 ± 5.78	0.105
	3.89	0.99 ± 0.06	1.05 ± 0.06	6.70 ± 5.20	0.117
	4.44	1.16 ± 0.07	1.25 ± 0.12	8.12 ± 7.08	0.145

The reference-model linear regressions of mechanical work (Figure II.1-1) were highly significant and Pearson's correlation coefficient revealed a very high relationship for W_{ext}, W_{pot} and W_{kinf} ($r = 0.99$, $p < 0.001$; $r = 0.98$, $p < 0.001$; $r = 0.98$, $p < 0.001$ respectively). Nevertheless, there seems to be a tendency of under/over-estimation of the proposed W_{ext} method with respectively lower/higher running speeds.

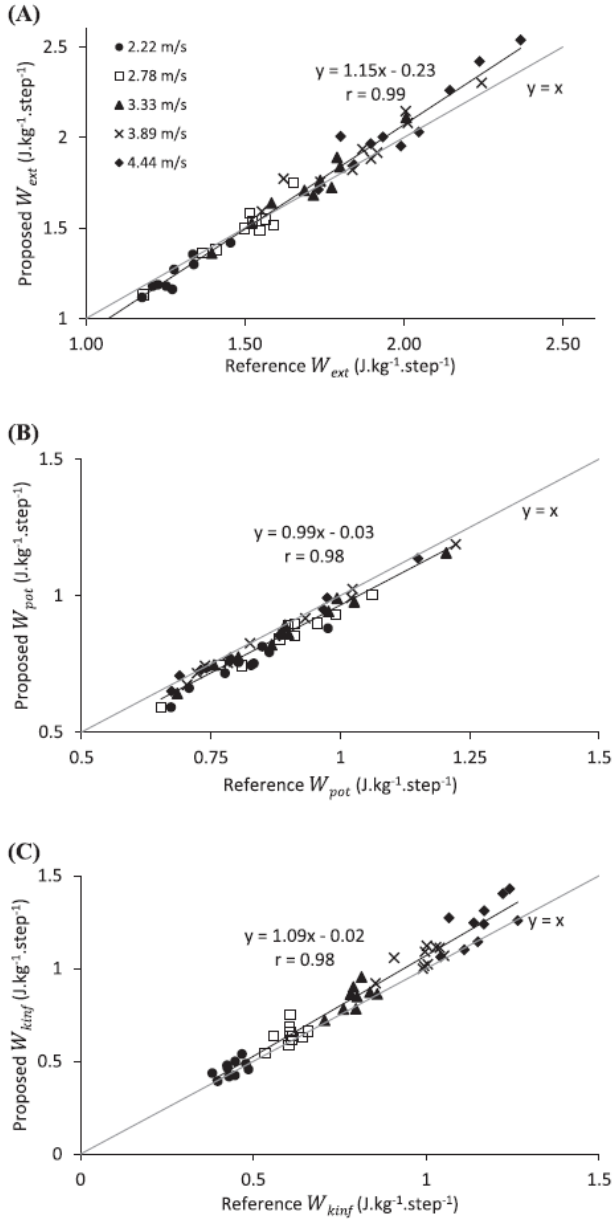


Figure II.1-1. *Linear relationships between the reference and the proposed methods obtained during running for the calculation of (A) W_{ext}, (B) W_{pot} and (C) W_{kinf} and compared to the identity line. Each dot represents a mean value of work for a participant at the corresponding velocity.*

II.1.4. Discussion

The purpose of this study was to provide a calculation method of W_{ext} based on simple measurements. When this calculation method was compared to reference measurements a high level of agreement of $\widehat{W}_{ext}$ (showed by high ICC) and a very high coefficient correlation (r = 0.99, $p < 0.01$) were observed. The same conclusions were reached for $\widehat{W}_{pot}$ and $\widehat{W}_{kinf}$. Furthermore, the mean biases of the present study (3.39% for W_{ext}, 4.14 % for W_{pot} and 7.34% for W_{kinf}) were comparable to Morin et al. (2005) with bias of 6.05% for k_{leg} during treadmill running (between 3.33 and 6.67 m·s^{-1}). These biases could be explained by the limits inherent to the spring-mass model, i.e., the human lower limb is not a true linear spring in a physical sense. This point has been widely discussed in the literature (Blickhan, 1989; Farley & González, 1996; Latash & Zatsiorsky, 1993; McMahon & Cheng, 1990).

The values of W_{ext}, W_{pot} and W_{kinf} obtained in the present study are in agreement with the range of values reported in the literature for comparable running velocities (Arampatzis et al., 2000; Avogadro et al., 2004; M. Bourdin et al., 1995; Cavagna et al., 1964; Dalleau et al., 1998; Fukunaga et al., 1980), up to 2.15 J·kg^{-1}·step^{-1} for W_{ext} (at 4.44 m·s^{-1}), from 0.87 to 1.25 J·kg^{-1}·step^{-1} for W_{pot} and from 0.33 to 1.13 J·kg^{-1}·step^{-1} for W_{kinf}. An increase in W_{ext} and W_{kinf}, and a constant W_{pot} with velocity were also reported in the literature (Avogadro et al., 2004; Cavagna et al., 1964).

It is also important to note that the present method is based on a single body model and thus limited to the calculations of work done by the COM. Minetti (1998) already proposed a method to estimate the "internal work" (W_{int}) produced during field running. This method requires the same type of measurements: running speed, contact and flight times. Both methods could then be combined to obtain both W_{ext} and W_{int} in field conditions. As discussed by van der Kruk et al. (2018) in a recent review, the definition of W_{int} is not consistent. These authors also mentioned that multi-joints models and inverse dynamics could be used to calculate and sum joint powers. However, because there is no standard on whether to allow for energy flow between joints, large discrepancy on total work and power calculations can be found among papers using multi-joint models. In addition, in field conditions the frictional work and power mainly due to air friction cannot be taken into account by neither single joint nor multi-joint models, but could be estimated from running velocity (Davies, 1980). The energy cost of overcoming air resistance on a calm day outdoor was calculated to be 2% in marathon (5 m·s^{-1}) up to 7.8% for sprinting (10 m·s^{-1}). Within the velocity range of the present study, it represents less than 2% of the total C_r.

Although the present study provides a new mathematical methodology of mechanical work, its extrapolation on overground conditions must be interpreted with caution, since it has not been field tested. Although no fundamental differences exist between mechanics of overground versus treadmill locomotion (Van Ingen Schenau, 1980), the wearables used may not be as accurate as the instrumented treadmill to measure horizontal velocity, t_f and t_c. Further investigations are then needed to fully validate this method in field condition.

To sum up, $\widehat{W}_{ext}$ appears to provide consistent calculations of mechanical work production during steps. In future, the present method could be used to monitor $\widehat{W}_{ext}$ changes during long distance field running and with shoes or tracks having different damping and elastic characteristics. Coupled with lightweight and portable tool, such a method could provide mechanical feedback on running techniques during normal trainings and/or competitions.

To our knowledge, this is the first method that could be applied to W_{ext} in field conditions. This new calculation is both a valid and reliable method to estimate W_{ext} thanks to simple parameters and practical for field running.

II.1.5. Appendix A

Computation of average velocity during contact time:

The average running velocity during a complete step (v) is given by:

$$v = \frac{v_f \times t_f + v_{con} \times t_c}{t_c + t_f} = \frac{v_{max} \times t_f + \left(v_{max} - \frac{\Delta v}{2}\right) \times t_c}{t_c + t_f} = v_{max} - \frac{\Delta v \times t_c}{2 \times (t_c + t_f)}$$

where $v_f = v_{max}$ is the maximal velocity during the flight phase, v_{con} is the average velocity during contact and Δv is the change of velocity due to deceleration and corresponding acceleration during contact phase.

It is then possible to establish a relationship between the two unknowns v_{max} and Δv :

$$v_{max} = v + \frac{\Delta v \times t_c}{2 \times (t_c + t_f)} \qquad \textit{(II.1-1')}$$

A second relationship between v_{max} and Δv can be drawn from $\widehat{W}_{kinf}$ as follow:

$$\widehat{W}_{kinf} = \frac{1}{2} m (v_{max}^2 - v_{min}^2) = \frac{1}{2} m (v_{max}^2 - (v_{max} - \Delta v)^2)$$

$$\Leftrightarrow \frac{2\widehat{W}_{kinf}}{m} = 2 v_{max} \Delta v - \Delta v^2 \qquad \textit{(II.1-2')}$$

Combining Eqs. (II.1-1') and (II.1-2') we get a second-degree equation of Δv:

$$\frac{t_f}{t_c + t_f} \Delta v^2 + (-2 v \Delta v) + \frac{2\widehat{W}_{kinf}}{m} = 0 \qquad \textit{(II.1-3')}$$

with two Δv real solutions, using the only solution that gives $\Delta v < v$ it is finally possible to compute v_{con} from Eq. (II.1-1'):

$$v_{con} = v_{max} - \frac{\Delta v}{2} \times \frac{t_f}{t_c + t_f} \qquad \textit{(II.1-4')}$$

En résumé :

Le travail mécanique est un indicateur du coût énergétique qui est un indice important car il témoigne de l'économie de déplacement et donc de la performance. Cependant cet indicateur est difficilement mesurable en condition réelle de course à pied. Une méthode de mesure/d'estimation de ce facteur a été développée dans cette étude, et validée sur une amplitude de vitesse de course. Ainsi, ces travaux démontrent qu'il est possible d'élaborer des modèles biomécaniques intégratifs, de les monitorer avec des paramètres simples et constituent ainsi une première preuve de concept du développement d'une méthode simple transférable en condition écologique. La finalité du modèle étant d'être utilisé sur le terrain, il conviendrait d'appliquer cette dernière en situation réelle de course à pied afin d'étudier notamment si la qualité des données récupérées par l'utilisation d'un outil ou de capteurs adaptés et embarqués est aussi élevée sur le terrain qu'en condition de laboratoire. Cette technologie doit être capable de mesurer les temps de vol et de contact et la vitesse de course (tel que les accéléromètres, les centrales inertielles ou les montres connectées comme Garmin). Associée à cet équipement, une telle méthode pourrait fournir une surveillance et un retour d'information mécanique sur les techniques de course pendant les entraînements et/ou les compétitions, d'une course de demi-fond à une très longue distance. Il serait également pertinent de poursuivre la validation de la méthode dans un plus large panel de conditions incluant une amplitude de fréquence de pas, diverses pentes, une variété de chaussures, etc. Dans le chapitre III, l'objectif est d'évaluer les effets d'un paramètre spécifique de chaussures (le drop) sur l'efficacité biomécanique de la course évaluée en partie par le travail mécanique.

II.2. Etude 2 – Méthode d'évaluation des facteurs de performance en escalade

Contexte :

Cette étude consiste à développer un outil de mesure in situ pour évaluer les caractéristiques physiologiques des grimpeurs. Ce travail a servi de base pour constituer le brevet de l'outil développé SmartBoard®. C'est cet outil qui sera ensuite mis en œuvre dans les publications présentées dans la suite du document. Dans cette démarche, je suis intervenue comme stagiaire de fin d'études (6 mois en Master 2) au sein de l'ISM en collaboration avec la SATT Sud-Est en 2015, avec pour objet d'étude le développement d'un premier prototype dit « démonstrateur », qui avait pour objectif une preuve de concept du projet. Par la suite, ce prototype a permis de déclencher plusieurs opportunités de collaboration avec des entreprises ainsi qu'avec la FFME. L'aboutissement de ce projet est la création (en 2019) d'une start-up commercialisant un produit finalisé (4 ans après le premier prototype de démonstration). Ce travail reprend dans les grandes lignes mon mémoire de Master. Il n'a pas fait l'objet de publications scientifiques pour des raisons de confidentialité.

Résumé

Objectif

Les objectifs de ce travail ont été (1) de concevoir un banc de mesure pour développer un prototype avancé d'un outil d'entraînement instrumenté pour l'escalade, et (2) évaluer les capacités physiologiques des bras et des avant-bras des grimpeurs en condition de terrain (grâce à cet outil) afin de définir leur profil physiologique. Pour répondre à ces objectifs, une première version de cet outil a été créée avec le montage d'une plateforme de force, des programmes d'acquisition et de traitement du signal de force en temps réel ont été développés, puis des scores spécifiques à l'escalade ont été proposés en accord avec les connaissances scientifiques de la littérature. Ces scores se basent sur les capacités à développer un maximum de force avec les doigts, à résister à la fatigue et à se tracter avec les bras.

Méthodes

Quarante grimpeurs (neuf femmes et trente-et-un hommes) de niveaux intermédiaires à experts ont été testés sur un protocole de deux exercices, un ciblant les capacités des doigts et des avant-bras, et l'autre ciblant celles des bras. Les scores ont été analysées par une analyse en composante principale. Les corrélations entre les scores et le niveau d'escalade ont également été étudiées.

Résultats et discussion

Les scores de performance sont corrélés au niveau chez les hommes ($r = 0.58–0.75$; $p < 0.05$) mais pas chez les femmes. L'ACP a révélé que 2 composantes principales (fort/faible et puissant/endurant) expliquent 86% de la variance totale. Ces résultats permettent de créer une première base de données pouvant servir de référence aux grimpeurs et de caractériser le profil physiologique des grimpeurs, avec leurs forces et leurs faiblesses.

II.2.1. Introduction

Nous avons vu dans l'introduction générale que les facteurs physiologiques déterminants en escalade était principalement les capacités physiologiques des membres supérieurs et représentait 59% de la variance de la performance (Mermier et al., 2000). Parmi ces facteurs physiologiques, trois variables impactent le plus la performance : 1) la capacité à générer le maximum de force dans les doigts, 2) la capacité à résister à la fatigue et 3) capacité à se tracter avec les bras.

De plus il a été montré que la capacité à produire de la force est dépendante de la taille de la prise et de la préhension utilisée (Amca et al., 2012). Ces auteurs ont également remarqué que l'évolution de la force maximale des doigts en fonction de la préhension utilisée n'était pas la même selon la profondeur de la prise. Face à ce constat, ils ont établi des équations de régressions permettant de définir la force exercée selon la taille de la prise et selon la préhension utilisée chez des grimpeurs de haut-niveau (Figure II.2-1). Ces équations sont particulièrement intéressantes car elles peuvent être utilisées comme une référence de performance pour d'autres grimpeurs et pour les implémenter dans un outil dédié à notre étude.

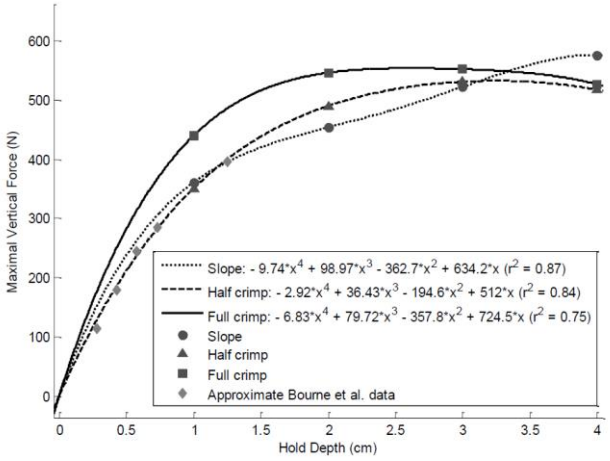


Figure II.2-1. *Evolution de la force verticale maximale en fonction de la taille de la prise et de la préhension utilisée chez les grimpeurs experts. Slope correspond à la préhension tendue, half crimp, à la préhension semi-arquée et full crimp, à la préhension arquée. Tiré de Amca et al. (2012).*

Concernant la capacité à résister à la fatigue, l'effort demandé en escalade a été détaillé dans l'introduction générale. La cinétique de fatigue nous amène à faire l'hypothèse que selon le profil du grimpeur, des différences dans la cinétique apparaitront et que ces deux paramètres, la résistance et l'endurance semblent importants à prendre en compte dans notre outil dédié.

Concernant les bras, la puissance et le travail musculaires représentent la capacité à se tracter tout en résistant à la fatigue mais peu d'études l'ont investigué en escalade. Certaines ont observées que le nombre maximal de tractions qu'un grimpeur est capable d'enchainer était corrélé avec le niveau d'expertise (Draper et al., 2021; Grant et al., 1996; Ozimek et al., 2017). Il y a donc un intérêt à mesurer ces paramètres plus finement en escalade grâce à notre outil dédié, tout en émettant l'hypothèse que ces paramètres (puissance et travail musculaires) varient en fonction du niveau d'expertise du grimpeur. La première idée est donc de définir des tests qui permettent de mesurer ses capacités et de définir des scores de performance représentatifs de ces capacités. Les outils actuels dont disposent les grimpeurs et entraîneurs ne permettent cependant pas une évaluation précise en condition écologique, dans une structure artificielle d'escalade (SAE) par exemple, ni un suivi de l'évolution des capacités d'un grimpeur (appréciations subjectives, ajustement de l'intensité d'effort, etc.). La seconde idée est donc de développer un outil fiable et valide pour mesurer ces scores de performance.

Pour répondre à cette demande, cette étude vise à proposer et valider un nouvel outil capable d'informer les grimpeurs et entraîneurs sur les caractéristiques physiologiques des avant-bras et des bras des grimpeurs. Il est composé de trois éléments : une poutre instrumentée, une connectivité avec un outil informatique et une application fournissant

des informations sur la physiologie du grimpeur.

Concernant la poutre instrumentée et la connectivité, la plupart des capacités physiologiques sont représentées par une variable d'intensité de la force en fonction du temps (force maximale dans les doigts, capacité de traction donc de production de force musculaire concentrique, résistance à la fatigue musculaire donc minimisation de la perte de force, etc.). De ce fait, le dispositif proposé contient une interface instrumentée d'un capteur mesurant la force exercée par le pratiquant sur la poutre. Les informations de ce capteur de force sont connectées à une interface utilisateur (via un ordinateur ou une tablette) permettant de collecter, traiter et renvoyer des informations utiles vers une application logicielle. Cette application logicielle consiste à récolter les données de force en fonction du temps issues de la poutre instrumentée afin de les traduire en une information utile pour le pratiquant. Ce traitement de données se fait sur la base de connaissances physiologiques établies dans l'introduction générale. Pour obtenir une information lisible et facilement compréhensible par le pratiquant, nous proposons que les informations soient fournies sous forme de scores de performance. Ces scores permettent au grimpeur d'avoir une quantification chiffrée sur ses propres caractéristiques et sur ses performances. Ils seraient définis au cours de deux types d'exercices à réaliser par le pratiquant : un exercice sur la performance des bras permettant d'afficher des scores de puissance (absolue et relative au poids de corps) et de travail musculaire ainsi qu'un exercice sur la performance des avant-bras permettant de fournir des scores de force, et d'endurance de force.

Les objectifs de cette étude sont donc de valider le fonctionnement et la fiabilité de l'outil proposé et de vérifier la validité scientifique des scores obtenus. Pour cela, une base de données sera établie afin d'obtenir une moyenne de chaque score dans tous les niveaux d'expertise, en vue de comparer les grimpeurs entre eux et de situer leurs performances physiologiques parmi les autres grimpeurs. Pour établir cette base de données, les participants réalisant l'expérience seront de niveaux hétérogènes, du pratiquant débutant à l'expert. La combinaison de ces deux buts permettra d'évaluer les grimpeurs pour définir des profils physiologiques au moyen de tests et outils accessibles et simplement réalisables.

II.2.2. Matériel et méthodes

II.2.2.1. Participants

Au total, 40 grimpeurs (9 femmes et 31 hommes) ont participé à l'expérience. Leurs caractéristiques anthropométriques ainsi que leur niveau d'escalade sont décrits dans le Tableau II.2-1. Les critères d'inclusion étaient d'avoir un niveau intermédiaire selon l'échelle IRCRA (International Rock Climbing Research Association, Draper et al., 2015), et de ne pas avoir eu de blessure durant les 6 derniers mois et ayant empêché la pratique de l'escalade. Avant de commencer l'étude, les participants ont rempli et signé un formulaire de consentement, les informant du principe du protocole de recherche, des risques

et des bénéfices de l'expérience.

Tableau II.2-1. *Caractéristiques des participants. Les valeurs sont représentées par la moyenne ± écart-type.*

	Hommes (*n* = 31)	**Femmes (*n* = 9)**
Age (ans)	33.4 ± 10.0	32.3 ± 10.4
Taille (cm)	178.1 ± 6.9	165.3 ± 5.7
Masse corporelle (kg)	68.5 ± 8.6	51.5 ± 4.1
Index APE	1.03 ± 0.02	1.01 ± 0.02
Niveau « après-travail »	18.2 ± 5.3	17.1 ± 3.9

L'index APE est la mesure du rapport entre l'envergure d'un individu et sa hauteur.

II.2.2.2. Protocole

Avant de commencer les tests, le participant effectuait une phase d'échauffement d'environ 20 minutes, sur une SAE en réalisant des traversées (déplacement latéral à quelques décimètres du sol). Il lui était indiqué de s'échauffer le haut du corps et les membres supérieurs en vue d'effectuer une performance maximale. A la suite de cet échauffement, la performance physiologique du grimpeur était évaluée avec deux tests réalisés successivement.

II.2.2.3. Test de performance des bras (TBR)

Cet exercice a été réalisé sur des grosses prises de plus de 8 cm type « baquets » (Figure II.2-2A1). Le test consistait à se suspendre dans un premier temps de manière statique pendant 5 secondes sur la poutre d'escalade avec les bras tendus. A la fin des 5 secondes, le grimpeur réalisait le plus grand nombre possible de tractions dans un intervalle de 30 secondes. La consigne lui était donnée de démarrer les tractions le plus fort et le plus vite possible, sans essayer de s'économiser sur les 30 secondes (quitte à ne plus pouvoir se tracter jusqu'à la fin). Pour chaque traction, il devait redescendre les bras quasiment tendus et remonter le menton au niveau du haut de la poutre. Un exemple de cinétique de force pendant l'exercice est illustré sur la Figure II.2-2A2. Ce test durait 35 sec au total.

II.2.2.4. Test de performance des avant-bras (TAB)

Le grimpeur devait tout d'abord sélectionner sur la poutre d'escalade la taille de la prise qui lui permettait de tenir suspendu entre 10 et 15 secondes maximum. Le choix de prise se faisait entre une largeur de 6 à 18 mm. Cela permettait de régler l'intensité de la force exercée à 80% environ (100% étant considéré comme tenir 5 secondes suspendu ; López-Rivera & González-Badillo, 2012). Le grimpeur choisissait la technique de préhension (tendue, semi-arquée, arquée) préférentielle et pour laquelle il se sentait capable de réaliser sa plus grande performance. Une fois choisie, il alternait une phase de 10 secondes de suspensions sur cette prise suivie d'une phase de 6 secondes de récupération (Figure II.2-2B1). Ce cycle devait être répété 24 fois. Ce test de fatigue reproduit celui de l'étude de Vigouroux et Quaine (2006). Lorsque le participant n'arrivait plus à se

suspendre entièrement, il devait continuer l'exercice et exercer le maximum de force possible. Il avait alors la possibilité de poser ses pieds sur le matelas pour délester une part de son poids, en tirant tout de même le plus possible sur la poutre. Un exemple de cinétique de fatigue est illustré sur la Figure II.2-2B2. Ce test durait 6 min 24 sec. Le choix de cet intervalle de temps et de cette intensité représente un ratio temps:repos correspondant en moyenne aux tests généralement présentés dans la littérature (Macleod et al., 2007; Vigouroux & Quaine, 2006).

Afin de limiter les effets de fatigue mentale et motivationnelle, les expérimentateurs encourageaient le participant afin qu'il donne le meilleur de lui-même dans tous les exercices.

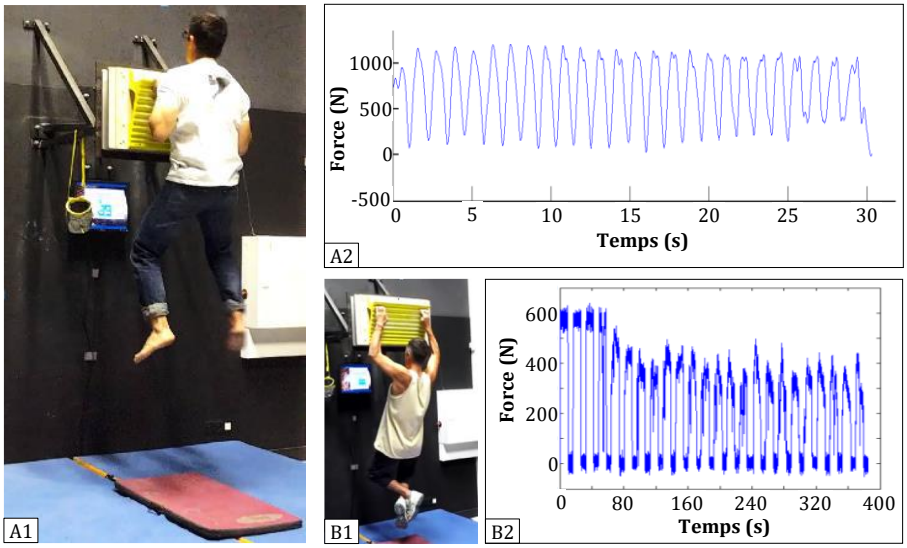


Figure II.2-2. *Représentation du protocole expérimental pour (A1) le test de performance des bras (TBR, tractions) et (B1) le test de performance des avant-bras (TAB, suspension sur la prise 18mm dans cet exemple). Exemple d'un enregistrement de la force brute exercée sur la poutre au cours du temps pendant (A2) le TBR et (B2) le TAB.*

II.2.2.5. Matériel

Un système de mesure spécifique a été monté pour cette expérience et comprenait une poutre d'escalade fixée sur une plateforme de force, elle-même fixée à un support mural (Figure II.2-2A1). Ce dispositif a permis de mesurer l'intensité de la force exercée par le grimpeur sur l'axe vertical. Le support était composé d'une structure métallique rigide et renforcée pour neutraliser les vibrations générées par les participants lors des exercices et minimiser le bruit du signal de force. Ce support permettait de positionner le système de mesure à environ 2 m de hauteur et 90 cm du mur afin de laisser un espace vide pour

éviter au grimpeur d'être gêné par le mur pendant les exercices.

La plateforme de force uni-axiale (0–4000N, 0.16% de précision, Sixaxes, Argenteuil, France), fixée sur le support mural, est composée de plaques rigides en métal montées sur quatre corps d'épreuve, chacun instrumenté avec quatre jauges de contraintes montées en pont de Wheatstone. La plateforme est reliée à un conditionneur pour obtenir une seule sortie analogique (0-10V) combinant les données des quatre ponts de jauges. Une calibration permettant de traduire les informations de voltage en Newton a été fournie par le constructeur. La linéarité, l'hystérésis et la calibration de la plateforme a été monitoré en amont et au cours de toute la période d'expérimentation.

Une poutre d'escalade commerciale (Transgression–Eva Lopez, JM Climbing, Espagne), fixée sur la plateforme, est constituée de prises de forme similaire type « réglette » et la plus haute prise est de type « baquet ». Les prises « réglette » sont de profondeurs différentes et plutôt fines (de 6 à 18 mm) alors que la prise « baquet » est plus large que la longueur des doigts – des articulations MCP à l'extrémité des doigts – (supérieure à 8 cm) pour la saisir sans difficulté par tous les utilisateurs. Afin d'utiliser les équations de régressions d'Amca et al. (2012) que nous avons présentées précédemment, il était important de sélectionner une poutre présentant des tailles de prises variables tout en ayant une forme similaire. Ceci évite de fausser les résultats issus des équations qui ne tiennent pas compte de l'effet de la forme de la prise.

Dans la chaîne d'acquisition finale, la plateforme était connectée à un ordinateur via une carte d'acquisition (NI USB-6009, National Instruments, Austin, TX). Un script Matlab (The MathWorks, Inc., USA) intégré aux programmes Labview (National Instruments, Austin, TX) a été utilisé pour enregistrer et traiter les signaux de force à une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz pour le TAB et 100 Hz pour le TBR. Des « scores de performance » ont été calculés à partir des traitements du signal de force. Un écran placé sur le mur, en dessous du dispositif, fournissait au participant des informations sur le temps de réalisation des exercices, la force produite en temps réel et les scores obtenus par la suite.

II.2.2.6. Analyse des données

Les signaux de force ont tout d'abord été filtrés en aller-retour par un filtre passe-bas Butterworth (ordre 4, fréquence de coupure 3 Hz). Ensuite, en utilisant le principe fondamental de la dynamique de Newton ($\sum \vec{F} = m.\vec{a}$ dans laquelle m représente la masse du solide et a, son accélération), l'accélération du grimpeur (considéré comme un point) a été déterminée. Successivement, la vitesse a été déduite à partir des données d'accélération. A chaque étape, un filtre passe-haut Butterworth (ordre 4, fréquence de coupure 0,3 Hz) a été utilisé pour éviter les phénomènes d'amplification du bruit et de l'erreur dues aux intégrations successives. A partir de ces données, la puissance au cours du temps $P(t)$ a été calculée selon l'équation suivante :

$$P(t) = F(t) \times V(t) \qquad \textit{(II.2-1)}$$

où $F(t)$ et $V(t)$ représentent respectivement la puissance, la force et la vitesse au cours

du temps.

Enfin, le travail au cours du temps $W(t)$ a également été calculé selon l'équation :

$$W(t) = \int P(t)\, dt \qquad \textit{(II.2-2)}$$

Suite à la réalisation du TBR, trois « scores de performance » ont été calculés : le $SCORE_{puissance}$, le $SCORE_{rapport\ poids/puissance}$, le $SCORE_{énergie\ dépensée}$.

Le $SCORE_{puissance}$ a été calculé en moyennant les cinq tractions les plus puissantes réalisées au cours de l'exercice. Le score est exprimé en Watts. Il représente la puissance développée par les bras du participant. Il définit la capacité des bras du grimpeur à le hisser le plus fortement et le plus rapidement possible. Cette capacité est particulièrement sollicitée lors des passages d'escalade nécessitant des mouvements rapides, dynamiques et/ou de jetés.

Le $SCORE_{rapport\ poids/puissance}$, exprimé en $W{\cdot}kg^{-1}$, a été calculé en divisant le $SCORE_{puissance}$ par la masse du participant. Le poids a été mesuré par la plateforme de force pendant les 5 secondes de suspension statique du TBR. Ce score est similaire au score de puissance, il représente la puissance développée par le grimpeur rapportée à son poids.

Le $SCORE_{énergie\ dépensée}$ a été calculé en sommant le travail réalisé à chaque traction pour l'ensemble de l'exercice. Ce score est exprimé en Joules. Il représente la capacité du participant à réaliser une succession de tractions avec les bras. Cette capacité est particulièrement sollicitée lorsque le grimpeur franchit un passage d'escalade nécessitant de se tracter avec les bras sur un grand nombre de mouvements.

Suite à la réalisation du TAB, trois autres « scores de performance » ont été calculés : le $SCORE_{Force}$, le $SCORE_{résistance}$ et le $SCORE_{endurance}$. Pour l'analyse, une moyenne de la force enregistrée sur 2 secondes centrées autour du pic de force a été calculée pour chacune des 24 répétitions.

Le $SCORE_{force}$ a été calculé à partir de la moyenne de la force de la première répétition. En fonction de la taille de la prise choisie et de la préhension utilisée, un score basé sur les régressions polynomiales de Amca et al. (2012) a été déterminé. Pour exemple voici le calcul du score pour une position tendue et une prise de 1 cm de large :

$$SCORE_{Force} = \frac{F_{max}}{(-9{,}74\times1^4+98{,}97\times1^3-362{,}7\times1^2+634{,}2\times1)\times2} \times 1000 \qquad \textit{(II.2-3)}$$

où F_{max} représente la force moyenne de la plus forte répétition.

Le $SCORE résistance$ a été calculé selon l'équation suivante :

$$SCORE_{Résistance} = \frac{\Sigma F_{rep} > (0{,}8 \times Fmax)}{F_{max}\times24} \times 1000 \qquad \textit{(II.2-4)}$$

Ainsi, on utilise la somme des moyennes de la force de chaque répétition (F_{rep}) supérieure ou égale à 80% de la force maximale de la première répétition. Cette somme est divisée par un score théorique parfait représentant la réalisation de 24 répétitions à un niveau de force équivalent à la première répétition. Ce score représente la capacité de temps à maintenir la force demandée pendant toute la durée du test.

Le $SCORE_{endurance}$ a été calculé selon l'équation suivante :

$$SCORE_{Endurance} = \frac{\Sigma(F_{rep} < Seuil\ endurance)}{F_{max} \times N(F_{rep} < Seuil\ endurance)} \times 1000 \qquad \textit{(II.2-5)}$$

$$\text{avec } Seuil_{endurance} = \sum_{2}^{6} \frac{F_{rep}}{5} + 0{,}1\ F_{max} \qquad \textit{(II.2-6)}$$

Le seuil d'endurance est défini par la moyenne des 5 plus petites forces moyennes (excepté la plus faible), additionnée 10% de la force maximale. Ainsi le score est calculé en utilisant la somme des forces moyennes de chaque série inférieures ou égales au seuil d'endurance normalisé par la valeur théorique maximale de cette somme (c'est-à-dire si l'individu exerce 100% de sa F_{max} à chaque répétition). Ce score représente le niveau d'intensité de force que le participant est capable d'exercer une fois que la fatigue est apparue (en comparaison du niveau initial de force).

Ces trois derniers scores sont rapportés sur 1000 pour avoir une bonne lisibilité et des valeurs de même amplitude que les autres scores du TBR.

II.2.2.7. Statistiques

Dans l'objectif de développement de l'outil SmartBoard®, nous avons tout d'abord voulu vérifier si les scores proposés sont bien corrélés au niveau des grimpeurs. Pour cela, des tests de corrélation de Pearson ont été utilisés afin de vérifier la relation entre le niveau d'expertise du grimpeur et chaque score obtenu. Des régressions linéaires ont été utilisées pour chaque score de performance pour modéliser ces corrélations lorsque celles-ci étaient significatives. Le seuil de significativité était fixé à $p < 0.05$. De plus, afin de déterminer si notre outil permet de caractériser les différents profils physiologiques de grimpeurs, une Analyse en Composantes Principales (ACP) a été utilisée. Une ACP consiste à transformer des variables corrélées en nouvelles variables indépendantes les unes des autres. Ces nouvelles variables sont nommées composantes principales, ou axes principaux. Elle permet de réduire le nombre de variables et de rendre l'information plus claire et moins redondante. Le nombre de composantes principales est déterminé selon la valeur propre et doit être supérieur à 1. Une ACP normée a été réalisée en mettant en variable supplémentaire qualitative le sexe et le niveau d'expertise en classes discrétisées. Le seuil de détermination du nombre d'axes significatifs était de 80%. Toutes les valeurs de mesure sont reportées avec des moyennes et leurs écart-types. L'analyse statistique a été effectuée sur Statistica (StatSoft, OK, USA).

II.2.3. Résultats

II.2.3.1. TBR et TAB

Les résultats des scores obtenus lors du TBR sont représentés sur la Figure II.2-3A-C. La Figure II.2-3A montre les résultats obtenus pour le $SCORE_{puissance}$ en fonction du niveau des participants. Les puissances s'échelonnent de 188 à 1403 W chez les hommes et de 146 à 492 W chez les femmes. Chez les hommes, le score de puissance et le niveau sont significativement corrélées ($r = 0.63$; $p < 0.001$) ce qui signifie que le $SCORE_{puissance}$ augmente avec le niveau. Le coefficient de corrélation de la régression linéaire est égal à $r^2 = 0.39$ ce qui signifie que la droite représente 39% de la variabilité des résultats. Chez les femmes, aucune corrélation significative n'a été observée.

La Figure II.2-3B illustre le $SCORE_{Rapport\ Poids/Puissance}$ des participants, classés selon leur niveau. Les valeurs s'échelonnent de 2.5 à 20.4 $W \cdot kg^{-1}$ chez les hommes et de 2.7 à 10 $W \cdot kg^{-1}$ chez les femmes. Chez les hommes, le $SCORE_{Rapport\ Poids/Puissance}$ augmente avec le niveau puisque les données sont significativement corrélées ($r = 0.65$; $p < 0.001$). La droite de régression présente un r^2 de 0.42. Chez les femmes, aucune corrélation significative n'a été observée.

La Figure II.2-3C représente le $SCORE_{énergie\ dépensée}$ en fonction du niveau des participants. Ce score s'échelonne de 817 à 10 080 J chez les hommes et de 446 à 3 643 J chez les femmes. Chez les hommes, les données sont significativement corrélées ($r = 0.58$; $p < 0.001$) ce qui signifie que le $SCORE_{énergie\ dépensée}$ augmente avec le niveau. De plus, le coefficient de corrélation est égal à $r^2 = 0.33$ donc la droite de régression n'explique que 33% de la variabilité des résultats. Comme pour les autres scores, aucune corrélation significative n'a été observée chez les femmes.

Les résultats des scores obtenus lors du TAB sont représentés sur les Figure II.2-3D-F. La Figure II.2-3D montre le $SCORE_{Force}$ des participants selon leur niveau. Il s'échelonne de 568 à 1106 u.a. (unité arbitraire) chez les hommes et de 429 à 757 u.a. chez les femmes. Le $SCORE_{Force}$ augmente avec le niveau chez les hommes car les données sont significativement corrélées ($r = 0.74$; $p < 0.001$). Le coefficient de corrélation est égal à $r^2 = 0.55$. Chez les femmes, ce score a tendance à augmenter avec le niveau, même si aucune corrélation significative n'a été observée ($r = 0.58$; $p = 0.13$).

La Figure II.2-3E représente les résultats du $SCORE_{Résistance}$ des participants en fonction de leur niveau. Le score de résistance s'échelonne chez les hommes de 116 à 890 u.a. et de 77 à 639 u.a. chez les femmes. Chez les hommes, les données sont significativement corrélées ($r = 0.74$; $p < 0.001$) ce qui signifie que le $SCORE_{Résistance}$ augmente avec le niveau. De plus, la droite de régression représente 55% de la variabilité des résultats ($r^2 = 0.55$). Chez les femmes, aucune corrélation significative n'a été observée.

La Figure II.2-3F représente le $SCORE_{Endurance}$ en fonction du niveau des participants. Ce score s'échelonne de 233 à 865 u.a. chez les hommes et de 127 à 763 u.a. chez les femmes. Comme pour les scores précédents, le $SCORE_{Endurance}$ augmente significativement avec le niveau chez les hommes ($r = 0.75$; $p < 0.001$). La droite de régression

explique 56% de la variabilité des résultats ($r^2 = 0.56$). Chez les femmes, même si aucune corrélation significative n'a été observée, une tendance statistique se dégage ($r = 0.624$; $p = 0.09$).

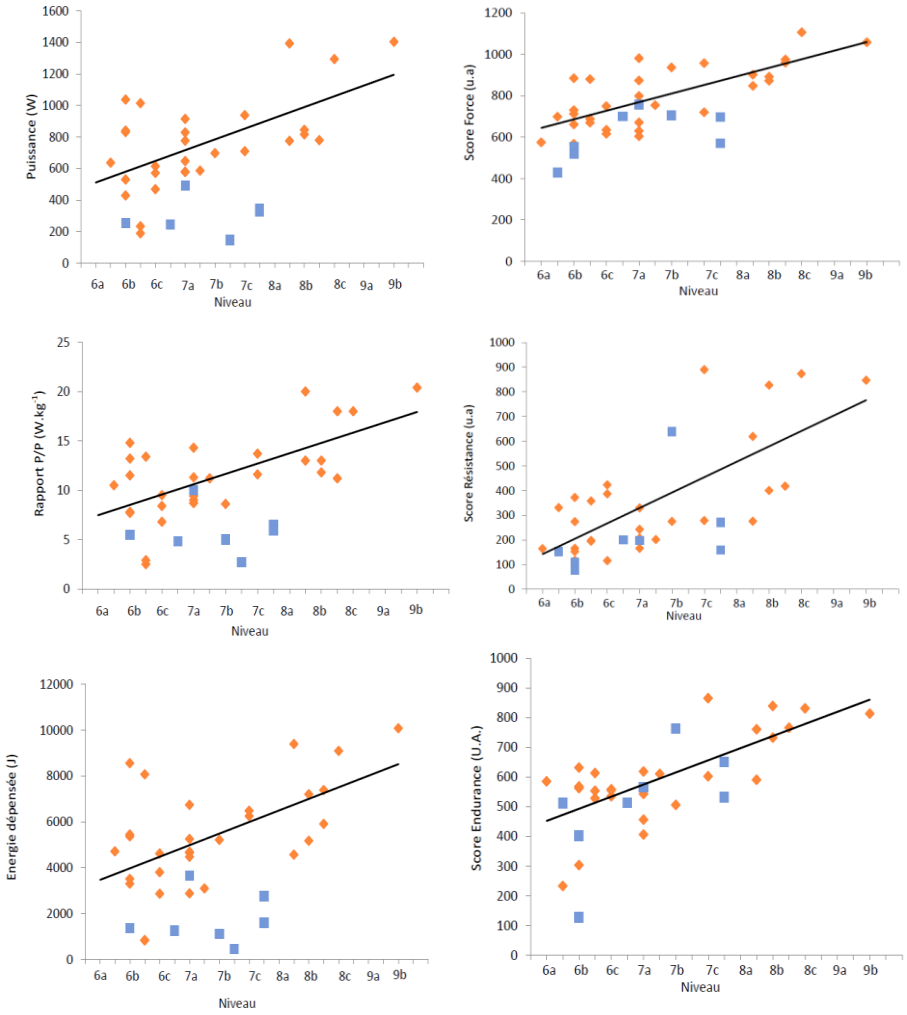


Figure II.2-3. *Corrélations entre le (A) SCORE$_{Puissance}$, (B) SCORE$_{Rapport\ Poids/Puissance}$, (C) SCORE$_{Energie\ dépensée}$, (D) SCORE$_{Force}$, (E) SCORE$_{Résistance}$, (F) SCORE$_{Endurance}$ et le niveau d'expertise des participants. Les losanges orange représentent les hommes et les carrés bleus, les femmes.*

II.2.3.2. Profils physiologiques

La moyenne de chaque score regroupé en classes de niveau d'expertise (classes de niveaux 6, 7, 8 et 9) est affichée dans le Tableau II.2-2. Un graphique en toile d'araignée a également été utilisé afin de représenter l'ensemble des scores (Figure II.2-4). Cela nous permet ainsi de visualiser le profil physiologique d'un ou plusieurs grimpeurs. On remarque que les profils physiologiques évoluent avec le niveau des grimpeurs, mais que des profils se différencient principalement entre les niveaux 7 et 8. En effet, les scores de performance moyens du niveau 6 sont statistiquement similaires à ceux du niveau 7 ($p > 0.05$) mais inférieurs aux niveaux 8 et 9, tout comme les scores du niveau 7. Ainsi, les profils physiologiques sont plus éloignés entre les niveaux 7-8 qu'entre les niveaux 6-7. Il est à noter que le niveau 9 ne contient qu'un seul participant, il est donc difficile de comparer ses résultats, même si l'on peut observer que tous ses scores sont supérieurs aux scores moyens autres niveaux.

Tableau II.2-2. *Scores de performance moyens en fonction du niveau d'expertise. Les résultats sont notés en moyenne ± écart-type.*

	Niveau 6 (*n* = 17)	**Niveau 7 (*n* = 15)**	**Niveau 8 (*n* = 7)**	**Niveau 9 (*n* = 1)**
Puissance (W)	616 ± 274 [c,d]	725 ± 135 [c,d]	998 ± 260 [a,b]	1403 [a,b]
Rapport Poids/Puissance (W·kg^{-1})	9.1 ± 3.9 [c,d]	10.7 ± 2.1 [c,d]	15 ± 3.6 [a,b]	20.4 [a,b]
Energie dépensée (J)	4323 ± 2394 [c,d]	4969 ± 1314 [c,d]	6958 ± 1860 [a,b]	10080 [a,b]
Force	697 ± 99 [c,d]	792 ± 139 [c]	936 ± 88 [a,b]	1058 [a]
Résistance	221 ± 112 [c,d]	266 ± 82 [c,d]	611 ± 250 [a,b]	873 [a,b]
Endurance	501 ± 131 [c,d]	537 ± 77 [c]	766 ± 91 [a,b]	831 [a]

[a] Statistiquement différent de N6 ; [b] Statistiquement différent de N7 ; [c] Statistiquement différent de N8 ; [d] Statistiquement différent de N9

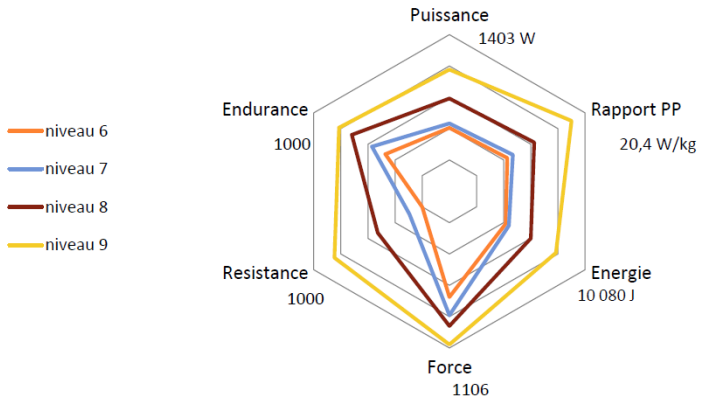


Figure II.2-4. *Représentation en toile d'araignée des profils physiologiques pour chaque niveau. Pour chaque score, le meilleur score définit le score maximal possible.*

II.2.3.3. ACP

Dans l'analyse ACP, les $SCORE_{Puissance}$, $SCORE_{Rapport\ Poids/Puissance}$, $SCORE_{Energie\ dépensée}$, $SCORE_{Force}$, $SCORE_{Résistance}$, $SCORE_{Endurance}$ ont été utilisés comme variables actives. De plus, le sexe et le niveau d'expertise en classes discrétisées (niveau 6, niveau 7, niveau 8, niveau 9) ont été utilisés en tant que variables supplémentaires qualitatives. Les niveaux d'expertise des grimpeurs ont été discrétisés afin d'avoir un nombre suffisant de participants dans chaque groupe. Dans cette analyse, deux composantes principales ont été retenues (valeur propre > 1). Cumulés, ils restituent plus de 86% de l'information, la composante principale 1 expliquant 69% de la variabilité et la composante principale 2, 17.56%. La projection des variables sur ces deux axes sont représentés dans la Figure II.2-5A.

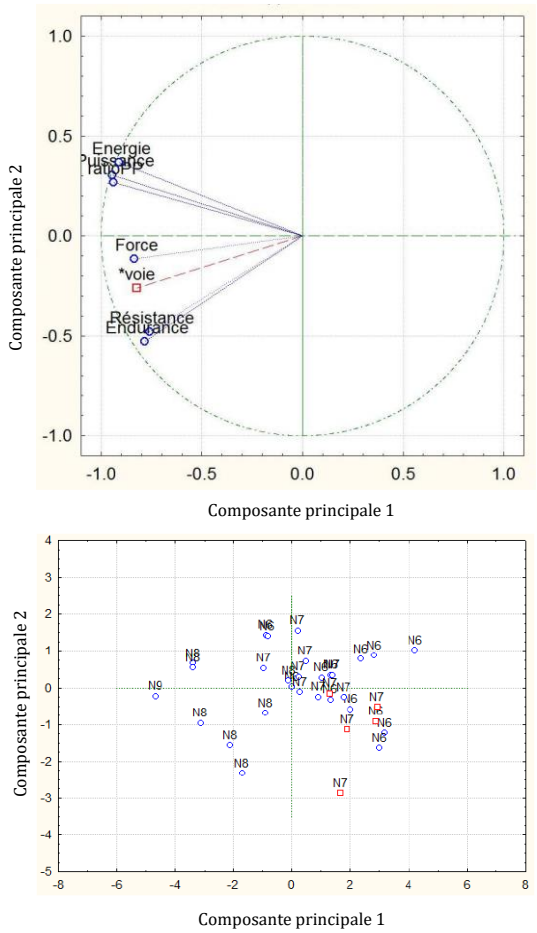


Figure II.2-5. *(A) Projection des variables sur le plan factoriel, selon les deux facteurs de l'ACP qui expliquent plus de 86% de la variance totale. (B) Projection des individus (homme en rond bleu, femme en carré rouge) sur le plan factoriel, selon les deux axes déterminés par l'ACP.*

Pour suggérer une interprétation à ces deux facteurs et, il faut considérer les variables qui contribuent plus que la moyenne ($> \frac{1}{6} = 16.6\%$) à la formation de la composante principale considéré. Ainsi, la composante principale 1 est un facteur taille car il oppose les grimpeurs ayant une valeur élevée de toutes les variables (côté gauche de l'axe) à ceux ayant une valeur faible. La composante principale 2 caractérise les grimpeurs résistants et endurants, les autres variables ne contribuant pas assez à la formation de l'axe pour qu'il soit caractérisé par elles (<0.4).

Sur cette projection, toutes les variables actives sont assez bien représentées sur le plan. De même, la variable de niveau discrétisée (appelée « voie ») est aussi relativement bien représentée et bien corrélée aux deux axes alors que celle-ci ne participe pas dans l'analyse pour définir ces axes.

De plus, lorsque la position de chacun des participants est représentée sur les deux axes définis par l'ACP (Figure II.2-5B), nous avons mis en évidence quatre différents profils physiologiques de grimpeur : les grimpeurs forts dans toutes les variables mais surtout en résistance et endurance (en bas à gauche) ; les grimpeurs forts dans toutes les variables mais surtout en puissance et énergie (en haut à gauche) ; les grimpeurs faibles dans toutes les variables mais avec de meilleures résistance et endurance (en bas à droite) ; les grimpeurs faibles dans toutes les variables mais avec de meilleures puissance et énergie (en haut à droite).

La variable qualitative de niveau d'expertise (en classes) s'échelonne du niveau le plus élevé au niveau le plus faible de gauche à droite de l'axe 1. En particulier, les niveaux N6 et N7 se retrouvent du côté positif de l'axe 1 (correspondant aux grimpeurs ayant des valeurs moyennes (N7) à faibles (N6) de toutes les variables) alors que l'on retrouve les niveaux N8 et N9 du côté négatif de l'axe 1. Il est intéressant de noter que l'axe 1 discrimine aussi le sexe des grimpeurs : du côté des individus ayant des valeurs faibles de toutes les variables, une forte proportion de femmes est présente.

Même si l'on observe un léger échelonnement des niveaux (N6 à N8) sur l'axe 2, il n'est pas suffisamment flagrant pour affirmer qu'il y a une discrimination progressive des niveaux selon l'endurance et la résistance. Cependant, on retrouve les très bons grimpeurs (classe N8 et N9) du côté des grimpeurs ayant des valeurs élevées dans toutes les variables et relativement plus endurants.

II.2.4. Discussion

Le but de ce travail était de proposer une première version d'un outil d'entraînement instrumenté permettant d'évaluer de manière simple et rapide les capacités physiologiques des bras et avant-bras des grimpeurs en condition écologique. Pour répondre à cet objectif, un prototype de cet outil a été créé sur la base d'outils déjà existants et utilisés par les grimpeurs (poutre d'escalade) sur lequel nous avons instrumenté des capteurs de force permettant de récolter des données. A partir de ces données brutes, des scores ont été proposés en accord avec les connaissances scientifiques. Une série de participants a ensuite été testée afin de vérifier la validité des scores obtenus et permettant de créer une

première base de données pouvant servir de référence.

Globalement, nos résultats ont montré que les scores de performance obtenus pour les hommes à la suite des deux tests sont révélateurs du niveau physiologique des grimpeurs et peuvent être utiles pour l'entraînement. En effet, chaque score augmente avec le niveau d'expertise avec une corrélation significative, ce qui permet de situer chaque grimpeur par rapport aux autres en fonction de son résultat au test. Néanmoins, chaque score pris individuellement n'explique pas la variabilité globale du niveau car les coefficients de corrélation des droites de régression sont relativement faibles (inférieurs à 70%). Cette faible représentation linéaire reste tout de même logique dans le sens où la performance en escalade est multifactorielle (Guidi, 1993) et ne dépend pas seulement d'un seul facteur physiologique pris indépendamment mais d'une combinaison de ceux-ci, avec également des facteurs cognitifs, psychologiques, sociaux, techniques, etc. Ce constat est confirmé par nos résultats de l'ACP, qui montre que les deux composantes principales (combinant tous les scores) sont pertinentes et permettent d'expliquer plus de 86% de la variance totale.

A la date du développement de SmartBoard®, ces résultats étaient en accord avec la littérature (Laffaye et al., 2014; Mermier et al., 2000). Mermier et al. (2000) ont également voulu identifier les déterminants physiologiques et anthropométriques de la performance en escalade. Ils ont mesuré 25 variables et ont réalisé une ACP pour combiner ces variables et ont extrait trois composantes dont une composante « entraînement » (force des bras, des mains et des jambes, puissance anaérobie, endurance des bras…) qui expliquait la quasi-totalité (58.9 sur 61 %) de la variance totale de la performance en escalade. Les auteurs ont aussi suggéré que pour expliquer les 34% restants de la variance, il était nécessaire de prendre également en compte des caractéristiques mentales et techniques, et des compétences techniques et tactiques, comme évoqué par Magiera et al. (2013).

Chez les femmes, nos scores ne sont pas significativement corrélés au niveau d'expertise. Ceci peut s'expliquer par le fait qu'elles ont probablement des stratégies de performance différentes des hommes. Il est en effet possible que les autres capacités (techniques, tactiques…) priment sur l'aspect physiologique chez elles. Néanmoins, les scores peuvent être utiles pour elles pour prendre conscience de ces aspects. Ceci est d'autant plus vrai que le haut-niveau voit apparaitre de plus en plus de grimpeuses jouant sur ces aspects physiologiques.

Les résultats des corrélations entre certains de ces scores et le niveau d'expertise chez les femmes viennent appuyer cette idée, notamment les scores concernant les doigts (force, résistance et endurance) car bien qu'elles ne soient pas significativement positives, des tendances apparaissent. Celles-ci seraient aussi confirmés par Mermier et al. (2000) et Philippe et al. (2012) qui ont montré que l'endurance des avant-bras des grimpeurs élites était meilleure que celle des non-grimpeurs, et que les hommes et les femmes avait une endurance similaire.

Cependant, les scores concernant les bras (puissance et énergie) ne semblent pas corrélés au niveau d'expertise chez les femmes, sans aucune tendance. Ces résultats ont déjà été montré par Grant et al. (2001), qui n'ont pas trouvé de différences dans le nombre de

tractions entre des grimpeuses élites, récréatives et non-grimpeuses (2.1, 0.2 et 0.8 tractions, respectivement). De plus, Mermier et al. (2000) ont observé que la puissance anaérobie des membres supérieurs étaient plus grandes chez les hommes que chez les femmes. Ces constats renforcent l'idée que les femmes utilisent des stratégies différentes que les hommes.

Néanmoins, les résultats concernant les femmes sont à prendre avec une grande précaution puisqu'il y a eu peu de participants de sexe féminin sur notre expérience, et ceci représente une des limites de notre étude, un échantillon féminin de plus grande taille permettrait probablement d'affirmer les tendances de corrélation.

Les résultats des tests représentés par la Figure II.2-4 en forme de toile d'araignée confirment la crédibilité de nos scores. En effet, il est intéressant de constater que les scores s'échelonnent logiquement selon le niveau. De plus, le niveau 7 et le niveau 8 sont significativement éloignés, ce qui signifie que pour passer au niveau supérieur, le grimpeur devra considérablement améliorer ses capacités physiologiques. Au contraire, les scores entre le niveau 6 et le niveau 7 sont similaires (pas de différences significatives), ce qui signifie que pour progresser du niveau 6 au niveau 7, un grimpeur devra plutôt se focaliser sur d'autres capacités, comme la technique, plutôt que physiologiquement. La Figure II.2-6 illustre des exemples de profils pour deux sujets atypiques, que l'on peut ensuite comparer aux grimpeurs moyens représentatifs de son niveau d'escalade. On peut alors faire un diagnostic de leur profil physiologique. Sur la Figure II.2-6A, un grimpeur α de niveau 8 a obtenu des scores de performance des bras largement au-dessus du niveau 8 moyen, et des scores de performance des avant-bras dans la moyenne. Il pourrait donc concentrer son entraînement sur ce dernier aspect pour passer au niveau supérieur, ainsi que sur les autres facteurs tels que la technique. Sur la Figure II.2-6B au contraire, un grimpeur β de niveau 7 a obtenu des scores de performance tous inférieurs à la moyenne du niveau 7 (excepté pour le score d'endurance). Ce grimpeur a donc probablement acquis ce niveau par le développement de facteurs différents de ceux physiologiques. Pour passer au niveau supérieur, il pourrait donc essentiellement focaliser son entraînement sur ses aptitudes physiologiques.

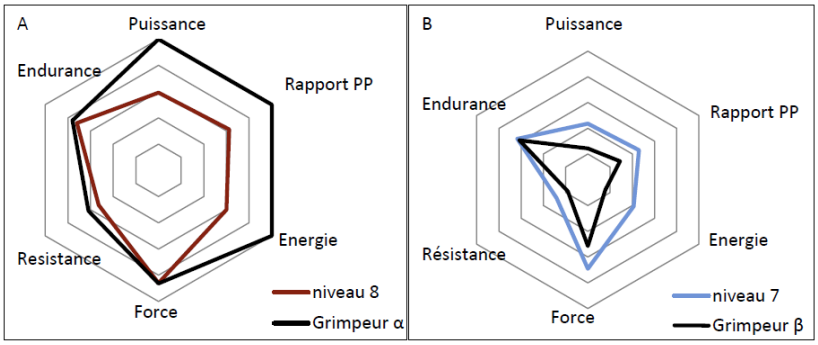


Figure II.2-6. *Exemples de profils physiologiques obtenus.*

L'illustration de la Figure II.2-4 montre que l'utilisation des tests d'évaluations et des scores associés permet d'établir un diagnostic d'entraînement précis pour chaque grimpeur pouvant être comparé aux autres grimpeurs du même niveau. Ces évaluations permettent également d'avoir un suivi dans le temps d'un même grimpeur, à différents moments de la saison sportive (e.g. avant et après entraînement).

Néanmoins, malgré le nombre important de participants ayant réalisé l'expérience, ceci n'est pas suffisant pour obtenir une base de données robuste et pertinente. En effet, certains niveaux ne sont pas ou peu représentés comme le 8a, le 8c+, le 9a, etc. De même, le manque de participants de sexe féminin est à combler. Ainsi, les résultats issus de cette étude restent préliminaires et cette base de données nécessite donc d'être complétée. Il faut envisager un minimum de 6 personnes, 3 personnes de sexe masculin et 3 de sexe féminin, dans chaque niveau pour que les données puissent être plus pertinentes. Une autre limite associée au traitement doit être évoquée : du fait des erreurs de calculs dus aux multiples intégrations, de nombreux filtres ont dû être utilisés. Ceci perturbait la détection des différentes phases du cycle de traction, ce qui pouvait influencer le calcul du nombre de tractions. Quoiqu'il en soit, la différence entre le nombre de tractions comptées et réelles ne dépassait pas une traction et ceci lorsque la traction était de très faible amplitude de mouvement ou réalisée à faible vitesse. Cette erreur influençait seulement le calcul de l'énergie dépensée, basée sur la somme de l'énergie des tractions comptées.

Une autre limite à considérer est l'absence de données sur la force des doigts relative au poids de corps, qui est aussi corrélé au niveau et considéré comme un des facteurs les plus déterminants et révélateurs du niveau d'expertise (Mermier et al., 2000).

Pour résumer et pour aller plus loin, les données récoltées à l'aide de cet outil offrent des perspectives intéressantes. Tout d'abord, les résultats de la modélisation de l'ACP expliquent 86% de la variabilité des données. De plus, ces deux axes permettent aisément de caractériser le profil physiologique des grimpeurs (fort vs faible et endurant-résistant vs puissant). Grâce à cette analyse, il est possible de déterminer facilement et de manière automatique le grimpeur testé. Cette procédure est intéressante pour l'aide à la prise de décision en entraînement. En effet, on peut imaginer qu'une telle procédure puisse, dans l'application logicielle SmartBoard®, déboucher sur une proposition d'entraînement parmi quatre possibles (correspondant aux quatre cadrans définis par les axes de l'ACP). Une fois testé et son profil physiologique déterminé, le grimpeur n'aurait qu'à choisir l'entraînement qui cible ses points faibles. Enfin, notre étude est la première, à notre connaissance, à quantifier le travail et la puissance développée par les grimpeurs lors de tractions, et ceci apporte des informations cruciales pour la compréhension de la performance en escalade et plus généralement sur les mouvements de tractions. Il serait intéressant d'aller plus loin dans cette compréhension en analysant les tractions plus finement sur l'outil SmartBoard®, notamment grâce à l'utilisation complémentaire de l'EMG à une analyse cinématique. A la suite de cela, il serait également intéressant de regarder comment la préhension (taille de prise ou technique de saisie) influe sur le mouvement de traction.

En résumé :

Cette étude avait pour objectif de développer un outil d'entraînement instrumenté et de proposer une méthode d'évaluation simple et rapide afin de caractériser les capacités physiologiques des bras et avant-bras des grimpeurs en condition écologique. Les données et cet outil offrent désormais des perspectives intéressantes pour des analyses in situ, plus spécifiques à l'escalade. Les résultats ont permis de créer une première base de données pouvant servir à l'élaboration d'un profil physiologique de grimpeur. Ce profil peut ensuite être une aide à la personnalisation de l'entraînement. Les résultats ont aussi montré que la capacité à développer un maximum de force avec les doigts (Force), la capacité à résister à la fatigue (résistance et endurance des doigts, énergie des bras) et la capacité à se tracter avec les bras (puissance, rapport poids/puissance) étaient corrélées au niveau d'expertise du grimpeur chez les hommes et sont donc des facteurs déterminants de la performance en escalade. Une tendance semble apparaître chez les femmes pour les capacités qui concernent seulement les doigts (force, résistance, endurance).

Cette étude donne également un aperçu concernant la quantification du travail et de la puissance développée par les bras des grimpeurs lors de tractions, mouvements qui miment les phases dynamiques de l'escalade. Ceci apporte des informations cruciales pour la compréhension de la performance en escalade, et plus généralement sur les mouvements de tractions. Néanmoins, peu d'études se sont intéressées à la capacité des bras, ainsi qu'aux paramètres pouvant être impliqués dans la production de puissance au cours de ce mouvement. La puissance étant le produit de la force par la vitesse, la production de puissance peut être obtenue de différentes façons. Ainsi, deux grimpeurs différents peuvent être capables de fournir une même puissance, soit par une grande production de force mais avec une vitesse d'exécution faible, soit par une vitesse élevée avec une production de force faible. De plus, le mouvement de traction est un mouvement pluri-articulaire impliquant une coordination inter-segmentaire pouvant être mise à profit par certains grimpeurs. Pour aller plus loin dans la compréhension de ce mouvement, il faudrait être en mesure d'analyser spécifiquement cette tâche pour identifier les phénomènes qui en résultent et ainsi discriminer plus finement des profils de grimpeurs. De même, il serait intéressant d'observer lesquels de ces phénomènes jouent un rôle dans la performance en escalade. Ces perspectives sont l'objet de l'Etude 3 de ce chapitre.

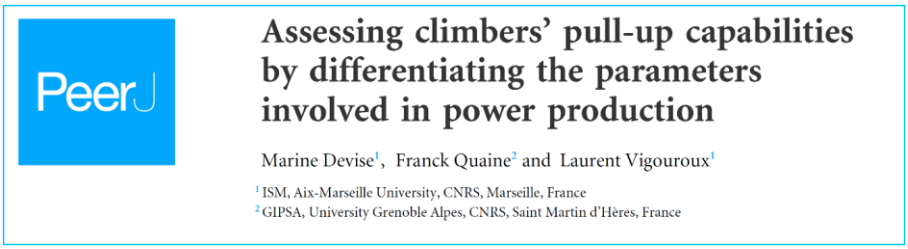
II.3. Etude 3 – Evaluation des capacités de production de puissance des bras en escalade

Contexte :

Cette étude fait partie du projet ANR « Sport de Très Haute Performance – PerfAnalytics » impliquant la collaboration de plusieurs organismes académiques (INRIA, Gipsa-Lab, ISM) et sportifs (FFME). L'objectif de ce projet était d'élaborer des connaissances scientifiques (notamment sur l'entraînement pour notre contribution) avec pour perspective de transposer nos résultats et conclusions pour la préparation des grimpeurs français en vue des Jeux Olympiques de Paris 2024. Mon implication dans ce projet a été, en tant qu'ingénieure d'études à l'ISM.

Ce travail s'inscrit dans la continuité du développement de méthodes d'évaluation de la performance in situ (Etude 2). Il visait à approfondir les méthodes d'évaluation des bras lors des phases dynamiques de traction. La SmartBoard®, développée dans l'Etude 2 puis finalisée dans une version commerciale, a été utilisée dans une salle d'escalade. La contribution dans l'Etude 3 a été d'élaborer un protocole de tractions réalisées sous des formes variées ainsi que des méthodes d'analyse de données pour avoir une connaissance précise des qualités physiologiques de tractions des grimpeurs.

Cette troisième étude est présentée sous forme d'article publié dans la revue PeerJ *: **Marine DEVISE**, Franck QUAINE and Laurent VIGOUROUX. « Assessing climbers' pull-up capabilities by differentiating the parameters involved in power production » publiée dans :* PeerJ *11, e15886 (26 Sept. 2023). ISSN : 2167-8359. DOI : 10.7717/peerj.15886.*



PeerJ

Assessing climbers' pull-up capabilities by differentiating the parameters involved in power production

Marine Devise[1], Franck Quaine[2] and Laurent Vigouroux[1]

[1] ISM, Aix-Marseille University, CNRS, Marseille, France
[2] GIPSA, University Grenoble Alpes, CNRS, Saint Martin d'Hères, France

Résumé

Objectif

Cette étude a pour objectif d'identifier les paramètres induits par la capacité des grimpeurs à se tracter avec les bras. La méthodologie visait à évaluer (1) les capacités concentriques des muscles des bras, (2) les capacités de coordination du corps, (3) les caractéristiques du cycle étirement-détente et (4) les capacités de résistance à la fatigue.

Méthodes

Vingt-huit grimpeurs ont été testés et la force exercée a été enregistrée au cours de trois exercices de traction : des tests de traction « jump » (avec ou sans coordination, ou précédés d'une phase excentrique), des tractions incrémentales lestées, et le nombre maximal de tractions réalisées. La force, la vitesse, la puissance musculaire et le travail musculaire ont été analysés par ANOVA avec tests post-hoc et par une analyse en composantes principales. Les corrélations avec le niveau d'escalade ont également été étudiées.

Résultats et discussion

Dans l'ensemble, les résultats des tests de traction « jump » ont montré que la coordination du corps et les phénomènes du cycle étirement-détente contribuaient de manière significative à la performance, mais que seule le jump impliquant la coordination du corps était liée au niveau d'escalade du grimpeur. Le travail musculaire et le nombre maximum de tractions sont corrélés au niveau d'escalade, ce qui montre que la capacité à résister à la fatigue est une autre capacité cruciale de la performance des bras des grimpeurs. Le développement des capacités de force semble primordial pour la performance, tandis que les capacités de vitesse semblent provenir de caractéristiques/styles propres au grimpeur, sans corrélation avec la performance de l'escalade. Enfin, notre étude fournit une base de référence pour l'évaluation de ces paramètres afin d'aider les entraîneurs dans le processus de diagnostic et de suivi de l'entraînement.

II.3.1. Introduction

Sport climbing requires multiple physiological capabilities, such as finger strength and endurance, upper and lower limb power, body flexibility or even body core strength (Draper et al., 2021). Among such capabilities, the capacity to pull up with the upper limbs is recognized as one of the main factors correlated with the climber's performance level (Magiera et al., 2013). Starting from a gripped hand hold, the upper limbs are used to displace the body from one position to the next one with the requirement that the contact between fingers and the hand hold is solid enough to support the amount of force needed to move the body (Vigouroux et al., 2018). Arm muscle action could be either isometric, concentric, eccentric or plyometric depending on the movements required by the particular route/boulder.

Assessing climbers' arm muscle capabilities has been a long-standing issue for trainers and researchers (Stien et al., 2022). Basic tests consist of counting the number of

successive pull-ups that the climber is able to achieve and/or measuring the amount of time that the climber is able to hang isometrically with a given flexion of the elbows, flexed to 90° for example (Draper et al., 2021; Mermier et al., 2000; Stien et al., 2021b). Although these tests have been positively correlated with climbing grade level (Draper et al., 2021), the assessment is specific to a single level of power intensity for the pull-up test (i.e., a given velocity with the body weight force level) or to a single angle tested for the isometric test. More recently, the maximum power developed by the arms has been proposed as a more appropriate variable for characterizing the climber's arm capability (Laffaye et al., 2014). The power can be assessed by performing an explosive pull-up on either a power slap (Draper et al., 2011), a velocity transducer (Muñoz-López et al., 2017) or an instrumented hangboard (Vigouroux et al., 2018). To go further in characterizing the climber's capabilities, the relationship between force and velocity can be assessed (Levernier et al., 2020; Muñoz-López et al., 2017) by loading the climber Incrementally until the maximum load that the climber is able to pull up is reached. When comparing with lower limb training, such relationships are essential to guide the athlete into suitable training that can focus on either velocity development or strength development according to the individual's profile (Frost et al., 2016). These assessments are thus crucial in assessing the concentric capabilities of the arm muscles.

Besides the movement of pull-up used as a basis for training and evaluation, this movement implies a complex combination of multi-joint movements (Antinori et al., 1988; Ronai & Scibek, 2014) and are not fully understood. Pull-ups can be influenced by the grip conditions such as grip size and hand orientation (Lehman et al., 2004; Vigouroux et al., 2018) and, more importantly, by the forms and the rhythm of completion (La Chance & Hortobagyi, 1994). Vigouroux et al. (2022) identified that pull-up performance is considerably influenced (+20%) by the stretch-shortening cycle when the specific pull-up is preceded by previous pull-ups. In particular, the elasticity storage characteristics, the transfer of movement quantity in between segments and the body coordination can have a strong influence on performance in addition to the concentric shortening capacities of arm muscles. This consideration leads to two main ideas. The first is that evaluations of arm capabilities should be carefully controlled (grip conditions, rhythms, leg and body coordination) to limit the variability in the results due to the various influences of all the phenomena involved in the movement. The second idea is that climbers probably do not only develop the arm muscle concentric capabilities to carry out the pull-ups and there is therefore an interest in differentiating each parameter (muscle concentric capabilities, stretch-shortening cycle characteristics, body coordination) to identify the strengths and weaknesses of a given climber.

The objective of this study was thus to assess the climbers' capabilities to pull up on holds. To this aim a series of tests was carried out to assess and characterize each pull-up parameter: arm muscle concentric capabilities, stretch-shortening cycle characteristics, body coordination capabilities, and arm muscle endurance. We hypothesized that such capabilities are correlated with the climbers' grade level. We also hypothesized that climbers variously developed these characteristics and that such characteristics could be

useful in characterizing the different arm profile performance of climbers. Overall, we aimed to build an initial database of these parameters to help trainers and climbers identify their strengths and weaknesses.

II.3.2. Methods

II.3.2.1. Participants

Twenty-eight male climbers (age: 28.4 ± 6.9 years; body weight: 66.2 ± 6.8 kg; height: 176.5 ± 5.4 cm) participated in the experiment. Inclusion criteria were to be aged from 18 to 45 years, to practice climbing at least twice a week for at least the past two years and to be from advanced to higher elite level of climbing according to Draper et al. (2015). Participants practised both climbing disciplines (Lead and Bouldering) indoor and outdoor throughout the year. Each participant's red-point IRCRA level was determined for both bouldering and lead on the basis of self-reported best performances over the previous six months. For each participant, the highest level achieved in both disciplines was retained for the analysis (mean IRCRA red point level: 22.6 ± 2.5). 16 climbers presented a best IRCRA level for Lead while 11 had a best IRCRA level for bouldering, 1 climber had a similar IRCRA level between lead and bouldering. Exclusion criteria were to experiment hand, upper limb or spinal injuries in the last six months. All participants volunteered and signed an informed consent. The study was conducted with the formal approval of the CERSTAPS ethics committee (IRB00012476-2022-16-05-182).

All the tests were conducted during the same day. Participants were asked not to train or climb the day before the experiment and organize their training to be in the best possible shape for that experimental day. For all climbers, the experiment was scheduled away from competitions or heavy training period. An initial familiarization session was carried out one week before testing and recording the data. This familiarization session consisted in reproducing the exercises required in the experiment described below and used in order to avoid the discovery effect of both the exercises and the test equipment.

II.3.2.2. Experimental protocol

Each participant followed a standardized warm-up. It consisted of a few easy climbs followed by incremental hang exercises performed on a 24-mm hold depth (ten 10s-hangs from 100N to full body weight) and five series of pull-ups (from one to four repetitions) executed on jugs. Participants ended the warm-up by testing one pull-up in each experimental condition detailed below. The experimental session consisted in executing successively three different types of exercise: jump tests, incremental weighted pull-ups, maximum number of pull-ups. The exercises were realized by participants in an order chosen to limit at best the effects of fatigue. Ten minutes of rest were respected between each of these three exercise types to avoid any effect of fatigue.

(a) Jump tests

The first condition ("Strict Jump Test") consisted in an "explosive" two-armed pull-up performed as strongly as possible and as fast as possible from a completely hung static position with arms extended and a prone grip. They put their hands always in the same place, slightly more widely spaced than their shoulders. At the top of the pull-up the participants were asked to jump and try to pursue the movement and not stop the movement once the chin is at the level of the hand holds as done in a power slap test. The participants were required to focus on the ascent phase while the down phase of the pull-up was executed comfortably to return to the ground without any performance objective. In this first condition, participants were asked to perform the jump in a "strict" manner –i.e., only the arms were to be used to pull the body, without any use of leg and body coordination.

In the second condition ("Normal Jump Test"), participants were asked to perform the same task again, but as they were accustomed to doing it, without any recommendations concerning any body coordination method i.e., they were allowed to use legs and hips and a small swing as they were used to doing in their training.

The third condition ("Countermovement Jump Test") differed from the others by the starting posture, which was static with the elbows flexed at 90°. Then the participants lowered themselves by "letting them fall" during an eccentric phase until their arms were extended (not fully but at least 120°) and then pulled up without delay. No constraining recommendations concerning body coordination were asked during this condition, participants being free to use legs and swing as they wished as in the Normal jump condition. Two trials were requested in each condition. The one with the highest mean power was retained for the analysis. For each trial, participants were motivated by experimenters to ensure maximum performance. At least 2 min rest separated each trial to avoid any effect of fatigue.

These three jumps were further used to evaluate the power and the peak force developed during the ascent phase of pull-ups including certain implied factors. The Strict Jump Test implies mostly concentric capabilities of the arm muscles, the Normal Jump Test implies the additional participation of body coordination and, finally, the Countermovement Jump Test adds the participation of the stretch shortening cycle phenomenon to the performance in comparison with the first two jump tests.

(b) Incrementally weighted pull-ups

The incrementally weighted pull-up exercise was conducted to assess the muscle concentric capabilities of participant's arms by building their force-velocity relationship. For this, participants were asked to perform several trials of one pull-up execution. The participants performed a "Strict jump" pull-up as strongly as possible and as fast as possible from a completely hung static position with arms extended. As for the jump tests, the hands were pronated and placed slightly more widely-spaced than their shoulders. The participants were required to focus on the ascent phase while the down phase of the pull-up was executed comfortably to return to the ground without any performance objective. The first pull-up was executed at body weight without additional load. Then, additional

loads were added as a function of each participant's ability to achieve the newly weighted pull-ups. First increments were done with ten kilos, then in five-kilo increments and then in one-kilo increments until 1-RM (one-repetition maximum, i.e., the maximum weighted pull-up) was reached. Two pull-ups per additional load were performed and the one with the highest mean power was recorded. In total, 4 to 6 weighted pull-up conditions were executed. Each trial was separated by at least a 2-minute rest to avoid any effect of fatigue.

(c) Maximum number of pull-ups

The last exercise was a maximum repetition of pull-ups: participants were asked to do as many successive pull-ups as possible. They were required to perform each pull-up as fast as possible and as strongly as possible. The series stopped when pull-ups were not executed adequately i.e., when executed with a rest in between each pull-up or with a too jerky velocity during the ascent phase, or when the participant was not able to place his chin over the hand holds.

II.3.2.3. Materials

To measure the force exerted by the climbers during the tests, a SmartBoard (Science-ForClimbing, Peypin d'Aigues, France) was used as previously done in Devise et al. (2022) and Vigouroux et al. (2018). SmartBoard is a hangboard fitted with force sensors (accuracy 0.8N, 0–4000N range, 50 Hz acquisition) measuring the vertical force applied on the holds. This tool makes it possible to collect the vertical force applied by the climber during the pull-ups with enough accuracy to calculate the physiological variables targeted in this study (vertical force, muscle power, muscle work). The associated app gives visual instructions to guide the participants during the tasks. The largest holds (jugs) were used for all exercises. As demonstrated by Vigouroux et al. (2018), the use of jugs allows for arm performance at the same level as a gym bar without limiting finger strength. Force data were recorded during each test and then exported for post-acquisition analysis.

II.3.2.4. Data analysis

Force data was low-pass filtered (Butterworth, fourth-order, cut-off frequency: 3 Hz). Data for each pull-up were re-sampled (100 points) for comparison purposes. Based on Newton's second law ($\sum \vec{F} = m.\vec{a}$), acceleration and velocity can be determined by using force data integration. Velocity and force are used to compute the muscle power as follow:

$$P(t) = F(t).\left(\Delta t.\frac{a(t+\Delta t)+a(t)}{2}\right) \qquad \textit{(II.3-1)}$$

where

$$a(t) = \frac{F(t)+BM.g}{BM} \qquad \textit{(II.3-2)}$$

where $F(t)$ is the force recorded by the force sensors, $a(t)$ is the acceleration of the system, BM is the participant's body mass (kg), g is the gravity acceleration (−9.81 m·s^{-2}),

$P(t)$ is the power. The mean power executed during the ascent phase of pull-ups was identified and expressed as a ratio to BM ($W \cdot kg^{-1}$).

For each trial, the mean force of the ascent phase was expressed ($N \cdot kg^{-1}$) as a function of the mean velocity ($m \cdot s^{-1}$) in order to compute the force-velocity relationship. A linear regression was used to evaluate the linearity of the relationship (r^2) for each subject and the slope of the force-velocity relationship. Theoretical maximum force (F0) and maximum velocity (V0) were estimated using the regression curves and correspond to the y- and x-intercepts of the curve with the force and velocity axes.

For the jump tests, the execution time for the ascent phase was determined. The maximum peak force and the peak power were identified in each condition and their timing as a percentage of the ascent phase duration was recorded. The mean force and the mean power were computed.

Finally, the number of pull-ups and the mechanical work (W) were evaluated during the maximum number of pull-up test.

$$W(t) = \frac{\Delta t.(P(t+\Delta t)+P(t))}{2} \qquad \textit{(II.3-3)}$$

II.3.2.5. Statistics

Descriptive statistics (mean ± SD) were used to present the results of each variable. The statistical tests were processed with the use of the software STATISTICA (version 6; StatSoft, Inc, Tulsa, OK, USA). Each variable was correlated to IRCRA red point level using Pearson test correlations. One-way ANOVA with repeated measures and Newman-Keuls post-hoc tests were used to compare the three jump test conditions (Strict, Normal, Countermovement) for the mean force, maximum peak force, the timing of maximum peak force, the mean power, the maximum peak power, and the timing of maximum peak power, the time taken for the jump. The size effect (η^2) was computed and defined as small for $\eta^2 < 0.01$, medium for $0.01 < \eta^2 < 0.06$ and large for $\eta^2 > 0.14$ (Olejnik & Algina, 2003). Statistical significance was fixed at $p < 0.05$.

To identify the important variables contributing to the performance, a principal component analysis (PCA) was conducted using variables computed among the different tests (1-RM, F0, V0, Slope of force-velocity relationship, peak and mean force in each jump condition, peak and mean power in each jump condition, time of execution of each jump condition, maximum number of pull-ups, total energy). Number of principal components (PC) was determined according to the scree plot (>10%).

II.3.3. Results

II.3.3.1. Normal, strict and countermovement jumps

Table II.3-1 summarizes the values obtained during the three types of jump. Figure II.3-1A showed averaged force across subjects developed during the three tested jumps. ANOVA and post-hoc tests showed that the Countermovement jump was executed faster

than Normal and Strict jumps ($F(2,54) = 66.9$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.34$) . The maximum force was significantly higher for the Countermovement jump than for the Normal jump which, in turn, was higher than that for the Strict jump ($F(2,54) = 32.0$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.37$). The peak force was attained at different instants ($F(2,54) = 73.4$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.60$) between the Countermovement jump and the Strict and Normal conditions.

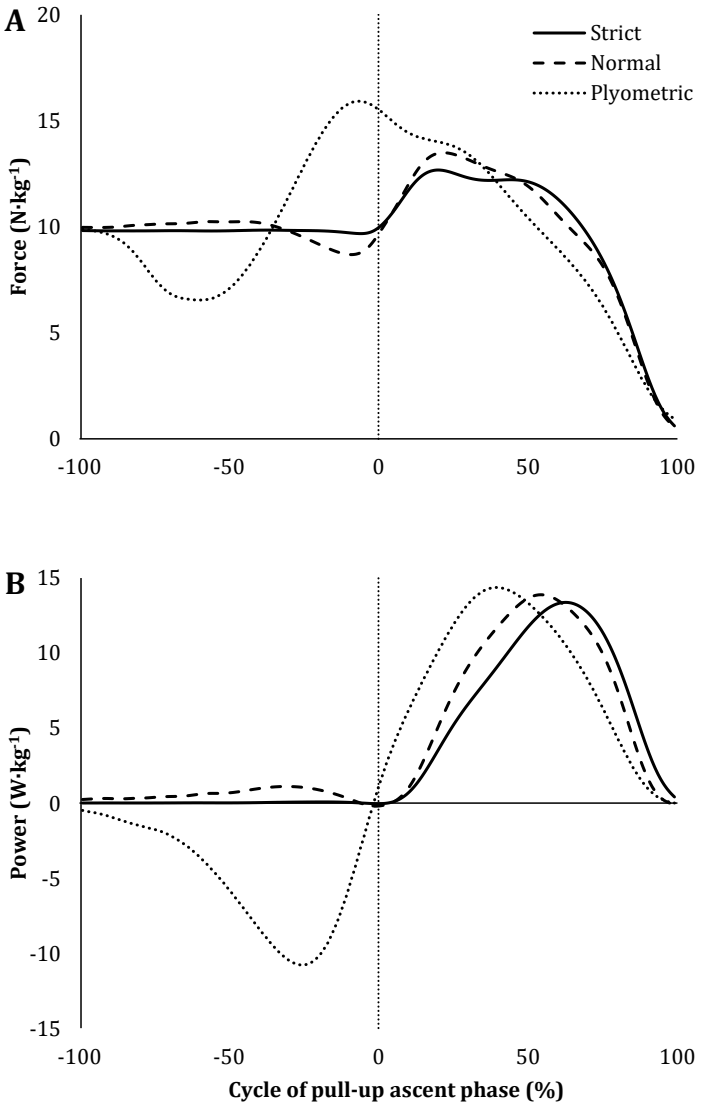


Figure II.3-1. *Temporal evolution (percentage of pull-up cycle) of the vertical force (A) and power (B) for the Strict (full line), Normal (dashed line) and Plyometric (dotted line) jumps. The pre-cycle (from -100 to 0%) is defined by the time before the beginning of the ascent phase.*

Figure II.3-1B showed averaged power across subjects developed during the three jumps under test. The maximum peak power differed significantly ($F(2,54) = 6.08$; $p < 0.01$; $\eta^2 = 0.05$) according to the jump conditions and was reached at different instants of the ascent phase ($F(2,54) = 39.1$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.44$). The mean power developed during the jumps was significantly different between the three conditions ($F(2,54) = 23.2$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.17$).

Table II.3-1. *Mean ± SD results of jump characteristics (duration, force values, power values) according to the jump form (Strict, Normal and Countermovement jumps).*

	Strict jump	Normal jump	Countermovement jump
Time of ascent phase (s)	1.01 ± 0.20	0.97 ± 0.19 *r = -0.47, t = -2.7, p = 0.01	0.72 ± 0.13 [a,b]
Maximum Peak Force (N·kg^{-1})	13.4 ± 1.1	15.1 ± 2.6 [a] *r = 0.50, t = 2.9, p < 0.01	16.6 ± 1.3 [a,b]
Time of Peak Force (% of ascent phase)	30.7 ± 14.6	31.0 ± 13.0	-2.2 ± 10.9 [a,b]
Mean Force (N·kg^{-1})	9.72 ± 0.07	9.73 ± 0.13	9.65 ± 0.15 *r = -0.45, t = -2.6, p = 0.015
Maximum Peak Power (W·kg^{-1})	13.9 ± 3.2	16.1 ± 4.9 [a] *r = 0.44, t = 2.5, p = 0.02	15.0 ± 3.9 [a]
Time of Peak Power (% of ascent phase)	65.3 ± 6.6	51.9 ± 15.5 [a]	41.6 ± 9.5 [a,b]
Mean Power (W·kg^{-1})	6.8 ± 1.0	7.3 ± 1.3 [a] *r = 0.42, t = 2.5, p = 0.02	8.1 ± 1.3 [a,b]

[a] Statistical difference with strict jump.

[b] Statistical difference with normal jump.

* Significant correlation with the climbing grade level.

When correlating these variables with the IRCRA red point level of the participants, only the variables gathered during the Normal jump (maximum force, mean power, maximum peak power, time of jump) were significantly correlated (statistical results in Table II.3-1). The mean force during the Countermovement jump was negatively correlated with the IRCRA level.

II.3.3.2. Force-velocity relationship

Figure II.3-2 presented the typical force-velocity relationships computed for participants.

The 1-RM averaged 101.2 ± 14.5 kg. Mean individual r^2 averaged to 0.98 ± 0.02 and ranged from 0.95 to 1 showing a strong linear relationship between force and velocity for each individual among the incremental tests. The slope of curbs ($N \cdot kg^{-1}/m \cdot s^{-1}$) ranged from 6.4 to 21.2 with an average amounting to 11.1 ± 3.1. F0 averaged 17.8 ± 2.9 $N \cdot kg^{-1}$ and ranged from 11.9 to 26.4 $N \cdot kg^{-1}$. V0 averaged 1.65 ± 0.19 $m \cdot s^{-1}$ and ranged from 1.24 to 2.06 $m \cdot s^{-1}$.

When correlating the variables from the force-velocity tests with the IRCRA red point level, V0 was not significantly correlated (r = −0.26, t = −1.36, p = 0.18 and r = 0.03, t = 0.14, p = 0.89, respectively). The 1-RM (r = 0.45, t = 2.58, p = 0.02), the slope of the curve (r = 0.39, t = 2.15, p = 0.04) and F0 (r = 0.43, t = 2.44, p = 0.02) were significantly correlated to the IRCRA red point level.

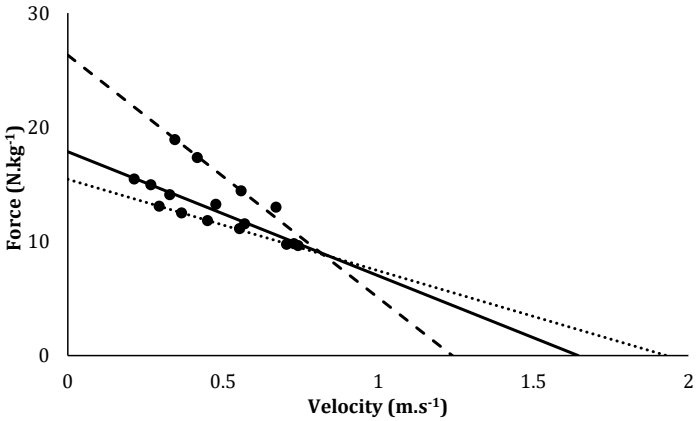


Figure II.3-2. *Typical Force-Velocity linear regression from 3 climbers. Climber 1 (dashed line) presented a high F0 but a low V0 whereas Climber 2 (dotted line) showed a low F0 but a high V0. Climber 3 (full line) had a mean F0 and a mean V0. F0: theoretical maximum.*

II.3.3.3. Maximum number of pull-ups

The maximum number of pull-up repetitions reached 22.5 ± 7.7 on average and ranged from 12 to 40. The mechanical work averaged 8 113 ± 2 852 J. These variables were significantly correlated with the IRCRA level (r = 0.39, t > 2.2, p = 0.04).

II.3.3.4. PCA

According to the scree plot, two PC were retained for the PCA. The scree plot and projection of variables of the two PC are displayed in Figure II.3-3A and Figure II.3-3B, respectively. The first factor explained 44.4% of the variability. It polarised two types of variables: on the one hand, variables associated with time (time of jump execution, V0), mean force during Countermovement and Strict jumps; on the other hand, variables associated with peak force in the Countermovement and Strict jumps, F0, 1-RM, peak power, mean power, number of pull-ups, slope of force-velocity relationship, etc. The second axis explained 10.5% of the variability and especially discriminated variables associated to the timing of Normal jump (timing of peak force and timing of peak power) and the values of mean force and peak force during the Normal jump.

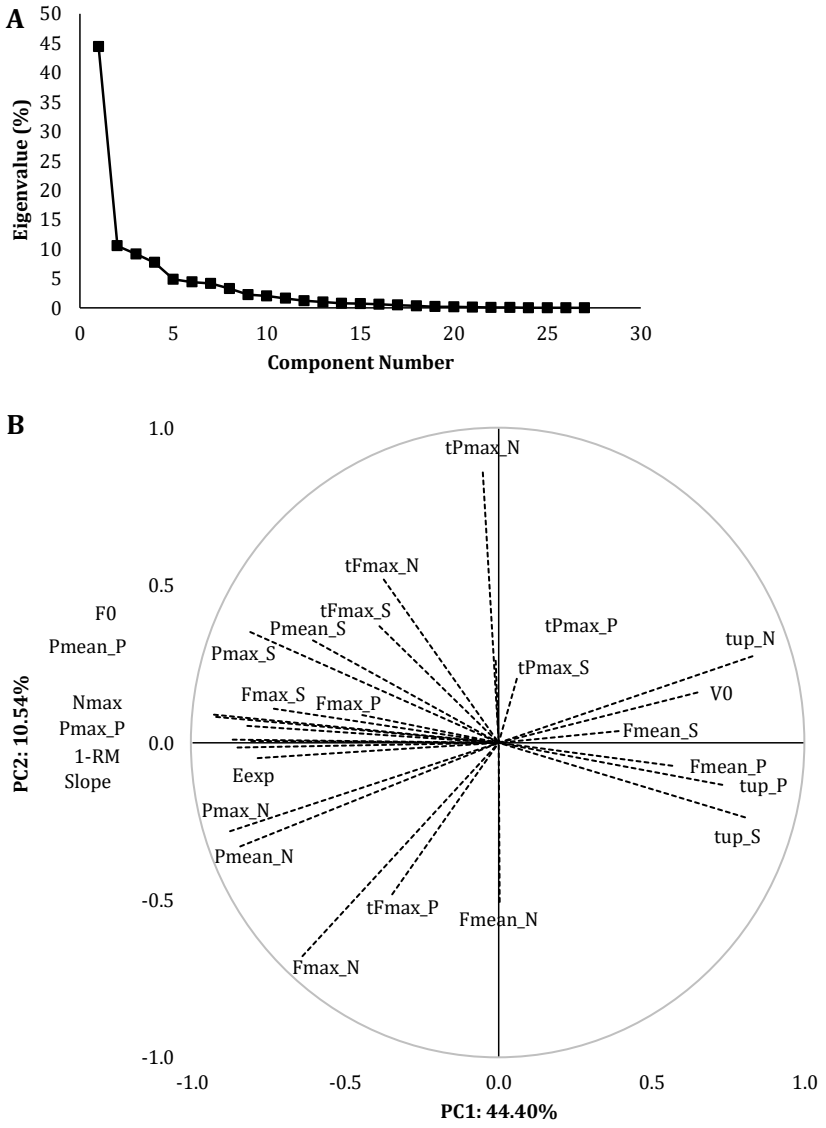


Figure II.3-3. *(A) Scree plot of eigenvalues after PCA. (B) PCA biplot of pull-up forms (S, Strict; N, Normal; C, Countermovement) and pull-up variables (Fmean, mean force; Fmax, peak force; tFmax, time of peak force; Pmean, mean power; Pmax, peak power; tPmax, time of peak power; tup, time of ascent phase of pull-up; Nmax, maximum number of pull-ups; Eexp, total energy expended; 1-RM, One-Repetition Maximum; Slope, slope of the force-velocity relationship; F0, theoretical maximum force; V0, theoretical maximum velocity). The proportion of variance captured is given as a percentage for both the first and second principal components (PC1 and PC2) which explained 55% of the variance.*

II.3.4. Discussion

The aim of this study was to assess the overall pull-up capabilities of climbers by conducting a series of three different exercises. The incremental pull-up tests were performed to analyze the concentric muscle power capabilities by distinguishing between muscle concentric force production and muscle velocity generation capabilities. The jump tests were performed to differentiate the capabilities of body segment coordination and the capabilities associated to the stretch shortening cycle, both of which are additional contributors to the muscle power production. Finally, the maximum number of pull-ups was used to assess the ability to resist fatigue.

Regarding concentric muscle power generation, the incremental tests enabled developing the force-velocity relationship for each participant. Such relationships showed good linearity with high R^2 values. This confirmed previous research on force-velocity relationships on other musculoskeletal systems such as the lower (Samozino et al., 2013) and upper (García-Ramos et al., 2016) limbs and specifically those previously done during pull-ups (Levernier et al., 2020; Muñoz-López et al., 2017). Interestingly, for pull-up analysis, assessing these relationships using measurements of the vertical force applied at the hands, as we did in the current study, overcame the limitations associated with the measurement of acceleration or velocity at the centre of gravity identified by the authors mentioned above. Measuring the force exerted at the level of the hands is indeed a less noisy signal and is not influenced by the swinging movement of the body during the pull-ups as is the case for sensors placed at the level of the body's centre of gravity (Levernier et al., 2020).

The current results of force-velocity relationships showed that the slope of the curb is highly dependent on the climber's characteristics since we observed values ranging from single to triple. This is in agreement with Levernier et al. (2020) who showed that elite boulderers presented relationship slopes significantly different from lead climbers (−10.5 and −14.2 for elite lead and elite boulder climbers respectively). This slope could thus be easily used by trainers to determine the climbers' need for either force or velocity gain, according to the positioning compared with the values reported in the current study (-11.1 ± 3.2 $N \cdot kg^{-1}/m \cdot s^{-1}$). Deeper in the analysis, it is notable that only the variables associated with force (1-RM, F0 and the Slope) are correlated with the climbing grade level. This means that the force is a crucial capability to develop for improving the climbing level. On the contrary, the velocity parameter (V0) is not correlated with the climbing grade level which suggests that this parameter is associated with a characteristic not related to the level but that that could distinguish the climbers such as the climbing strategy or the time management during the climb. A potential parameter that can discriminate these strategies is the climbing fluency identified by computing the jerk of the 3D movement of the hips during climbing (Seifert et al., 2014). In their study, these authors showed that the route characteristics (type of holds) and the number of repetitions can affect the climber fluency. Further research might be conducted in order to investigate the potential correlation between climbers' fluency and the physiological arm characteristics identified with the method of the current study. Overall, differentiating the various capabilities of

muscle power generation (force vs. velocity) appears thus crucial in assessing the climber's arm muscle properties and needs.

In addition to the arm concentric muscle characteristics, the results of jump tests showed that other phenomena also contribute to the performance since the comparison of jump performances (peak force, mean power, peak power, time of execution) are deeply influenced by the different types of jumps. Especially, the velocity of the jump is higher in Normal (with body coordination) and Countermovement (with prior eccentric phase allowing using a stretch-shortening cycle) jumps than in the Strict jump condition. The mean power developed during the ascent phase improved by 7.3% between Strict and Normal jumps and then by 11.0% between the Normal and Countermovement jumps. The peak force and the peak power were attained earlier with the Countermovement jump whereas those in the Strict jump condition were attained later than those in the Normal jump. Vigouroux et al. (2022) observed similar performances when comparing separated pull-ups (with a pause between each pull-up) to pull-ups executed continuously (with no pause between the downward movement and the subsequent upward movement).

These improvements between the different jump types are in line with results observed when comparing different jumps with the lower limbs (Van Hooren & Zolotarjova, 2017, between countermovement and squat jumps). This suggests that similar phenomena identified in the lower limbs are at work in the upper limbs, such as the use of "opposite" limb swing and stretch-shortening cycle including storage and utilization of elastic energy, the residual force enhancement, the stretch reflex, the reduction of muscle slack and the build-up of muscle stimulation (Van Hooren & Zolotarjova, 2017). Given that participants were hanging with arms extended before executing the Strict and Normal jumps and with arms flexed before the Countermovement one, the phenomena of stretch-shortening cycle should contribute considerably to the observed differences between the Countermovement and the other jumps. Nevertheless, since arm muscle tendons present anatomical differences in length and properties for energy storage and utilization of elastic energy in comparison with the lower limbs (e.g., Achilles tendon), these aspects probably contribute to a lesser extent in the upper limbs. In addition, the difference observed between Strict and Normal jumps suggests that movement of other limbs (leg swing, trunk movement) and the body coordination are crucial for enhancing performance, as has been observed in the lower limbs with the use of the arm swings during a leg squat jump (Hara et al., 2006). For enhancing pull-up capabilities, there is thus a strong interest in developing those skills (body coordination and stretch-shortening cycle).

Interestingly, the variables associated with the Normal jump are correlated with the climbing grade level, whereas those associated with the Strict and Countermovement jumps are not (or negatively). These apparently contradictory results provide complementary information. They showed that the skills solicited for the Strict jump (muscle contractile properties only) and those solicited for the Countermovement jump (stretch-shortening capabilities) are not related to the climbing level: climbers with a low grade level can perform similarly to climbers with a high grade level. On the other hand, performance in the Normal jump is related to the climbing grade level, which means that using

body coordination in conjunction with arm muscle contraction is an important skill for climbers and a good indicator of their climbing grade level. A possible logic is that the climbers do not manage to achieve their optimal muscle performance when they must pull with the arms alone (as in the Strict jump) or with a previous eccentric phase (as in the Countermovement jump). Climbers probably need to mobilize their body coordination in synergy to provide their full arm capabilities. Overall, it can be conducted that the body coordination skills are an important part of the climber's performance. Such parameters should therefore be investigated, using the Jump tests presented in the current study, in addition to the concentric muscle arm capabilities, which are themselves characterized by the force-velocity relationship.

Concerning the maximum pull-up exercise until exhaustion, the maximum number of pull-ups and the energy expenditure were correlated with the climbing grade level as previously demonstrated by Draper et al. (2011). The current results reinforced those previous findings and showed that the capacity of arms to resist fatigue is a crucial parameter for performance. Nevertheless, unlike these authors, we tested a maximum number of repetitions without rhythm instructions: the pull-ups were linked without recommendation on the speed to adopt. Draper et al. (2011) recommended performing pull-ups with a constrained rhythm (2 s for the ascent phase, 2 s for the descent phase). Given the importance of coordination and the stretch-shortening cycle that are demonstrated in this study, it seemed more relevant not to give rhythm instructions in order to assess the effect of the combined factors determining pull-up performance on the participant's level of fatigue.

When combining all parameters together, the PCA showed two important facts that should be taken into account when considering the arm capabilities for climbing. First of all, 44.4% of the variability between climbers can be explained by the distinction between velocity parameters of the pull-ups and muscle force parameters (including those of fatigue resistance). Nevertheless, it is important to consider that the velocity parameters are not correlated with the climber grade level. It thus seems possible to have a solid grade level without high velocity qualities but the force parameters and the resistance to fatigue are unavoidable factors correlated with the grade level. Consequently, it seems that some climbers differentiate themselves from others by the velocity parameters without having any incidence on the final climbing performance. As discussed above, the velocity parameters may thus be associated with climber's strategy and performance management. This idea is consistent with the second factor of the PCA which differentiates timing parameters and amplitudes of peak power and peak force during the Normal jump. For practical application this means, firstly, that training focusing on force development is essential when aiming to improve the overall climbing level. Secondly, training focused on velocity parameters appears to be more essential when aiming to adapt or modify the climber's strategy profile for a specific boulder/route objective. To go further in this analysis, an interesting perspective might be to evaluate the "overall efficiency" during pull-ups as an integrative parameter to understand the performance as it is done for locomotion (Peyré-Tartaruga & Coertjens, 2018).

In our study we chose to test climbers practicing both disciplines (lead and bouldering)

both indoor/outdoor in order to test climbers in the perspective of a combined climbing sport (bouldering and lead) as is the case for the Olympic Games in Paris in 2024. To deal with this diversity of practice, we evaluated the participants' IRCRA level by retaining the best IRCRA level observed in bouldering/lead. 16 climbers presented the best grade level in lead, while 11 climbers are better in bouldering (1 climber had a similar level in both disciplines). This could be seen as a limitation as Levernier et al. (2020) identified differences in force-velocity relationships between elite lead climbers and elite boulderers. To ensure that this point did not impact our results, we performed a final additional statistical analysis, which consisted of comparing the two parts of our participants using t-tests. No statistical difference was found in any of our variables ($p > 0.05$). This confirms that for advanced to higher elite climbers who practice both disciplines simultaneously, the grade level of practice and individual characteristics are more important than the preferred form of practicing the sport.

Some limitations should be considered for this study. First, completing all of the tests by itself was a great achievement for the climbers. That is why we only tested climbers with a minimal advanced level of climbing performance (minimal of 7a red point). This choice was made to avoid participants not able to complete the tests because they are not sufficiently trained in pull-ups. A second reason was to avoid having participants well trained in the practice of other sports (such as Cross-Fit) but with a non-matching level of climbing performance. Hence, our results only address the climbing level that we tested and further studies should be conducted for lower climbing levels. Similarly, additional studies should be performed to investigate the pull-up capabilities of female climbers, as they are known to have different physiological characteristics from men for a similar climbing performance level (Mermier et al., 2000). A second limitation concerns the estimation of the velocity, which was determined by integrating the force signal. Such integrating processes are known to amplify the low frequency noise. It could thus be possible that velocity is over- or under-estimated. Although this necessarily leads to less error than estimating force by deriving velocity, the best experimental solution would be to combine both force and velocity measurements at the same time.

Overall, this study showed that the power production with arms in climbers originates from multiple phenomena. Even when testing the climbers on the seemingly simple pull-up movement, different parameters emerged as crucial, and the analysis of the muscle power amount alone appears insufficient to fully assess the climber's arm characteristics. In particular, body coordination during jumps contributes significantly to the performance and is related to the climber's grade level. The capacity to resist fatigue is also confirmed as important. Finally, when analyzing the concentric muscle capabilities, the development of force capabilities appeared crucial for performing while the velocity parameters are not related to the climbing performance but could originate in the climbing strategy profile. Our study has proposed a method to collect these parameters to help trainers in the diagnosis process of the climber. For example, by performing the three proposed exercises (Jump tests, incrementally weighted pull-ups, maximum number of pull-ups), a trainer/climber can identify his own arm strengths and weaknesses and his own positioning in the ACP profile. This diagnosis could be then used to elaborate a training strategy

and to post-assess the effects of a training period. From a fundamental point of view, an interesting perspective of this study is to use the proposed method to evaluate the benefits of different types of training.

En résumé :

Cette étude avait pour objectif de développer une méthodologie pour explorer les capacités de traction des grimpeurs en utilisant l'outil SmartBoard®. Elle a mis en évidence pour la première fois les phénomènes qui sont impliqués dans la production de puissance lors du mouvement de traction. Ces tests facilement réalisables permettent d'observer finement et de mieux comprendre les capacités physiologiques nécessaires par rapport à un test classiquement utilisé en condition écologique du type powerslap*. La comparaison entre les trois types de tractions (Strict, Normal et Countermovement) a pu mettre à jour comment la puissance est produite dans ce mouvement en termes de force musculaire concentrique, de coordination inter-segmentaire et de SSC dans les bras. De plus, le profil F-V, dressé à partir du test incrémental de tractions lestées, permet d'affiner la compréhension sur la production de puissance, en fournissant des informations supplémentaires sur les différentes capacités mécaniques de production de la force externe et de la vitesse d'exécution selon le profil du grimpeur. De même, le test de fatigue a permis d'apprécier le travail musculaire nécessaire pour performer. Enfin, ces tests ont permis de rendre compte des paramètres étant corrélés au niveau d'expertise et contribuant à la performance : le développement des capacités de force apparaît crucial dans la performance et est corrélé au niveau d'expertise, tandis que le développement des variables de vitesse, n'étant pas corrélé au niveau d'expertise, semble discriminer le style des grimpeurs.*

Cette seconde étude vient compléter la première dans l'évaluation globale des capacités physiologiques des membres supérieurs des grimpeurs, que ce soit au niveau des doigts ou bien au niveau des bras, aussi bien dans la production de force que dans l'évolution de l'endurance. L'ensemble de ces résultats permet de faire émerger des profils physiologiques différents chez des grimpeurs de même niveau. Ce profil peut ensuite aider l'entraîneur et/ou le grimpeur à individualiser et orienter son entraînement pour optimiser sa performance.

Il est à noter que les tests mis en place dans ces deux premières études ciblaient volontairement de manière indépendante soit les doigts, soit les bras. Pourtant, une part importante des mouvements d'escalade sont composés d'actions dynamiques combinant les deus parties du corps, les doigts devant serrer des petites prises et les bras devant engager une volonté de se hisser vers le haut. Comme nous l'avons déjà évoqué dans le cadre théorique et dans l'Etude 1, la production de force dans les doigts est dépendante de la profondeur de la prise utilisée et diminue quand la taille de la prise utilisée diminue (Amca et al., 2012). Il serait alors intéressant d'observer comment la production de puissance des bras est, elle aussi, impactée par la profondeur de la prise lors d'une traction, et parallèlement, comment sont impactés les muscles des doigts lors d'une traction sur diverses profondeurs de prises. C'est ce que nous analyserons dans l'Etude 5 du chapitre suivant.

II.4. Conclusion du chapitre II

Une première étape de ce travail de thèse a été de concevoir des méthodes (outils, modèles, tests) permettant de mesurer spécifiquement les capacités déterminantes de la performance. Les Etudes 1 et 2 montrent que ces méthodes sont à la fois spécifiques et fiables, aussi bien sur le modèle biomécanique de course à pied que sur l'outil et les tests proposés pour l'évaluation du grimpeur. Ils nous ont ainsi permis d'avoir des premiers résultats intéressants pour l'évaluation des athlètes :

- En course à pied, le monitoring du W_{ext} est important pour approfondir l'étude de la biomécanique de la course à pied afin de différencier les individus selon leur coût énergétique métabolique (Saibene & Minetti, 2003). En effet, les variabilités inter- et intra-individuelles du coût énergétique de la course sont corrélées aux paramètres mécaniques, dont W_{ext} (Bourdin et al., 1995; Lazzer et al., 2014). Le fait que les estimations du W_{ext} avec le modèle proposé soient fiables semble de bon augure pour évaluer et discriminer les coureurs *in situ*.
- En escalade, au niveau des doigts, la force maximale, la résistance à la fatigue et l'endurance sont des indicateurs de la performance, nécessaires dans toutes les phases de l'escalade (dans les phases statiques comme dans les phases dynamiques). Au niveau des bras, la capacité à se tracter (donc à produire de la puissance, de la force, de la vitesse, et à résister à la fatigue) sont également des indicateurs de la performance, importants au moment des phases dynamiques.

Au-delà du développement technique de ces outils, il était important d'utiliser ces indicateurs pour observer des corrélations entre ces capacités et le niveau d'expertise (pour l'escalade), permettant ainsi de discriminer les grimpeurs selon leur niveau et leur style de grimpe. Globalement, plus les grimpeurs ont un niveau d'expertise élevé, plus les valeurs obtenues pour chaque indicateur de performance sont importantes. Les résultats de l'Etude 3 nous rapportent plus précisément les paramètres impliqués dans la performance des bras et des épaules pendant les phases dynamiques et mettent en lumière l'importance de la coordination du mouvement et de la capacité à résister à la fatigue. De plus, en analysant finement la capacité concentrique musculaire, on observe que les paramètres de force jouent un rôle crucial dans la performance alors que les paramètres de vitesse différencient les styles de grimpeur.

Applications pratiques :

L'ensemble de ces conclusions permet de faire émerger et de distinguer des profils de grimpeur, par exemple des grimpeurs forts et puissants, ou à l'inverse des grimpeurs résistants et endurants. Ce profil peut être affiné au niveau de la puissance, différenciant les grimpeurs dans un style soit plutôt « lent », soit plutôt « rapide ». Une fois son profil, ses forces et ses faiblesses définis, on peut aisément orienter le grimpeur dans un programme d'entraînement spécifique et personnalisé. Un intérêt supplémentaire de ces tests est

d'avoir la possibilité de suivre régulièrement la progression du grimpeur et l'évolution de son profil tout au long d'un programme.

Les différents tests nous montrent également qu'il est capital de choisir le mouvement le plus adapté et spécifique possible à la pratique : ici nous avons bien vu que les paramètres mesurés lors d'une traction stricte ne sont pas corrélés au niveau d'expertise alors que ces mêmes paramètres sont corrélés au niveau d'expertise lorsqu'il réalise une traction normale impliquant la coordination des jambes. D'où l'importance de pratiquer des mouvements les plus écologiques possibles, afin d'évaluer les capacités pertinentes.

Après avoir développé et montré la pertinence de ces outils nous allons présenter dans le chapitre suivant la mise en œuvre de ces méthodes pour analyser les facteurs qui peuvent influencer la performance comme le matériel ou l'entraînement. En d'autres termes, il s'agit de mettre en œuvre ces outils pour optimiser la performance.

Chapitre III. Optimisation de la performance

Dans le chapitre II, nous avons développé des méthodes d'évaluation des sportifs en condition écologique. Grâce à ces méthodes, il est possible pour l'athlète, l'entraîneur ou le concepteur de matériel et d'équipement d'accéder à des informations quantifiées de la performance ou de l'état physiologique. L'objectif du chapitre III est de mettre en œuvre ces méthodes afin d'optimiser les performances ou d'améliorer du matériel.

Etant donnée que la performance est induite par une interaction optimale entre l'athlète et l'équipement qu'il utilise dans son sport, on peut donc catégoriser les paramètres d'influence en deux catégories : la première, intrinsèque, est liée à la physiologie et la biomécanique du corps de l'athlète lui-même ; la seconde, extrinsèque ; est liée au matériel qu'il utilise ou l'environnement dans lequel il évolue.

Dans mon travail, j'ai mené des études s'adressant à ces deux catégories dans les deux sports qui nous intéressent. Pour l'influence d'un facteur extrinsèque, l'effet du drop de chaussure en course à pied a été étudié sur la mécanique de course (partie III.1 – Étude 4) et en escalade, l'impact de la profondeur des prises sur la capacité de traction a été analysé (partie III.2 – Étude 5). En ce qui concerne l'influence d'un facteur intrinsèque, en escalade, les effets de l'entraînement des doigts (partie III.3 – Étude 6) ainsi que des bras (partie III.4 – Étude 7) ont été examinés.

III.1. Etude 4 – Influence du drop sur la mécanique de course à pied

Contexte :

Cette partie présente l'influence d'une caractéristique de la chaussure, le drop, sur le travail mécanique externe. Elle fait partie des recherches que j'ai effectuées sur la course à pied de 2016 à 2019 au cours de mon contrat de thèse CIFRE. Elle s'inscrivait dans la continuité du projet, et devait permettre d'analyser les modifications de performance biomécanique induites par différents types de chaussure présents sur le marché ou en développement. L'effet du drop a ainsi été étudié sur le pattern de course et le travail mécanique externe, et, afin de contrôler toutes les étapes de production, les chaussures ont été entièrement construites par les experts de CTC. Malheureusement, l'absence de prolongation du projet par le partenaire industriel (CTC) n'a pas permis la publication de ce travail. Cette étude est donc présentée sous la forme d'un chapitre de thèse en Français.

Résumé

Objectif

Cette étude visait à investiguer les effets du drop de la chaussure, indépendamment des autres caractéristiques, sur le pattern de course et le comportement mécanique de la course à pied.

Méthodes

Dix coureurs réguliers, masculins et en bonne santé ont couru sur un tapis de course instrumenté à vitesse préférentielle avec quatre différentes conditions de drop : 0 (D0), 5 (D5), 10 (D10) et 15 (D15) mm. Des marqueurs 3D ont été positionnés sur le corps et les forces de réaction du sol ont été enregistrées pour analyser et comparer les paramètres cinétiques, cinématiques et mécaniques, au moyen de métriques zéro- (0D) et uni-dimensionnelles (1D) (cartographie paramétrique statistique, SPM).

Résultats et discussion

Les résultats ont montré que les angles pied/sol (p < 0.001) et de dorsiflexion (p = 0.005) étaient plus petits avec D0 et D5 comparées à D15, impliquant une modification du pattern d'attaque vers une attaque médio-pied. Le taux de charge vertical est moins important avec D15 comparée à D0, D5 et D10 (p < 0.001) ; en ce sens, le pic d'impact tend à être moins important avec D15 comparée à D10 (p = 0.078). La phase de freinage est plus longue avec D15 comparée à D0, D5 et D10 (p < 0.001) provoquant un ratio propulsion/freinage plus proche de 1 (p < 0.001). La raideur du membre inférieur tend à être plus faible avec D15 comparée à D10 (p = 0.080), et le travail cinétique est moins important avec D15 comparé à D0 (p = 0.039).

Le drop influence la cinétique et la cinématique de course, mais aussi la mécanique de course durant l'appui. Nous avons observé pour la première fois que le drop peut induire une réorganisation du cycle étirement-détente, impactant une des composantes du travail mécanique externe, en particulier le travail cinétique.

III.1.1. Introduction

L'industrie de la chaussure de course a développé un grand nombre de caractéristiques, telles qu'un amorti accru ainsi que des technologies de contrôle du mouvement et de stabilité, visant à protéger le corps du stress mécanique causé par la course tout en étant le plus performant possible. Bien que certaines études se soient intéressées à l'influence des types de chaussures présentes sur le marché sur les changements du pattern de course et les variables reliées à la performance, peu de résultats convergents ont été admis pour la plupart des caractéristiques des chaussures (Hoitz et al., 2020). Cela est certainement dû au fait que ces caractéristiques sont en interaction entre elles, et l'influence d'une caractéristique isolée exige une investigation approfondie. Seules quelques études ont testé l'effet d'une seule caractéristique de la chaussure, comme l'épaisseur ou la dureté de la semelle intermédiaire (Chambon et al., 2014; Hardin & Hamill, 2002), ou les systèmes de contrôle de mouvement (Cheung et al., 2011).

Jusqu'à la fin des années 2010, la popularité des chaussures minimalistes n'a cessé de

croître, et les fabricants de chaussures de course ont adopté, entre autres, un drop plus faible pour leurs chaussures. Cependant, le drop est une caractéristique qui a été associée au risque de blessure (Malisoux et al., 2016), ses effets sur le pattern d'attaque et la biomécanique de course a donc mérité d'être investigué pour approfondir notre compréhension sur le mécanisme de la course et des blessures. La diminution du drop peut entraîner une transition du pattern de course vers une attaque avant-pied (Besson et al., 2019; Chambon et al., 2015; Horvais & Samozino, 2013; Lee et al., 2013), ce qui serait relié à une diminution du taux d'incidence des blessures (Daoud et al., 2012). Toutefois, comme nous l'avons vu en introduction générale, les effets du drop sur d'autres variables biomécaniques divergent, probablement à cause des différents types de chaussure utilisés dans ces études, d'un manque de consensus sur la définition précise du drop, d'une méthode viable et fiable pour le mesurer, ou d'une technique de fabrication propre à chaque marque.

Additionnellement, la plupart de ces études se sont focalisées sur les variables cinétiques et cinématiques en fonction du drop, mais aucune ne fournit d'analyse sur les paramètres mécaniques pouvant être en lien avec les capacités énergétiques, tels que le travail mécanique externe. En effet, il a été montré que ce dernier est corrélé au coût énergétique de la course (Bourdin et al., 1995). Il permet également de rendre compte de l'efficacité mécanique (calculé par le travail mécanique externe divisé par le coût énergétique). La mesure du travail mécanique externe pourrait donc être un indicateur du coût énergétique en fonction de différents types de chaussure, et notamment en fonction du drop.

Des études précédentes ont comparé le coût énergétique entre des chaussures minimalistes et des chaussures traditionnelles et ont trouvé un bénéfice modeste mais significatif en faveur des chaussures minimalistes (Cheung & Ngai, 2016). Bien que ce léger avantage pourrait être associé à une masse plus faible comparée aux chaussures traditionnelles (Franz et al., 2012), les chaussures minimalistes altèreraient la biomécanique de course en induisant notamment une attaque avant-pied, un temps de contact plus court et une raideur du membre inférieur plus importante (Sun et al., 2020). L'augmentation de cette raideur associée à une attaque avant-pied résulterait à un meilleur stockage-restitution d'énergie élastique dans les unités muscle-tendon pendant la course à pied (cycle étirement-détente, SSC ; McMahon & Cheng, 1990) dans les chaussures minimalistes comparées aux chaussures traditionnelles. Une raideur optimale est un compromis impliquant plusieurs contraintes. D'un côté, un membre inférieur plus raide impliquerait un temps de contact plus faible et un déplacement vertical du centre de masse plus faible, ces deux facteurs pouvant entraîner une diminution du travail mécanique externe (Avogadro et al., 2004) et du coût énergétique (Dalleau et al., 1998), et une augmentation de l'efficacité mécanique (Cavagna et al., 1964). D'un autre côté, augmenter cette raideur au-dessus de sa valeur optimale pendant la course à pied induirait des charges plus importantes reliées à une augmentation du risque de blessure et une augmentation de l'activation musculaire associée à une augmentation du coût énergétique (Butler et al., 2003).

Néanmoins, les chaussures minimalistes comprennent une combinaison de caractéristiques, et chacune d'elles peut avoir une influence sur le pattern de course. L'impact

indépendant du drop sur les paramètres mécaniques pouvant être en lien avec les capacités énergétiques, tels que le travail mécanique externe, n'a jamais été examiné (à la date de la passation de l'étude en été 2019). **L'objectif de cette étude est donc de comparer les effets de quatre drops de chaussure (entre 0 et 15 mm) sur le pattern de course et sur les composantes mécaniques des membres inférieurs caractérisés par le modèle masse-ressort lors de la course à pied chez les hommes.** Nous supposons que la diminution du drop modifie le pattern d'attaque en faveur d'une attaque avant-pied associée des impacts plus faibles pour limiter le risque de blessure. Nous explorerons également les changements du travail mécanique externe en fonction du drop et émettons l'hypothèse que la diminution du drop entraîne une réduction du travail mécanique externe.

III.1.2. Matériels et méthodes

III.1.2.1. Participants

Dix hommes en bonne santé ont été volontaires pour participer à cette étude. L'ensemble des participants avait une bonne expérience en course de moyenne distance et ne présentait aucune blessure au moment de l'expérimentation. L'âge moyen des participants était de 30,1 ± 8,62 ans (moyenne ± écart-type), la masse et la taille étaient respectivement de 75,3 ± 14,1 kg et 1,8 ± 0,06 m. Ils étaient habitués à la course sur tapis roulant et avaient tous une attaque talon lorsqu'ils couraient.

III.1.2.2. Protocole

Après un échauffement standardisé de 5 min à vitesse préférentielle avec leur propre paire de chaussure de course, les participants ont réalisé quatre conditions de course (correspondant aux quatre conditions de chaussure) sur le tapis roulant, d'une durée de 9 min chacune, dans un ordre randomisé et à vitesse préférentielle (préalablement sélectionnée lors de l'échauffement) pour réduire la variabilité du pattern d'activité musculaire par rapport à une vitesse imposée (Sousa & Tavares, 2012). Cette durée a été choisie pour permettre un temps de familiarisation pour chaque paire de chaussure, afin de stabiliser et d'adapter leur pattern de course à la condition de chaussure (Morio et al., 2016). Les participants n'étaient pas informés du drop testé.

III.1.2.3. Chaussures testées

Afin de maitriser tout le process de fabrication des chaussures, ces dernières ont été entièrement fabriquées par les experts Chaussure de CTC sur la plateforme dédiée à cet usage (Figure III.1-1). Leur conception est identique, excepté le drop. Ainsi, quatre paires de chaussures ont été obtenues : une paire avec 0 mm de drop (D0), une paire avec 5 mm de drop (D5), une paire avec 10 mm de drop (D10) et une paire avec 15 mm de drop (D15).

De plus, des masses ont été attachées sur la tige des chaussures les plus légères de manière à obtenir un poids identique pour chaque paire de chaussure (Franz et al., 2012). Le poids était alors de 425 g par chaussure.



Chaussure drop 0 avec semelle Chaussure drop 15 avec semelle

Figure III.1-1. *Photographie des chaussures avec différents drops fabriquées à CTC.*

III.1.2.4. Analyse des données

Les variables cinétiques et cinématiques ont été enregistrées sur les 30 dernières secondes de chaque condition, à l'aide d'un tapis roulant dynamométrique (Bertec, OH, Etats-Unis) pour mesurer les données de force de réaction du sol dans les trois axes, échantillonnées à 2000 Hz, et synchronisées avec un système de capture du mouvement comprenant sept caméras opto-électriques (Motion Analysis corporation, Santa Rosa, Etats-Unis), enregistrant les variables cinématiques à une fréquence de 200 Hz. 21 marqueurs réfléchissants ont été placés sur le membre inférieur droit et sur les hanches des participants (Figure III.1-2) dans le but de suivre l'évolution de la cinématique en 3D du pied, de la jambe, de la cuisse et de la hanche.



Figure III.1-2. *Placement des 21 marqueurs réfléchissants utilisés pour définir le modèle cinématique : épines iliaques supérieures antérieures et postérieures, grand trochanter, trois au milieu de la cuisse, condyles latéral et médial du genou, tubérosité tibial antérieure, milieu latéral de la jambe, bas du tibia, malléoles latérale et médiale, côtés latéral et médial du calcanéum, tubérosité postérieure du calcanéum, extrémité proximale des premier et cinquième métatarses, extrémité du gros orteil.*

Une fois les marqueurs placés sur le participant, une calibration de 3 s a été réalisée pendant laquelle le participant se tenait debout et immobile. Cette position statique a été utilisée pour définir l'angle de référence entre le pied et le tapis dans le plan sagittal (avec les marqueurs du calcanéum et de la tête du 1e métatarsien), lorsque le pied est posé à plat pour chaque condition de drop et chaque participant. Cet angle de calibration a été soustrait à l'angle mesuré au contact initial pendant la course à pied dans les différentes conditions afin que l'angle obtenu soit l'angle formé entre la semelle extérieure de la chaussure et le tapis.

Le seuil définissant le moment du contact initial avec le sol et le décollage du pied était fixé à 10 N selon l'axe vertical. Le temps de contact a été défini comme la durée entre le moment du contact du pied avec le sol et le décollage du pied, et a été séparé en deux phases : la phase de freinage et la phase de propulsion. La durée des phases de freinage et de propulsion a été calculée lorsque la force antéro-postérieure était négative et positive, respectivement. Le taux de charge de la force verticale a été déterminé entre 20 et 80 % de l'amplitude de force entre la pose de pied et le pic d'impact (Duquette & Andrews, 2010). Le pic actif était la valeur maximale atteinte par la force verticale pendant le temps de contact.

Les données de force ont été filtrées par un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 4, avec une fréquence de coupure de 30 Hz tandis que les données cinématiques ont été filtrées par un filtre à amortissement critique d'ordre 20. Les angles pied/sol, de la cheville, du genou et de la hanche ainsi que les forces de réaction du sol ont été traités avec les logiciels Visual 3D (C-Motion, Germantown, MD) et MatLab 2016b (The MathWorks Inc., Natick, MA).

Pour approfondir l'analyse de l'effet du drop sur le pattern de course et les composantes mécaniques des membres inférieurs, caractérisés par le modèle masse-ressort, la raideur du membre inférieur (k_{leg} en kN·m^{-1}) a été mesurée. A partir de la vitesse du tapis roulant (v en m·s^{-1}), de la force maximale de réaction verticale du sol (F_{max} en kN), du temps de contact (t_c en s), et de la longueur des membres inférieurs (L en m, mesurée comme la distance grand trochanter-sol en position debout), k_{leg} a été calculée comme le ratio de F_{max} sur le déplacement maximal du ressort de la jambe (ΔL en m), avec la méthode de calcul de référence (Farley & González, 1996) :

$$k_{leg} = F_{max}\,\Delta L^{-1} \qquad \textit{(III.1-1)}$$

$$\text{avec } \Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2}\right)^2} + \Delta y \qquad \textit{(III.1-2)}$$

et Δy (en m) étant le déplacement vertical du centre de masse quand celui-ci atteint le point le plus bas, déterminé par double intégration de l'accélération verticale au cours du temps, comme proposé par Cavagna (1975).

Le travail mécanique externe au cours d'un pas (W_{ext} en J·kg^{-1}·pas^{-1}) a également été calculé comme étant la somme du travail potentiel (W_{pot} en J·kg^{-1}·pas^{-1}) et du travail

cinétique (W_{cin} en J·kg^{-1}·pas^{-1}) :

$$W_{ext} = W_{cin} + W_{pot} \quad \textit{(III.1-3)}$$

La méthode de calcul est la même que la méthode de référence utilisée lors de l'Etude 1, calculés à partir des forces de réaction du sol (cf. II.1.2.2 Reference method for measuring W_{ext}).

III.1.2.5. Analyse statistique

Une analyse de variance à un facteur (ANOVA) à mesures répétées a été réalisée pour comparer les variables dépendantes 0D spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques (temps de contact et de vol, phase de freinage, phase de propulsion, angles articulaires de la hanche, du genou et de la cheville et angle pied/sol, taux de charge vertical, pic d'impact, pic actif F_{max}, k_{leg}, W_{cin}, W_{pot} et W_{ext}). La taille d'effet a été calculée et définie comme faible pour $\eta^2_p < 0.01$, moyen pour $\eta^2_p < 0.06$ et fort pour $\eta^2_p > 0.14$ (Cohen, 1988). Le test post-hoc de Tukey a été utilisé si l'ANOVA était significative. Les tests statistiques ont été réalisés avec le logiciel R.

Une cartographie statistique paramétrique (*Statistical Parametric Mapping* – SPM) a été utilisée pour l'analyse 1D à l'aide du logiciel SPMID v0.4 pour MatLab. Cette technique ajoute une composante temporelle à l'analyse et permet de se concentrer sur les paramètres de la série temporelle (1D). Des ANOVA SPM ont été réalisées sur les forces verticales et antéro-postérieures pour mesurer les effets du drop dans le temps (Pataky et al., 2015). Des tests-t appariés avec une correction de Bonferroni ont été utilisés pour les analyses post-hoc. Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0.05$ pour tous les tests.

III.1.3. Résultats

La vitesse de course préférentielle moyenne était de 2.87 ± 0.18 m·s^{-1}.

Toutes les valeurs moyennes (± écart-type) des variables 0D pour les différentes conditions de drop sont synthétisées dans le Tableau III.1-1. L'analyse statistique a montré un effet principal significatif du drop sur l'angle pied/sol au contact initial ($F(3,27) = 9.70$; $p < 0.001$; $\eta^2_p = 0.519$). Les tests post-hoc ont révélé que cet angle est significativement plus grand avec la condition D15 comparée aux conditions D0 et D5. Un effet principal significatif du drop a également été observé sur la dorsiflexion de la cheville au contact initial ($F(3,27) = 5.46$; $p = 0.005$; $\eta^2_p = 0.377$), montrant une dorsiflexion plus importante avec la condition D15 comparée aux conditions D0 et D5 ainsi qu'avec la condition D10 comparée à la condition D0. Aucune différence significative n'a été observée sur la flexion du genou ($F(3,27) = 0.186$; $p = 0.91$; $\eta^2_p = 0.02$) et la flexion de la hanche au contact initial ($F(3,27) = 1.17$; $p = 0.34$; $\eta^2_p = 0.115$).

L'analyse statistique a révélé que le temps de contact ($F(3,27) = 2.42$; $p = 0.088$; $\eta^2_p = 0.212$) et le temps de vol ($F(3,27) = 2.56$; $p = 0.076$; $\eta^2_p = 0.221$) montrent une tendance à être différents entre les conditions de drop. La phase de freinage est plus longue avec la condition D15 par rapport aux conditions D0, D5 et D10 ($F(3,27) = 10.6$; $p < 0.001$;

η^2_p = 0.540). La phase de propulsion tend à être plus courte avec la condition D10 comparée à la condition D0 (F(3,27) = 2.57 ; p = 0.075 ; η^2_p = 0.222). En conséquence, le ratio entre le temps de la phase de propulsion et celui de la phase de freinage est plus petit (F(3,27) = 45.4 ; p <0.001 ; η^2_p = 0.835) avec la condition D15 comparé aux autres conditions, ainsi qu'avec la condition D10 comparée à la condition D0.

Le pic d'impact tend à être plus faible avec la condition D15 comparée à la condition D10 (F(3,27) = 2.53 ; p = 0.078 ; η^2_p = 0.220). Le taux de charge vertical est significativement moins élevé avec la condition D15 par rapport aux conditions D0, D5 et D10 (F(3,27) = 16.3 ; p <0.001 ; η^2_p = 0.644). Aucun effet du drop n'a été observé sur le pic actif (F(3,27) = 2.26 ; p = 0.104 ; η^2_p = 0.201).

k_{leg} avec la condition D15 a tendance à être plus faible qu'avec la condition D10 (F(3,27) = 2.50 ; p = 0.080 ; η^2_p = 0.218). W_{cin} est moins important avec la condition D15 comparé à la condition D0 (F(3,27) = 3.19 ; p = 0.039 ; η^2_p = 0.262). Aucune différence n'a été observée sur W_{pot} (F(3,27) = 1.48 ; p = 0.243 ; η^2_p = 0.141) et W_{ext} (F(3,27) = 1.04 ; p = 0.392 ; η^2_p = 0.103).

Tableau III.1-1. *Variables spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques (moyenne ± écart-type) entre les conditions D0, D5, D10 et D15.*

Variables	D0	D5	D10	D15
Angle pied/sol au contact initial (°)	14.3 ± 3.4	14.3 ± 5.3	16.0 ± 3.9	18.2 ± 3.2 [a,b]
Dorsiflexion de la cheville au contact initial (°)	2.1 ± 4.7	2.5 ± 4.6	4.9 ± 5.1 [a]	5.4 ± 4.2 [a,b]
Flexion du genou au contact initial (°)	-11.5 ± 4.7	-11.8 ± 3.8	-11.3 ± 4.6	-11.1 ± 5.1
Flexion de la hanche au contact initial (°)	32.2 ± 3.9	34.7 ± 5.9	33.9 ± 5.7	34.2 ± 4.9
Temps de contact (ms)	285 ± 24	283 ± 23	283 ± 24	289 ± 26
Temps de vol (ms)	81 ± 23	83 ± 24	86 ± 25	79 ± 20
Temps de la phase de freinage (ms)	133 ± 10	134 ± 11	134 ± 10	141 ± 12 [a,b,c]
Temps de la phase de propulsion (ms)	151 ± 14	149 ± 13	148 ± 15	148 ± 15
Ratio propulsion/freinage	1.14 ± 0.05	1.11 ± 0.04	1.10 ± 0.05 [a]	1.05 ± 0.04 [a,b,c]
Taux de charge vertical (PC.s^{-1})	82.1 ± 17.4	79.3 ± 18.3	77.4 ± 17.0	66.9 ± 14.2 [a,b,c]
Pic d'impact (PC)	1.61 ± 0.24	1.58 ± 0.29	1.60 ± 0.30	1.51 ± 0.27
Pic actif (PC)	2.39 ± 0.18	2.39 ± 0.19	2.43 ± 0.18	2.38 ± 0.16
k_{leg} (kN·m^{-1})	11.4 ± 1.6	11.5 ± 2.0	11.5 ± 1.4	10.9 ± 1.8
W_{cin} (J·kg^{-1}·pas^{-1})	0.63 ± 0.07	0.62 ± 0.08	0.62 ± 0.07	0.60 ± 0.08 [a]
W_{pot} (J·kg^{-1}·pas^{-1})	0.81 ± 0.09	0.82 ± 0.11	0.85 ± 0.12	0.83 ± 0.08
W_{ext} (J·kg^{-1}·pas^{-1})	1.44 ± 0.14	1.45 ± 0.16	1.47 ± 0.16	1.43 ± 0.14

[a] Significativement différent de D0 ; [b] Significativement différent de D5 ; [c] Significativement différent de D10 (p < 0.05)

L'analyse SPM a montré un effet principal significatif du drop sur les composantes verticales ($p < 0.05$) et antéro-postérieures ($p < 0.05$) des forces de réaction du sol. Des valeurs plus faibles ont été trouvées pour la condition D15 comparée aux conditions D0, D5 et D10 sur les forces verticales de réaction du sol entre 22% et 35% ($p < 0.05$) du temps de contact (Figure III.1-3). La composante antéro-postérieure présentait des valeurs négatives de force de freinage significativement plus faibles pour la condition D15 comparée aux conditions D0, D5 et D10 entre 12% et 23% ($p < 0.05$) et des valeurs positives de force de propulsion significativement plus faibles entre 36% et 38%, et entre 42% et 66% ($p < 0.05$) du temps de contact (Figure III.1-3).

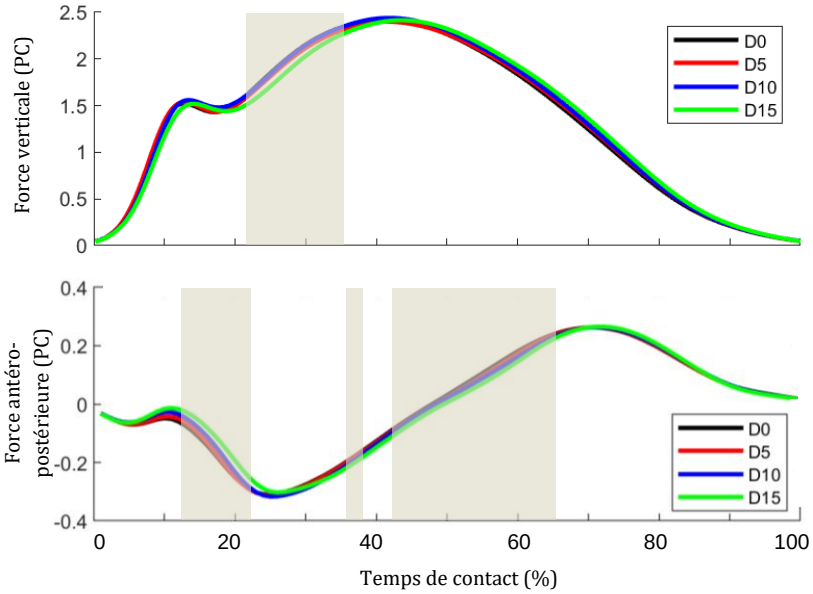


Figure III.1-3. *Force verticale (en haut) et force antéro-postérieure (en bas) relatives exprimées en proportion du poids de corps (PC) pendant le temps de contact (%). Les aires grisées représentent les effets significatifs du drop entre les quatre conditions (p < 0.05).*

III.1.4. Discussion

La présente étude avait pour but d'investiguer les changements du pattern de course et le comportement mécanique pendant la course à pied selon différents drops de chaussure. Nos principaux résultats ont reporté une modification du pattern d'attaque vers une attaque médio-pied avec la diminution du drop. De plus, ces changements sont associés à des changements du comportement mécanique des membres inférieurs durant l'appui et donc à une modification du pattern général de course.

Les résultats obtenus dans notre étude indiquent que la diminution du drop entraîne une diminution de l'angle pied/sol et une diminution de la dorsiflexion au contact initial. Bien que certaines études précédentes n'aient pas trouvé de différences significatives (Malisoux et al., 2017; Richert et al., 2019), c'est le cas pour d'autres (Besson et al., 2019; Chambon et al., 2015). Horvais & samozino (2013) ont également observé une relation positive entre le drop et l'angle pied/sol. Ces résultats montrent ainsi une modification du pattern d'attaque et une transition vers une attaque médio-pied quand le drop diminue. Il convient de souligner que le pattern d'attaque reste toutefois considéré comme une attaque talon puisque les valeurs de l'angle pied/sol sont supérieures à 8° et qu'il faudrait observer des valeurs inférieures pour induire un changement clair de pattern d'attaque (Altman & Davis, 2012). De plus, un temps de contact plus court aurait pu être attendu avec la diminution du drop puisque c'est l'une des adaptations cinématiques précédemment observées avec une attaque avant-pied (Ardigò et al., 1995) et corrélé au drop (Horvais & Samozino, 2013). Seule une tendance est observée en ce sens dans notre étude puisque le pattern d'attaque ne s'est pas complètement modifié vers une attaque médio- ou avant-pied.

Néanmoins, nos résultats montrent également que le pic d'impact semble plus important et que le taux de charge vertical augmente lorsque le drop diminue. Ceux-ci corroborent avec la littérature (Besson et al., 2019; Richert et al., 2019). La diminution de ces deux variables seraient associées à un risque de blessure atténué (Van Der Worp et al., 2015), même si des observations plus récentes montrent des évidences limitées ou contradictoires entre l'association du taux de charge vertical et les risques de blessures (Ceyssens et al., 2019). De plus, un temps d'adaptation plus long ne semble ni diminuer l'angle pied/sol (Malisoux et al., 2017) ni faciliter la transition vers une attaque avant-pied, car un pic d'impact persiste (Giandolini et al., 2013). Cependant, nos coureurs avaient tous une attaque talon et n'étaient pas habitués aux chaussures à faible drop. Or, il a été montré que certains coureurs habituellement chaussés et avec une attaque talon réagissait de manière aigue à une course pied-nus par une augmentation du taux de charge, notamment à cause du fait qu'ils maintenaient une attaque talon (Tam et al., 2016a). Ainsi dans notre étude, nous avons seulement mesuré les effets aigus et à court-terme du drop, et il se peut qu'une période de familiarisation avec les chaussures à faible drop soit nécessaire pour diminuer le pic d'impact et le taux de charge. En effet, après une période de familiarisation et d'entraînement avec des chaussures à faible drop, le pic d'impact et le taux de charge diminuent (Giandolini et al., 2013; Tam et al., 2016b).

D'après l'étude d'Horvais et Samozino (2013), il existe une relation négative entre l'angle pied/sol et k_{leg} : lorsque l'angle augmente, k_{leg} diminue. Nos résultats semblent similaires puisque nous observons avec la condition D15 que k_{leg} tend à diminuer lorsque l'angle pied/sol augmente. Ainsi, à travers son effet sur le pattern d'attaque du pied, le drop montre une influence du pattern de course et notamment le comportement mécanique des membres inférieurs pendant la phase de contact. Cette modification du pattern de course influence également W_{cin}. En effet, W_{cin} est moins important avec la condition

D15, signifiant une plus faible variation de la vitesse horizontale de déplacement. Ceci est probablement expliqué par le fait que le temps de la phase de freinage soit plus long (sans modification significative du temps de propulsion) avec la condition D15, ce qui implique une asymétrie moins importante entre le contact initial et le décollage du pied, indiqué par un ratio propulsion/freinage plus petit. Ceci induit une force moyenne de freinage pendant le contact moins importante que la force moyenne de propulsion dans cette condition de drop, indiqué par notre analyse SPM sur la composante antéro-postérieure, et en accord avec Cavagna (2006). Contrairement à notre hypothèse, cela ne semble cependant pas impacter W_{ext} entre les différentes conditions de drop, ce qui peut être dû à une compensation au niveau de W_{pot} plus élevé (mais non significatif) dans la condition D15.

Pour autant, la diminution de W_{cin} ne conduirait pas nécessairement à une diminution du coût énergétique. En effet, la diminution de la force moyenne de freinage observée avec la condition D15 entraînerait une diminution de la capacité des unités muscle-tendon à stocker puis restituer l'énergie élastique (McMahon & Cheng, 1990), comme l'atteste indirectement k_{leg} qui tend à montrer des valeurs plus faibles avec la condition D15 comparée aux autres conditions. Ces résultats confirment en partie ceux d'Ardigò et al. (1995) montrant un W_{cin} (et un W_{pot}) moins important chez les coureurs ayant une attaque talon comparés à des coureurs avec une attaque avant-pied, et générant un W_{ext} plus faible. Le coût énergétique est pourtant similaire entre les deux types d'attaque. Une meilleure capacité de stockage-restitution d'énergie avec une attaque avant-pied est suggéré par ces auteurs. Encore une fois, il est possible, après un certain temps d'adaptation, que W_{ext} soit significativement différent entre les conditions de drop. Dans ce cas, on peut supposer un SSC amélioré avec des chaussures à faible drop.

De futures recherches devraient alors se focaliser sur l'évolution du coût énergétique et de l'efficacité mécanique au cours de la période de transition avec des chaussures à faible drop.

Cette étude présente plusieurs limites. La comparaison des résultats obtenus dans notre étude par rapport à ceux de la littérature doit être faite avec précaution puisque notre protocole a été conduit sur un tapis de course, ce qui peut rendre les comparaisons directes plus difficiles avec les études comprenant un protocole sur sol, d'autant plus que des résultats différents en fonction du drop ont été reportés entre une course sur sol et sur tapis (Chambon et al., 2015).

Une potentielle seconde limite inhérente à toutes les études concernant le drop réside dans la variation des caractéristiques autre que celle du drop, de par le fait de sa conception. En effet, dans nos chaussures, même si la masse a été compensée, l'augmentation du drop se fait par une augmentation de la hauteur de semelle à l'arrière du pied. Il peut alors y avoir un effet combiné de ces deux facteurs sur les paramètres mesurés, tels que l'angle pied/sol, comme précédemment observé (Horvais & Samozino, 2013).

Une autre supposition peut aussi être que le drop seul ne constitue pas le seul facteur influençant le comportement mécanique de la course à pied. Il est possible que ce soit l'ensemble des caractéristiques des chaussures minimalistes qui agissent de manière combinée sur ces modifications. Le drop peut jouer un rôle, mais d'autres aspects, tels que

l'épaisseur ou le matériau de la semelle, sont également susceptibles, ou non, d'intervenir (Sun et al., 2020).

Une dernière considération à prendre en compte est que, plus récemment, le bénéfice « protecteur » d'une transition vers une attaque médio- ou avant-pied est remis en cause (Anderson et al., 2020). En effet, cela permettrait de diminuer les forces subies au niveau de l'articulation du genou, au détriment d'une sollicitation plus importante au niveau des articulations du pied et de la cheville. Cette transition reviendrait ainsi à changer la répartition des charges sur les différentes structures du membre inférieur.

En conclusion, cette étude confirme que le drop de chaussure influence les paramètres biomécaniques de la course à pied. Nous avons aussi observé pour la première fois que le drop a un impact sur une des composantes de W_{ext}, en particulier W_{cin}. Les résultats obtenus montrent une réponse aigue limitée aux effets du drop pour des coureurs en attaque talon, avec une modification vers une attaque médio-pied au détriment du taux de charge. Ils suggèrent que les chaussures à faible drop, après un temps de familiarisation et une transition adaptée, pourraient améliorer la capacité de stockage-restitution d'énergie élastique et pourraient être bénéfiques pour une population souffrant de pathologies au genou pendant la course à pied.

En résumé :

Cette étude avait pour objectif d'examiner comment la biomécanique de la course à pied est influencée par le type de chaussure utilisé par les coureurs. Nous avons constaté que la performance en course à pied est influencée par les caractéristiques de la chaussure (ici, par le drop), avec notamment une réorganisation du SSC pendant la phase de contact. Cela suggère que des adaptations et des ajustements sont reliés à la manière dont le corps stocke et restitue l'énergie élastique, ce qui peut entraîner un potentiel impact sur le travail mécanique externe. D'un point de vue fondamental, cette étude vient confirmer l'existence d'une interaction entre l'homme et le matériel utilisé et que le comportement (action des membres inférieurs) s'adapte selon l'interface avec l'équipement (ici pied/chaussure).

Dans un contexte d'application pratique, cette étude a permis de mettre en lumière que le facteur de performance investigué dans l'Etude 1 (W_{ext}) répond à la variation d'un facteur de sensibilité (drop). Ainsi, la prochaine étape aurait été d'analyser le travail mécanique externe et ses composantes en appliquant notre modèle biomécanique intégratif en course à pied (développé dans l'Etude 1) afin de déterminer si ces conclusions se vérifient également en condition écologique. En d'autres termes, l'objectif serait d'étendre ces résultats au-delà de l'environnement contrôlé de l'étude et de les appliquer dans des situations de terrain. En utilisant ce modèle biomécanique intégratif, couplé à des capteurs embarqués, il serait possible d'analyser plus en détail les mécanismes sous-jacents qui influent sur le travail mécanique externe et d'évaluer comment ces mécanismes sont affectés par des variables telles que le drop des chaussures. Cela permettrait d'obtenir des informations précieuses pour optimiser la performance et la prévention des blessures chez les coureurs dans des conditions réelles de pratique sportive.

III.2. Etude 5 – Influence de la profondeur de prise sur les capacités de traction chez les grimpeurs

Contexte :

Dans ce travail, nous explorons comment est affectée la performance en escalade en fonction de la modification d'un facteur de l'environnement. En particulier, nous examinons les effets de la profondeur de prise des doigts sur le comportement et la performance des bras. Nous utilisons pour cela l'outil et les méthodes présentées dans le chapitre II pour mesurer les capacités des bras. Ma contribution dans cette étude est plus secondaire que les autres et concerne principalement le développement des méthodes et de l'outil utilisé (précédemment exposé) ainsi qu'une participation à la rédaction du manuscrit pour la publication de l'article scientifique.

Cette quatrième étude est présentée sous forme d'article publié dans la revue Journal of Sport Sciences *: Laurent VIGOUROUX,* ***Marine DEVISE****, Théo CARTIER, Clément AUBERT and Éric BERTON. « Performing pull-ups with small climbing holds influences grip and biomechanical arm action ». Dans :* Journal of Sport Sciences *37:8 (1 Oct. 2018), p. 886-894. DOI : 10.1080/02640414.2018.1532546. Un résumé et une conclusion en français ont été ajoutés pour faciliter la lecture.*



JOURNAL OF SPORTS SCIENCES
https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1532546

Routledge
Taylor & Francis Group

Check for updates

Performing pull-ups with small climbing holds influences grip and biomechanical arm action

Laurent Vigouroux[a], Marine Devise[a], Théo Cartier[a], Clément Aubert[b] and Eric Berton[a]

[a]CNRS, ISM UMR 7287, Aix-Marseille Université, Marseille, France; [b]SATT sud-est, Aix-Marseille Université, Marseille, France

Résumé

Objectif

Les tractions sont souvent pratiquées par les grimpeurs et autres athlètes pour entraîner les muscles des bras et du dos. Les grimpeurs utilisent différents types de prises pour renforcer simultanément la force des doigts. Cependant, l'effet des types de prises sur la performance des tractions n'a pas encore été étudié.

Méthodes

Un capteur de force verticale a mesuré la force exercée par les grimpeurs lors des tractions dans six conditions de préhension différentes (barre de gymnastique, large prise d'escalade et quatre petites prises d'escalade : 22 mm, 18 mm, 14 mm et 10 mm). L'électromyographie des muscles fléchisseurs et extenseurs des doigts a été enregistrée simultanément. La puissance maximale des bras ainsi que le travail mécanique additionné ont été calculés.

Résultats et discussion

Les résultats ont révélé que le nombre de tractions, la puissance maximale et le travail mécanique additionné diminuaient significativement avec la taille de la prise d'escalade utilisée, même si aucune différence n'a été trouvée entre la large prise d'escalade et la barre de gymnastique. L'électromyographie des muscles de l'avant-bras a révélé que l'utilisation d'une prise d'escalade générait une fatigue des fléchisseurs des doigts et que le niveau de cocontraction était influencé par les différentes stratégies de coordination des segments générées lors de la traction. Ces résultats sont susceptibles d'être utiles pour quantifier plus précisément les charges d'entraînement et concevoir des exercices et des programmes d'entraînement adaptés.

III.2.1. Introduction

Rock-climbing requires equilibrating and moving the entire body along routes across walls, boulders, and cliffs, using quadrupedal locomotion. It requires many physical (Baláš, 2016), psychological (Jones & Sanchez, 2016), technical (Baláš et al., 2014; Quaine et al., 1996), and cognitive skills (Bourdin et al., 1998; Epling et al., 2017). These include the crucial capacities to exert strong fingertip forces on the holds and pull ups with the upper limbs to reach the next hold (Draper et al., 2011; Watts, 2004).

Improving finger and arm capacities forms a preponderant part of a climber's training and several studies have demonstrated that these capacities are closely related to a climber's performance (Baláš, 2016; Grant et al., 1996; Quaine & Vigouroux, 2004; Watts, 2004). Concerning the climbers' elbow and shoulder capabilities, Draper et al. (2011) investigated and quantified the arm power developed by elite climbers (around 1350W) and novices (around 40W) during arm-jump exercises. Nevertheless, these values were estimated using large climbing holds while during training and climbing, climbers mainly use small holds. Concerning the climbers' finger and forearm muscle capabilities, several previous studies revealed that climbers have high capacities for exerting maximal forces at the fingertips (Cutts & Bollen, 1993; Quaine et al., 2003; Vigouroux et al., 2015) and

minimizing fatigue effects during intermittent repetition of intense finger-grip forces (80% of maximal voluntary force, MVF) (Philippe et al., 2012; Quaine et al., 2003; Usaj, 2002; Vigouroux & Quaine, 2006). Additional studies emphasised the importance of the hold depth for generating intense finger force and, by way of consequences, for climbing performances (Amca et al., 2012; Bourne et al., 2011). These authors characterized the hold depth effect on maximal grip force capabilities with polynomial relationship and showed a strong improvement in maximal grip force from very small (e.g., 0.4–0.5mm hold depth) to intermediate hold depths (around 1.5cm) followed by a moderate improvement from intermediate to larger hold depths (4cm). These previous studies described climbers' finger capabilities but were only investigated during static conditions while an important part of climbing and training movements were performed dynamically at the arms level.

To train their arm and finger capabilities, climbers usually perform pull-ups (Youdas et al., 2010). These exercises are also part of the usual training regimen for several other sports and previous analyses in the literature concerned non-climbers (Andersen et al., 2014; Antinori et al., 1988; Koyama et al., 2010; Ricci et al., 1988). One major difference between pull-ups for climbing objectives compared to fitness is the use of various types of grips, including gym bars, as well as large and small climbing holds. However, it was not previously known how the type of grip influenced the pull-up exercise, although this information is needed to quantify the training loading on both the arms and fingers during these exercises. This lack of information prevented accurate quantification and design of climber's training programs. More generally, pull-up exercise represents an interesting, standardized paradigm to understand how the hold depth influences the biomechanical arm action (power, mechanical work, etc.) in sport climbing and in turn, how arm movements impact the finger grip.

The aim of this study was thus to investigate mechanical parameters of pull-ups (especially the maximal forces applied, maximal power, and mechanical work) executed by climbers under various grip-type conditions. We hypothesized that pull-up performance would decrease with grip depth, due to a decrease in finger grip force capacities and an increase in finger muscle fatigue, combined with increasing difficulty in controlling body swing during the pull-up movement.

III.2.2. Methods

III.2.2.1. Participants

Ten elite and higher-elite male climbers (according to the grouping abilities of Draper et al. (2015), ranging from French grade 7c to 8b+) volunteered to participate in the experiment (age: 21.4 ± 2.6 years; body weight: 65.95 ± 5.9kg; height: 175.6 ± 4.5cm; hand size: 19.2 ± 0.9cm). The participants had all trained three times a week for at least five years. All participants did not present any injury to the hands or arms and were asked not to train the day before the experiment. The study was conducted with the formal approval

of the local human care committee of Aix-Marseille University and the participants signed a voluntary participation form according to the University guideline.

III.2.2.2. Experimental protocol

After a warm-up (climbing 2–3 routes of sub-maximal difficulties) and enough time to familiarize themselves with the test equipment, participants were asked to perform a maximum number of pull-ups. For each pull-up, they were required to start with fully extended arms and finish with the chin level with the hold. For each series, the participants were asked to perform the pull-ups "as fast as possible" and "as strongly as possible" until exhaustion. Six series of maximal pull-up were performed, corresponding to six different grip conditions: a large hold (>80mm in depth), a gym-bar (2.5mm in diameter) and four small climbing holds (10mm hold, 14mm hold, 18mm hold, 22mm hold). Each series started with a 5s static phase when the participant was hanging statically on the grip support with body and arm extended before starting the pull-ups. This static phase was used to evaluate the body mass of the participants (BM). Participants rested for at least fifteen minutes between each condition. As the participants were required to exert maximum effort repeatedly, the experiment was conducted on two non-consecutive days (separated by 5 days at maximum) to minimize the fatigue effect (3 grip conditions per experimental day). The experiment was conducted at a similar time on both days to limit the effect of circadian cycles. The conditions were randomized to minimize the fatigue and order effects.

Maximal voluntary finger force (MVF) was measured on the tested hold before starting the pull-ups under small climbing hold conditions (10mm, 14mm, 18mm and 22mm). Participants were asked to perform two static trials of maximal voluntary finger-force exertion with the right and left arm in turn. For this measurement, they were instructed to pull as hard as possible with one hand on the hold at the preferred elbow and shoulder angle. When necessary, an additional load (10kg) was attached to the body to maintain it in a static position, especially when participants were able to exert a maximal force superior to their body weight. The MVF was estimated by summing the maximal forces recorded for the right and left arms. The ratio of the MVF values to the maximal force recorded during the pull-ups was calculated.

III.2.2.3. Material

A specially designed force platform (0-4000N, Sixaxes, Argenteuil, France) was used to measure the vertical force applied by climbers on the grip support (either a climbing hold or a gym-bar). The platform consisted of a rigid metal plate mounted on four transducers using strain gauges. Linearity, hysteresis, and calibration of the force platform were monitored several times during the overall experimental session. The platform was fixed on a rigid support 2m above the floor, with a large space under it to prevent climbers from touching the wall or anything during the exercise (Figure III.2-1). The six grip conditions were randomly tested. A commercial hangboard (Transgression-Eva Lopez, Spain) was fixed to the vertical force platform to test the climbing hold conditions. The depth of the

large climbing hold was larger than the length of the fingers from the metacarpophalangeal joints to the fingertips (i.e. > 80mm in depth). The four small climbing holds consisted of ledges of similar shapes but with depths of 10mm, 14mm, 18mm and 22mm. In all conditions, the climbers were free to hold the grip support with their preferred grip technique (i.e. slope or crimp) but were not allowed to use the thumb with a full crimp grip technique. Consequently, the thumb was only used to grip the gym-bar.

Electromyographic (EMG) signals were recorded from the Biceps brachii (BB), Triceps brachii (TB), finger extensors (Extensor digitorum communis, FE), and finger flexors (Flexor digitorum superficialis and profundus, FF) of the right arm. After an appropriate skin preparation, Ag-Cl electrodes (9 mm diameter, Oxford Instruments Medical, Surrey, UK) were attached to the muscle bellies at an inter-electrode distance of 2cm. For BB and TB muscles, the electrodes were positioned according to the recommendations of SENIAM (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). To ensure the correct placement of the electrodes and obtain the maximal activation of these two muscles, 6s maximal static flexions and extensions of the elbow joint positioned at 90° were performed to specifically activate the BB and TB muscles respectively.

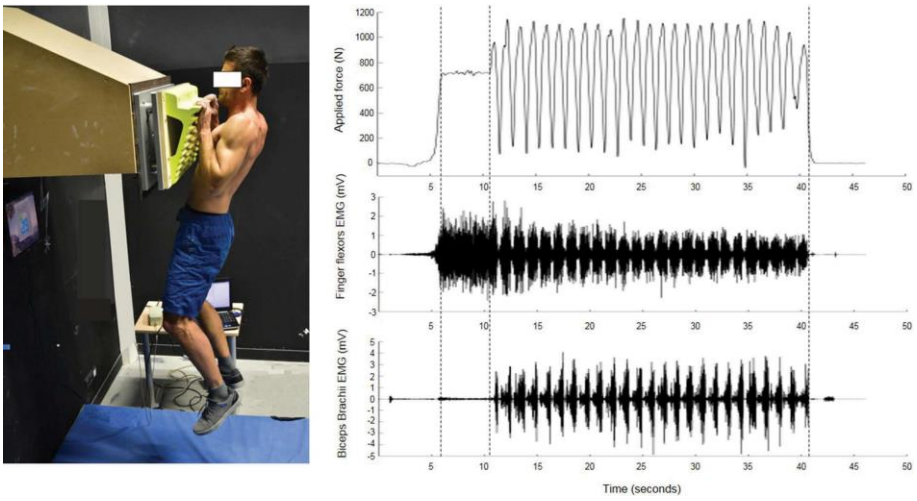


Figure III.2-1. *Experimental setup photo and raw data. The picture on left shows the vertical platform fixed on a rigid support and equipped with the commercial hangboard (yellow hold) used to test the climbing hold conditions. The graphs on the right show representative data of the vertical force (upper panel), Finger flexor EMG (middle panel), and Biceps brachii EMG (lower panel), recorded during one pull-up series. The moment when the subject was hanging immobile on the hold before starting the pull-ups is clearly visible (between the two dotted lines).*

For FE and FF muscles, the electrodes were positioned as described in Vigouroux et al. (2015). Special attention was paid to minimize cross-talk with the nearby wrist flexors and extensors. For FF, this was done by asking subjects to alternate between flexing the fingers with a relaxed wrist and flexing the wrist with relaxed fingers. Experimenters then checked that the FF signal was minimal during wrist flexions and maximal during finger

flexions. For FE, cross-talk was verified by comparing maximal extension of the fingers with maximal extension of the wrist and simultaneous flexion of the fingers. The maximal elbow flexion and extension, as well as the maximal finger flexion and extension were further used to normalize EMG signals.

Force and EMG data were amplified and sampled synchronously at 2000Hz using the Biopac MP150 system (Biopac Systems Inc., Goleta, CA) and the associated software (Acknowledge, Biopac Systems Inc., Goleta, CA). Figure III.2-1 illustrates a representative set of data gathered during the pull-up exercise.

III.2.2.4. EMG data analysis

EMG signals were treated and analyzed to quantify: i) the level of fatigue in the finger flexor muscles responsible for grip during the pull-ups and ii) the activation level of the recorded muscles and the cocontraction index of the finger muscles during the entire trial. The EMG data were filtered (Butterworth, fourth-order, band-pass, cut-off frequency: 20-450Hz) prior to all analyses. The EMG treatment for the analysis of finger flexor fatigue was inspired by Quaine et al. (2003): the EMG signal mean power frequency (MPF) was computed by performing a Fast Fourier Transformation on a 250ms window centered on the peak force of each pull-up. For each condition, the evolution of finger flexor MPF was evaluated using a linear regression between MPF and the number of pull-up repetitions. The slope of this linear regression was used as an index of each subject's finger flexor fatigue during each condition.

The method for evaluating the activation level during the trials was based on Amarantini & Martin (2004): the initial filtered EMG signals were full-wave rectified and low-pass filtered (Butterworth, fourth-order, cut-off frequency: 4Hz). Then the signal of each muscle was normalized with the maximal value recorded either during the functional movement or during the pull-ups. The cocontraction index between the finger flexors and extensors was then computed using the Winter (2009) equations:

$$cocontraction\ index = \frac{2.EMG_{FE}}{EMG_{FE}+EMG_{FF}} \qquad (III.2\text{-}1)$$

where EMG_i is the treated EMG signal of the ith muscle. The mean cocontraction index during the entire trial was then computed for each condition. For the BB muscles, the mean activation level was computed throughout the trials.

III.2.2.5. Force data analysis

Force data was low-pass filtered (Butterworth, fourth-order, cut-off frequency: 3Hz). The maximum force applied by each participant during the pull-up series was detected. For the hold grip conditions (10mm, 14mm, 18mm, 22mm), the maximal force applied during pull-ups was expressed as a ratio of the MVF of the corresponding hold depth. Based on Newton's second law ($\sum \vec{F} = m.\vec{a}$) and using successive integration of the force recordings, power and mechanical work were calculated using the following equations:

$$P(t) = F(t).\left(\Delta t.\frac{a(t+\Delta t)+a(t)}{2}\right) \quad \textit{(III.2-2)}$$

where $a(t) = \frac{F(t)+BM.g}{BM}$ *(III.2-3)*

$$W(t) = \frac{\Delta t.(P(t+\Delta t)+P(t))}{2} \quad \textit{(III.2-4)}$$

III.2.2.6. Statistics

Mean and standard deviation (±) among subjects were used to describe the results. Repeated measure ANOVAs and Tukey's post-hoc tests were used to investigate the effect of the grip-type conditions (6 different grip conditions: 10mm, 14mm, 18mm, 22mm, large-hold, and gym-bar) on the number of pull-ups, the summed mechanical work, maximal power, maximal force applied, the slope of the finger flexor EMG mean power frequency, the EMG cocontraction index of finger muscles, and the mean activation level of the BB. As the homogeneity of variance and data normality were not met for some of these variables, the statistical conclusions obtained by the ANOVAs were systematically controlled by performing a nonparametric Friedman test. In all cases, the non-parametric tests gave the same significant results as the ANOVA. For clarity, only the ANOVA results were included in the article. The statistically significant threshold was fixed at $p < 0.05$.

A 2nd-order polynomial regression was performed to model the evolution of the summed mechanical work, maximal power, and maximal force applied, in function of hold depth. To perform this regression model, these variables for the four small climbing hold conditions (10mm, 14mm, 18mm, and 22mm) were expressed as a ratio of the values obtained with the large climbing hold.

III.2.3. Results

III.2.3.1. Number of pull-ups and maximal force

The results (Table III.2-1) revealed an effect of the grip condition on the number of pull-ups ($F(5,45) = 61.7$; $p < 0.001$). The number of pull-ups was not significantly different between the large-hold and gym-bar conditions ($p = 0.89$), but decreased with the smallest holds ($p < 0.001$ for 10mm compared to 18mm-22mm-large-gym, 14mm compared to 22mm-large-gym, 18mm compared to large-gym, and 22mm compared to large hold and gym-bar). Among the participants, the highest recorded results were 13 pull-ups on the 10mm hold and 38 pull-ups on the gym-bar. The lowest observed results were 2 pull-ups on the 10mm hold and 22 pull-ups on the gym-bar.

Table III.2-1. *Mean (±SD) of the number of pull-ups, maximal power to body-mass ratio, maximal force applied to maximal voluntary force ratio, the slope of the finger flexor EMG mean power frequency, and the cocontraction index between finger flexors and extensors.*

Grip conditions	Number of pull-ups (***)	Maximal power/BM (***)	Maximal force/MVF (*)	Slope of the FF EMG mean power frequency (***)	Cocontraction index (***)
10mm	6.6 ± 3.6 ǂ	6.5 ± 3.0 ǂ	0.93 ± 0.09	−0.02 ± 0.02	0.43 ± 0.16
14mm	11.4 ± 4.2 ǂ	9.3 ± 1.8 ǂ ¤	0.94 ± 0.05	-0.01 ± 7.10^{-3}	0.45 ± 0.17
18mm	15.6 ± 4.5 ǂ ¤	10.9 ± 1.5 ǂ ¤	0.94 ± 0.08	$-5.10^{-3} \pm 4.10^{-3}$ ¤	0.46 ± 0.18 #
22mm	18.4 ± 6.2 ǂ ¤	12.3 ± 1.7 ǂ ¤	0.88 ± 0.09 *	$-7.10^{-3} \pm 5.10^{-3}$ ¤	0.52 ± 0.11
Large-hold	27.7 ± 7.7 ¤	16.0 ± 1.9 ¤	/	$-5.10^{-3} \pm 3.10^{-3}$ ¤	0.64 ± 0.13
Gym-bar	29.4 ± 5.5 ¤	16.3 ± 2.3 ¤	/	$-3.10^{-3} \pm 2.10^{-3}$ ¤	0.44 ± 0.15

¤ different (< 0.05) from the 10mm hold condition; ǂ different (< 0.05) from the gym-bar condition; # different from all the other conditions; *** significant effect of grip conditions < 0.001; * significant effect of grip conditions < 0.05.

To illustrate the force applied during pull-ups, Figure III.2-2 presents typical recordings of force data from a representative subject in the 14mm and gym-bar conditions. On this recording, the amplitude of the maximum and minimum peaks was greater in the gym-bar condition. Besides the different amplitude values, it is important to observe the typical shape of the curves: pull ups on the 14mm hold were characterized by a single maximal force peak, while those on the gym-bar exhibited a double peak.

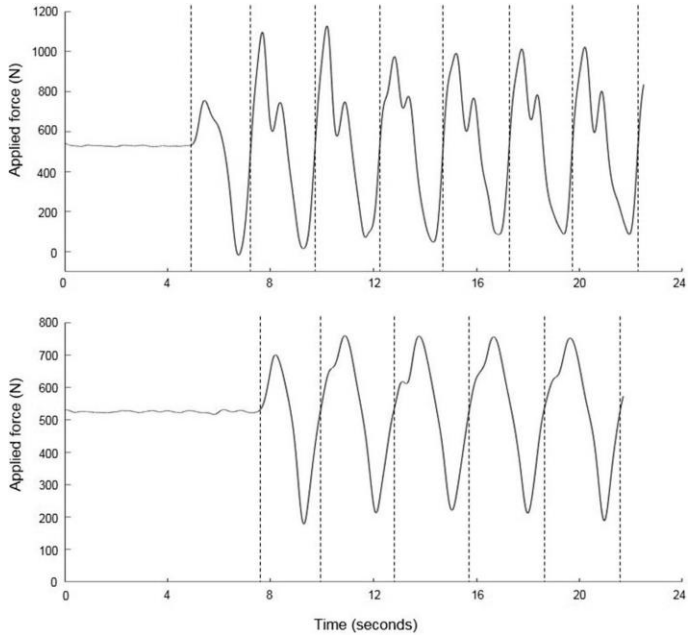


Figure III.2-2. *Example of force recorded during pull-ups by a representative participant on the gym-bar (upper panel) and 14mm hold (lower panel). The dotted vertical lines indicate each pull-up cycle.*

The maximal force applied during the pull-up series (Table III.2-1 and Figure III.2-3B) decreased with the grip type ($F(5,45) = 62.8$; $p < 0.001$). For example, the maximal applied force amounted to 1274.7 ± 121.1N (2.0 ± 0.2 times body weight) on the gym-bar, but only 823.7 ± 123.2N (1.3 ± 0.1 times body weight) on the 10mm hold. The maximal applied force was not significantly different between the large hold and the gym-bar but decreased significantly with the small holds ($p < 0.001$ for 10mm compared to 18mm-22mm-large-gym, 14mm compared to large-gym, 18mm compared to large-gym, 22mm compared to large-gym). In the small hold conditions, the ratio of maximal applied force to MVF (Table III.2-1) varied according to the conditions ($F(3,27) = 3.5$; $p < 0.03$). The Tukey post-hoc revealed that this significant effect was mainly due to the 22mm condition rather than the others ($p < 0.05$). This ratio amounted to 0.88 ± 0.09 with the 22mm, whereas it amounted to 0.94 for the other conditions.

III.2.3.2. EMG indexes

The statistical analysis revealed a significant effect of the grip type on the slope of the finger flexor MPF ($F(5,45) = 6.1$; $p < 0.001$) (Table III.2-1). The results showed a steeper slope for 10mm and 14mm climbing holds in comparison to other grip conditions. The slope of MPF with the large hold appeared steeper compared to the gym-bar.

The statistical analysis for the cocontraction index (Table III.2-1) revealed an effect of the grip type ($F(5,45) = 9.8$; $p < 0.001$). The lowest cocontraction indexes were observed for the 10mm and gym-bar conditions and the highest indexes for the large-hold. For climbing hold conditions, the cocontraction index increased gradually but non-significantly from 10mm to the large hold. The post-hoc test revealed that the large hold condition was different from all the other conditions ($p < 0.05$).

BB activation level results revealed a significant effect of the grip type ($F(5,45) = 4.67$; $p < 0.002$). The post-hoc revealed that the BB activation levels with the 10mm hold (0.70 ± 0.14) were significantly lower ($p < 0.05$) than with the 22mm hold (0.87 ± 0.12) and the gym-bar (0.95 ± 0.11). BB activation levels with the 14mm, 18mm, and large hold amounted to 0.84 ± 0.15, 0.81 ± 0.17, 0.83 ± 0.14, respectively.

III.2.3.3. Maximal power and summed mechanical work

The maximal power developed by climbers (Figure III.2-3C) amounted to 1107.5 ± 148.5W on the gym-bar and 1050.6 ± 147.6W on the large-hold, with no significant difference ($p = 0.99$). Maximal power on the 10mm hold was only 425.4 ± 208.8W. The statistical analysis revealed an effect of the grip type ($F(5,45) = 53.9$; $p < 0.001$). Post-hoc analysis showed that the 10mm hold was significantly different ($p < 0.01$) from all the other conditions; the 14mm condition was different ($p < 0.01$) from the 22mm, large hold, and gym-bar; the 18mm condition was different ($p < 0.01$) from the large hold and gym-bar; the 22mm was different ($p < 0.01$) from the large-hold, and gym-bar. The maximal power to body-weight ratio ranged from 6.5W·kg^{-1} on the 10mm hold to 16.3W·kg^{-1} on the gym-bar (Table III.2-1).

The results revealed an effect of grip type on the summed mechanical work ($F(5,45) = 111.0$; $p < 0.001$). There was no significant difference in summed mechanical work between the large-hold and gym-bar conditions ($p = 0.41$), but values were significantly lower for the smaller holds ($p < 0.01$). Summed mechanical work ranged from 1202.9 ± 1027.7J on the 10mm hold to 9059.9 ± 1348.7J on the gym-bar. Post-hoc analysis revealed significant differences ($p < 0.01$) between the 10mm hold condition and 18mm, 22mm, large-hold, and gym-bar; the 14mm was different ($p < 0.01$) from the 18mm, 22mm, large hold, and gym-bar; the 18mm was different ($p < 0.01$) from the 22mm, large hold, and gym-bar; and the 22mm was different ($p < 0.01$) from the large hold, and gym-bar.

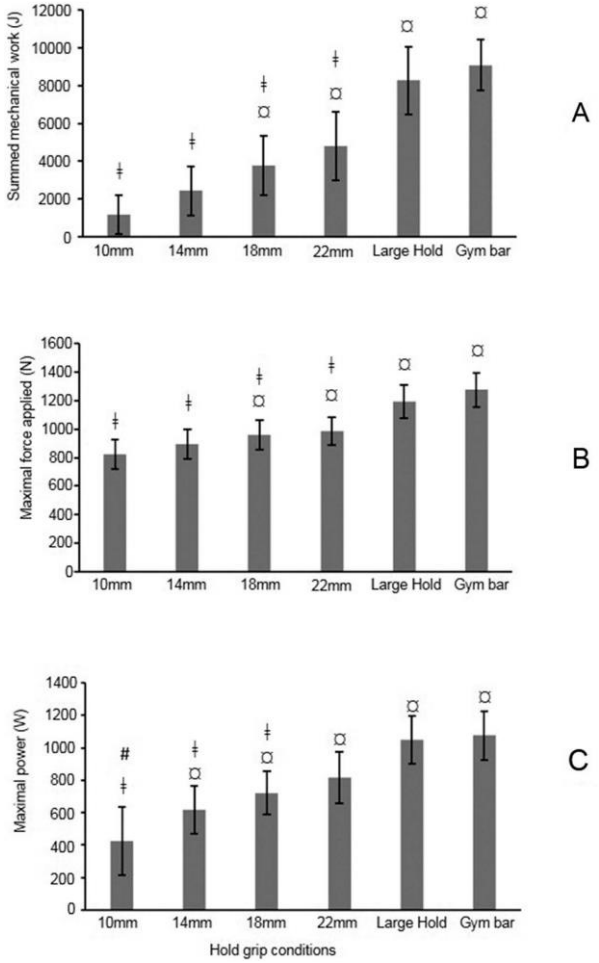


Figure III.2-3. *Mean (±SD) of the summed mechanical work (a), maximal applied force during pull-ups (b), and maximal power (c) for each grip condition. ¤ indicates significant difference (0.05) with the 10mm hold condition. ǂ indicates significant difference with the gym-bar condition. # indicates significant difference with all other conditions.*

III.2.3.4. Polynomial regressions

Figure III.2-4 presents the polynomial regression used to model the relationship between hold depth and maximal power, summed mechanical work, and maximal force applied, expressed as a ratio of the values obtained in the large-hold condition. R2 values produced coefficients close to 1 (0.996, 0.997, and 0.999 for summed mechanical work, maximal power, and maximal force applied, respectively). The regressions exhibited different evolutions according to the variables. Maximal power had the steepest curve, with the highest ratio for the 2nd-order coefficient, while the evolution of maximal force applied was quasi-linear. The maximal forces applied varied considerably between the large- and small-hold conditions while the maximal power and mechanical work influences.

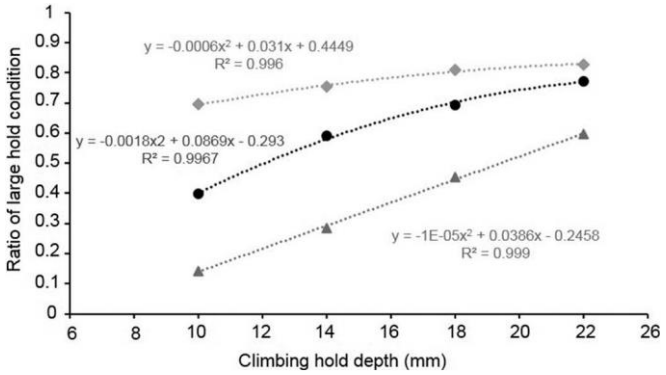


Figure III.2-4. *Regression models of the effect of hold depth on summed mechanical work (grey triangles), maximal power (black circles) and maximal force applied (grey diamonds). Results are expressed as a percentage of those obtained with the large-hold condition.*

III.2.4. Discussion

This study quantified the effect of the grip types on pull-ups by analyzing the vertical force applied on the grip support and EMG of finger and arm muscles. The overall results of this study revealed that the grip conditions affected pull-up biomechanical performances. In particular, the small climbing holds had a strong negative impact on maximal power and mechanical work compared to the large climbing hold and gym-bar. The factors behind these results were discussed above.

A first important finding of this study concerns the comparison between the large climbing hold and the gym-bar conditions. Our results indicated that pull-ups on a gym-bar or large climbing hold is a similar exercise from a performance standpoint. This may suggest that training on gym bar or on large climbing hold would have the same impact on climbers. Nevertheless, this conclusion should be treated with caution since the large climbing hold required a higher cocontraction index in the forearm muscles, probably to

increase the stiffness of the wrist and to secure the hold grip. Concomitantly, increased finger-flexor muscle fatigue was also generated with the large climbing hold. These differences in EMG results may be explained by the behaviors of the climbers when executing the pull-ups. With good grips (either the large hold or the gym-bar), the participants executed fast eccentric phases, using muscle elasticity, body-movement coordination (knee/hip flexions), and uncontrolled body swings. These behaviors were detectable in the force recordings on the gym-bar and large hold conditions, where double/triple force peaks were systematically observed, while only one force peak was usually observed on the smaller climbing holds (Figure III.2-2). The observed differences in EMG results between the gym-bar and large-hold suggested that body movements may have variable consequences at grip level, resulting in increased forearm muscle cocontraction and fatigue with the large climbing hold compared to the gym-bar. This information is important for climbing trainers, who usually aim to train the upper-limb segments in combination to mimic the behavior of the upper-limbs during sport-climbing. From this standpoint, doing pull-ups on a large climbing hold is clearly more specific than using a gym-bar, as the grip action is more similar to rock-climbing.

Comparing our power results with the gym-bar and large hold with those in the literature, it is interesting to note that the measured values were 20% lower than those estimated using arm jump exercises (Draper et al., 2011) but nearly 2.5 times higher than those reported by Koyama et al. (2010). Differences with the findings of Koyama et al. (2010) may be due to the fact that the pull-ups were executed using an upper limb fitness machine, where the participants were seated while pulling up a weight. Difference with Draper et al. (2011) may have originated from several factors. First, we hypothesize that the ballistic nature of the arm jump exercise allowed participants to develop higher power, since they were not required to stay on the hold and execute successive pull-ups. Nevertheless, it could be also argued that the arm jump exercise mainly involves concentric muscle contractions only, while eccentric and plyometric contractions are used during pull-ups. The latter types of muscle contractions involve considerable muscle elasticity and tendon stiffness and are expected to increase power during pull ups, in contrast to the 20% lower results. A final explanation for the observed differences in results may be the power calculation method used in this study. In Draper et al. (2011), power was deducted from the height of the jump using a calculation established for and generally applied to the lower limbs, while our power calculation was directly based on the force measurements. Nevertheless, the several signal integration and filtering steps may also have an influence on the method proposed here, indicating that the power developed during upper-limb movements requires further investigation, using both kinematics (to deduct the velocity directly) and force measurements.

Another notable finding of this study is the effect of climbing hold depth on the pull-ups. A decrease in hold depth led to a considerable decrease in pull-ups performances. One obvious explanation of this results is the decrease in the maximal finger force capacities resulting from the reduction in hold depth, previously observed and modelled by Amca et al. (2012). Nevertheless, a second motor control factor may also contribute to explain the observed results since the maximal force applied during the pull-ups only

represented 88% to 94% of the maximal finger force capacities measured during the static maximal finger force contractions. In other words, the climbers apparently did not use their entire finger force capacities during the pull-ups. Using a force level intensity below the maximal capacity may be attributed to the well-known force-deficit principle, previously observed when exerting maximal force with the fingers (Li et al., 1998; Martin et al., 2011; Vigouroux et al., 2011). These observations led to several findings: first, maximal finger force capacities are not fully used during pull-ups. Second, the evolution of the maximal force applied during pull-ups according to hold depth did not reflect that of maximal finger-force capacity since this force deficit is not constant according to the hold depth. On a more fundamental level, it is interesting to observe that, even a basic pull-up exercise involves a degree of upper limb movement control. To fully understand this phenomenon, further studies focused on the force-deficit during more complex climbing movements should be conducted.

The impact of hold depth on the maximal power was higher than its impact on maximal applied force. This revealed that, additionally to the maximal force applied, the velocity of the pull-ups decreased with hold depth. This may be explained by the fact that it is necessary to restrict body swings and other movements when performing pull-ups on the small climbing holds, to avoid losing the grip. The participants probably thus reduced the pull-up velocity to minimize swinging and restrict body movement coordination. This conclusion was supported by the observation that few double force peaks/swing were measured during pull-ups on the small holds (e.g. Figure III.2-2). Furthermore, the EMG cocontraction index decreased concomitantly with climbing hold depth, revealing reduced control of wrist stiffness. This finding is difficult to discuss but may be related to i) a lesser need to control wrist stiffness compared to the large climbing hold condition where body coordination/movements were present ii) a diminished action of antagonist muscles to facilitate the finger flexors mechanical action. This shows that pull-up training on climbing holds offers the potential for climbers to train their overall upper-limb chain at the same time and, concomitantly, enhance the motor control aspects of upper limb movements.

The parameter most affected by the decrease in climbing hold depth was the summed mechanical work (and, obviously, the associated number of pull-ups). In addition to the explanations above (body equilibrium control, decrease in finger force capability, and force-deficit), there is also a forearm muscle fatigue effect revealed by the evolution of the EMG MPF. This forearm fatigue results from the repeated exertion of finger forces on the holds during the entire exercise of pull-ups. This indicates that pull-ups on small climbing holds also represent a good exercise for enhancing forearm fatigue resistance as well as maximal finger force capacity and upper-limb coordination to control body swing/equilibrium. Nevertheless, the EMG results of the Biceps brachii and the decreased performances showed that the muscles mobilizing the elbow and shoulder were less and less solicited as climbing-hold depths decreased. Trainers should thus choose the depth of the holds carefully, to suit the targeted capacities and objectives of the pull-up exercise. To help this training process, the polynomial regressions modelled the decrease in performance related to the reduction of climbing hold depth (Figure III.2-4). Using these regressions, one can estimate the maximal force, the power, the mechanical work developed

during pull-ups exercises according to the hold depth.

To summarize, this study revealed that climbing hold depth and grip type had a considerable effect on the performance of pull-ups. In particular, maximal force, power, and mechanical work were affected to different extents by the grip type. Our results quantified and modelled this effect, revealing that maximal finger force capacities, finger muscle fatigue, and the level of finger cocontraction developed with the grip type used contributed to explaining the difference in performance. Moreover, we suggest that the grip type generates different body/upper limb coordination strategies, to be confirmed by a detailed kinematic and EMG analysis of the shoulder, back, and elbow muscles. Since pull-ups are widely used in sport-climbing training, the current findings are crucial and could be used to better design the pull-ups exercise in function of the purchased training objectives. From a fitness training standpoint, this study is the first to quantify concomitantly power, mechanical work, and the force applied on a gym-bar during pull-ups. These data will be useful for integrating pull-ups into a global training program and relating these muscle loads to other fitness exercises.

En résumé :

Cette étude avait pour but d'analyser l'influence du type de prise utilisé chez les grimpeurs sur la performance en traction. Un premier enseignement est que la performance des bras est influencée par les caractéristiques de la prise. Il existe donc bien une interaction entre ces deux systèmes. Cette interaction montre que la performance diminue lorsque la profondeur de prise diminue, notamment en ce qui concerne la puissance et le travail mécanique. Ceci s'explique par le fait que les capacités de force des doigts diminuent et la fatigue des avant-bras augmente avec la diminution de la prise. Cette baisse de performance peut également être attribuée à une plus grande difficulté dans le contrôle du mouvement de traction qui est mis à jour par les différents niveaux de co-contraction. Un second enseignement est que la performance en traction est similaire entre l'utilisation d'une barre de gymnastique et d'une large prise d'escalade. Cependant, cette étude révèle que l'activation musculaire diffère, particulièrement du point de vue de la co-contraction des muscles des avant-bras et de la fatigue des doigts, avec la nécessité de mieux maintenir et stabiliser le poignet sur une large prise d'escalade.

Du point de vue fondamental, cette étude montre que le comportement (action des bras) s'adapte selon l'interface avec l'environnement (ici doigt/prise). On peut ainsi généraliser la conclusion faite dans l'étude précédente dans laquelle on observe aussi une adaptation pour l'interaction pied/chaussure dans les ajustements cinématiques et les changements de synergies musculaires. Dans un objectif d'entraînement ou pour l'ergonomie cette prise en compte est donc primordiale. Ainsi cela suggère que tout

développement d'un nouveau matériel ne peut se faire sans regarder comment l'homme s'adapte à cette nouvelle interface homme/matériel, homme/environnement.

Du point de vue de l'escalade, cette étude montre que la force de préhension représente un facteur limitant sur la capacité à générer de la puissance sur de petites prises. En effet, un grimpeur capable de réaliser une trentaine de tractions sur une barre se verra dans l'impossibilité d'utiliser pleinement cette capacité sur une petite prise si sa force des fléchisseurs des doigts est sous-développée et qu'il est incapable de maintenir le contact avec cette petite prise. Ainsi les bras sont fortement influencés à la fois par une baisse des capacités de force maximale des doigts et par une fatigue musculaire des avant-bras, qui sont deux capacités physiologiquement différentes. L'une appartient aux capacités maximales de force musculaire alors que l'autre appartient à des capacités d'endurance et de résistance à la fatigue musculaire locale. Pour entraîner et cibler spécifiquement ces deux capacités, les grimpeurs utilisent principalement les poutres d'escalade. Comme nous l'avons exposé en introduction, bien que ces outils aient un potentiel très intéressant, il est important de savoir déterminer les intensités de charge pendant les séances et tout au long d'une période/programme d'entraînement. Cependant, ces outils ne permettent pas une connaissance des charges précises à appliquer pour obtenir des bénéfices optimaux dans les différentes capacités abordées ci-dessus. Cette méconnaissance est également liée au peu de quantifications objectives des effets de l'usage de ces outils, le niveau d'intensité de ces efforts étant donc fixé de manière empirique.

En ce sens, l'Etude 6 se focalisera sur l'influence de l'intensité de charge pratiquée pendant l'entraînement sur les capacités physiologiques des doigts. La comparaison de différentes intensités permettra de quantifier précisément les gains dans les différentes capacités à la suite de l'entraînement, que ce soit dans la capacité ciblée que dans les capacités transversales. En outre, pour être au plus proche de la réalité du terrain et de la pratique, les tests d'évaluation avant et après entraînement seront réalisés sur une SmartBoard® dans la version commerciale installée dans une salle d'escalade.

III.3. Etude 6 – Effets de l'entraînement des doigts sur la performance en escalade

Contexte :

Cette étude a été réalisée dans le cadre d'un projet de recherche au service de la performance sportive, en collaboration avec l'ISM, la FFME et l'INSEP. Elle consiste à observer les effets d'un facteur de nature interne/intrinsèque, ici l'entraînement sur poutre d'escalade, sur les capacités de préhension des grimpeurs. Les méthodes d'évaluation développées dans le chapitre II permettent de quantifier les bénéfices obtenus dans les différentes capacités et dans les différents programmes d'entraînement, améliorant la compréhension de l'escalade dans un but d'optimisation de la performance. Ma participation en tant qu'ingénieure d'études à l'ISM a été de reprendre le travail qui avait été engagé mais stoppé par la pandémie de Covid et a consisté à conduire les expérimentations et communiquer les résultats à l'INSEP ainsi que dans la communauté scientifique.

Cette cinquième étude est présentée sous forme d'article publié dans la revue Frontiers in Sport and Active Living *: **Marine DEVISE**, Clément LECHAPTOIS, Éric BERTON and Laurent VIGOUROUX. « Effects of Different Hangboard Training Intensities on Finger Grip Strength, Stamina, and Endurance ». Dans :* Frontiers in Sport and Active Living *4:862782 (12 Avr. 2022). DOI : 10.3389/fspor.2022.862782. Cet article fait partie du thème de recherche (Research Topic) intitulé* Training and Testing in Climbing*. L'étude a également été présentée lors du congrès de l'IRCRA en 2021.*

Code de champ modifié


frontiers | Frontiers in Sports and Active Living

ORIGINAL RESEARCH
published: 12 April 2022
doi: 10.3389/fspor.2022.862782

Effects of Different Hangboard Training Intensities on Finger Grip Strength, *Stamina*, and *Endurance*

Marine Devise, Clément Lechaptois, Eric Berton and Laurent Vigouroux*

ISM, CNRS, Aix-Marseille University, Marseille, France

Résumé

Objectif

Les programmes d'entraînement spécifiques à l'escalade sur des poutres d'escalade sont souvent basés sur des répétitions de suspension, mais les connaissances sur l'intensité réelle appliquée pendant un tel effort restent limitées. L'objectif de cette étude est de quantifier et de comparer les effets de différentes intensités d'entraînement (maximale, sous-maximale élevée, et sous-maximale faible) sur les capacités physiologiques des doigts à l'aide d'une poutre d'escalade équipée de capteurs de force.

Méthodes

Cinquante-quatre grimpeurs expérimentés (treize femmes et quarante-et-un hommes) ont été répartis aléatoirement en quatre groupes, chaque groupe suivant un programme d'entraînement à intensité différente : un entraînement de force maximale à 100 % de la force maximale des doigts (MFS ; F100), des répétitions de suspension à 80 % de la MFS (F80), des répétitions de suspension à 60 % de la MFS (F60) et pas d'entraînement spécifique (groupe contrôle). Les participants se sont entraînés sur une prise de 12 mm de profondeur, deux fois par semaine pendant quatre semaines. Les niveaux de MFS, de résistance et d'endurance ont été évalués par traitement des données de force avant et après les programmes d'entraînement.

Résultats et discussion

Les résultats ont montré des valeurs similaires dans le groupe contrôle entre les prétests et les post-tests. Une amélioration significative de la MFS a été observée dans les groupes F100 et F80, mais pas dans le groupe F60. Des mesures de résistance et d'endurance significativement plus élevées ont été observées dans les groupes F80 et F60, mais pas dans le groupe F100. Ces résultats montrent qu'un entraînement de 4 semaines sur poutre d'escalade permet d'augmenter la MFS, l'endurance et la résistance, et que les améliorations varient en fonction de l'intensité de l'entraînement. Il est intéressant de noter que les différentes intensités permettent d'améliorer la capacité ciblée (e.g. la résistance pour le groupe F80) mais aussi les capacités physiologiques adjacentes (e.g. la MFS pour le groupe F80).

III.3.1. Introduction

The introduction of sport climbing at the recent 2021 Olympic Games in Tokyo is the result of a considerable increase in the number of recreational and competitive practitioners and climbing structures. Climbing performance requires a complex combination of physiological, psychological, technical and tactical resources for successfully climbing a particular route or mastering a boulder problem (Saul et al., 2019). Among such resources, a key factor for performance is the ability to generate finger strength and the ability to limit forearm muscle fatigue (Watts et al., 1996). Climbing indeed generates intense and intermittent isometric contractions of the muscles actioning the hand and the fingers, especially those located in the forearm (Ferguson & Brown, 1997).

During climbing, three physiological forearm parameters have been identified: (i) the

capability to exert maximal finger force on holds (Schweizer & Furrer, 2007), (ii) the time to exhaustion (called here *Stamina*) which is the capacity to maintain a certain level of high force intensity before fatigue, i.e. before loss of strength occurs over time (Quaine et al., 2003) and (iii) the level of force intensity that the climber is still able to sustain once he is in a state of exhaustion (Vigouroux & Quaine, 2006), i.e. after having experienced the onset of fatigue [called Critical Force (Giles et al., 2019) or *Endurance* here]. These physiological parameters are peculiar to climbing and are the results of specific physiological phenomena acting at the forearm level. Specifically, forearm ischemia occurs at 45-75% of maximal finger grip force (Barnes, 1980; Macleod et al., 2007) which implies that climbers should develop muscle force capabilities and local anaerobic and aerobic capabilities, as well as capabilities to limit the effect of the local ischemia on muscle physiology. These determinants make climbing a unique activity in that it involves training principles in fingers, hands and forearms that are not found in other sports.

To maximize climbers' physiological capabilities, climbing alone is a good strategy for novices, but not sufficient for more experienced climbers (Hörst, 2008). That is why climbing-specific training tools such as hangboards have been developed and are widely used both by trainers and by climbers (Hörst, 2008). Hangboards are equipped with holds of various shapes, sizes, widths and depths. To improve the maximal finger strength, some training techniques propose to work at the maximum intensity by hanging for a short time (e.g. 3s) with maximal added weight or on the minimum depth edge and repeat it several times (e.g. 3 repetitions with 60s rest time) (Levernier & Laffaye, 2019; López-Rivera & González-Badillo, 2012; Mundry et al., 2021). To enhance *Stamina*, some training sessions propose hanging intermittently (e.g., López-Rivera & González-Badillo, 2019 alternating 10s hanging and 5s resting), generally with the full body weight, on a hold less than one phalange deep (López-Rivera & González-Badillo, 2019), for a required number of repetitions (Medernach et al., 2015) usually defined to be close to failure during the last one (López-Rivera & González-Badillo, 2019). To work at the Endurance level, training with more dead-hang repetitions is proposed, but at moderate intensity by reducing body weight using pulleys while hanging and until exhaustion (Giles et al., 2019), in order to induce fatigue and then increase the force level that can be maintained once fatigue is established.

Thus, until now, the intensity of the exercises designed for use on hangboards has typically been judiciously adjusted by modulating the three following parameters: the size of holds, the hanging and rest times and/or the number of repetitions, and adding/subtracting weight while hanging (Levernier & Laffaye, 2019; López-Rivera & González-Badillo, 2012, 2019; Medernach et al., 2015). Training strategies to control intensity thus consist of manipulating some of these parameters while kipping others equal. For example, Medernach et al. (2015) proposed (in part) to train at body weight by modifying hanging times between 3 and 10s and number of repetitions between 6 and 10, supervised by coaches. Nevertheless, such methods could have some limits: firstly, changing the size (and even the form) of holds implies different positions and surfaces used by fingers and generates different muscle coordination such that the training exercise addresses different synergies instead of only changing the intensity. Secondly, modulating the time or the

number of repetitions to adjust exercise intensity (e.g., hanging less time or less repetitions on the same hold with body weight to decrease the difficulty) may involve a change in the targeted physiological capacities instead of changing only the exercise intensity (e.g., from *Stamina* to strength when decreasing the hanging time or the repetitions). Finally, using additional, or reducing weight is not convenient as it requires use of harness, rope or loads, and it is hard to set the accurate right level of weight for each repetition.

Nowadays, newly developed instrumented hangboards or single holds provide improvement in feasibility and accuracy, and are a valid and reliable measurement of applied loads with an accuracy in the less than 1N range (Anderson, 2018; Feldmann et al., 2021; Marino et al., 2021; Michailov et al., 2018; Vigouroux et al., 2018). These instrumented tools technically allow modulating training exercise intensity thanks to force visual feedback, on the same hold. Though, little is known about how this modulation should be carried out to obtain the best improvements in the various physiological capacities. For example, with a maximal intensity exercise targeting maximal finger strength improvement, we ignore the impact on other physiological parameters (*Stamina* and *Endurance*). This approach is crucial to clarify as it is consistent with many training programs in other sports that modulate intensity of force exerted during exercise (Bompa & Carrera, 2005; Suchomel et al., 2021). We are also questioning what physiological adaptation processes are involved depending on the intensity.

The aim of the present study was thus to quantify the effects of several training intensities on the finger's physiological capabilities with an instrumented hangboard. Three training programs (maximal, high submaximal intensity, and low submaximal intensity) performed during 4 weeks were tested. We hypothesized that the improvements in the three physiological parameters (maximal finger strength, *Stamina*, *Endurance*) are different depending on the level of force intensity required during the training exercises, i.e. high-intensity training increases maximal strength and low-intensity training increases resistance to fatigue. We also hypothesized that the amount of benefit in one physiological parameter is dependent on its baseline level (whether maximal finger strength, *Stamina* or *Endurance*).

III.3.2. Material and methods

III.3.2.1. Participants

In total, 54 climbers were tested (13 women and 41 men, 25.0 ± 6.2 years old, 173.6 ± 8.3 cm, 64.2 ± 8.7 kg). They were advanced or elite climbers according to IRCRA (International Rock Climbing Research Association) scale (Draper et al., 2015), mostly lead rock practitioners (see Table III.3-1 for Red-point grade). They were randomized into four different training protocols, each following different training intensity programs or no specific training (Control group, CT). Participants had no hand or upper extremity injuries in the 6 months prior to the test. They were informed of the risks and benefits of the research protocol and signed a consent form. Protocol has been validated by the sport science national ethics committee.

III.3.2.2. Procedures

The participants first performed some initial tests (week 1) consisting of an assessment of maximal finger strength (MFS), *Stamina* and *Endurance* on a hangboard fitted with strain gauges (SmartBoard, Peypin d'Aigues, France). This hangboard (Figure III.3-1) provides real-time feedback about the vertical force applied on it allowing precise modulation of the force intensity (1N accuracy). Data concerning the force applied to the holds were recorded and analysed using the SmartBoard app (50Hz). For the following 4 weeks (weeks 2-5), they followed one of the three training protocols [except for the CT group (n = 12)] on the instrumented hangboard with 2 sessions per week, with at least one day rest between sessions. Participants were instructed to continue their climbing activity normally outside of the study without increasing or decreasing their current practice. Post-training tests, identical to the initial ones, were performed at week 6 in all groups. In order to avoid fatigue effects, the participants were not allowed to climb the day before the initial and post-tests.

III.3.2.3. Test Sessions (Weeks 1 and 6)

(a) Strength Test

After a 30 min warm-up and familiarization with the SmartBoard, consisting of muscular awakening, easy traverses and specific exercises on the SmartBoard with increasing intensities, climbers had to exert the maximum force with one hand on a 12mm hold for 6 seconds (climbers were weighted when needed to perform a force intensity higher than their body weight). The type of grip (slope, half-crimp, full crimp) was self-selected and it was required that participants used the same grip throughout the experiment. Two trials were tested on each hand, and the best was selected. The sum of the maximum forces exerted with the right and left hands was directly displayed on the interface and was considered as the participant's initial maximal finger strength (MFSi) at week 1 and post MFS (MFSp) at week 6.

(b) Fatigue Test

On a 12mm-width ledge, participants exerted 80% MFSi by alternating a hanging phase of 10s and a rest phase of 6s during 24 repetitions. The 80% level was controlled by the visual force feedback and adjusted carefully by off-loading with feet on the ground or conversely using additional ballast. The fatigue test reproduced the one performed in Vigouroux and Quaine (2006): when the subjects were not able to maintain the required 80% MFSi, they were required to continue the exercise and exert the maximum level of force they are able. This last part was generally performed by off-loading at the minimum possible the body weight with feet on the ground as illustrated in Figure III.3-1. The recorded fatigue kinetic (Figure III.3-2) allows evaluating the percentage of *Stamina* (determined as the capacity to maintain the required 80% for the overall duration of the test)

and the percentage of *Endurance* (determined as the level of force intensity that the climber is able to perform when he is exhausted in comparison to the initial level of force), directly displayed by the app.

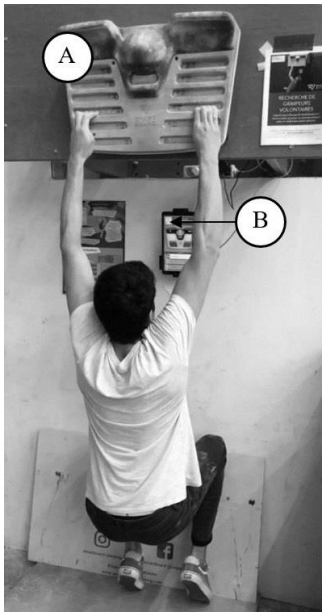


Figure III.3-1. *Illustration of one participant during the fatigue test performed on the SmartBoard (A), on the 12mm hold. The feedback of the force level was displayed on the tablet (B) so that the participant can adjust the level of force intensity required during the test/training by using his feet on the ground.*

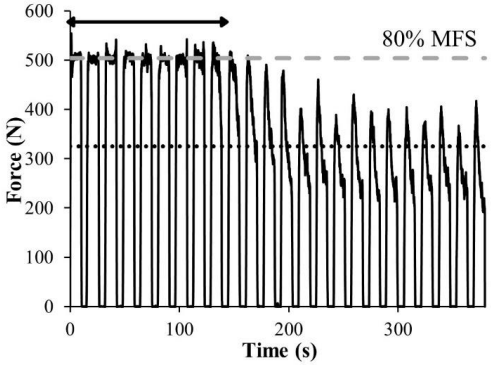


Figure III.3-2. *Force-time curve during the 24 repetitions of the fatigue test of one representative participant.* Stamina *(represented by the horizontal arrow) is the capacity to maintain the 80% of maximal finger strength (MFS) threshold.* Endurance *is the percentage of force the participant is able to perform after the onset of fatigue (represented by the dotted black line). On this test, the participant performed 633N for MFS, 45.2% for* Stamina *and 70.3% for* Endurance*.*

III.3.2.4. Training Sessions (Weeks 2–5)

Each training protocol used the same 12mm hold. For this study three different training programs (F60, F80 and F100) were tested. These trainings are detailed below and were determined (i) from literature to develop maximal force intensity (F100) and (ii) to induce fatigue (F60 and F80) with different force intensities but similar overall loads.

(a) F60 protocol

Participants (n = 14) exerted efforts representing 60% MFSi by alternating a 10s-hang phase with the two hands and a 6s-rest phase, 24 times. The 60% level was controlled

throughout the protocol by the visual force feedback and adjusted carefully by off-loading with feet on the ground or conversely using additional ballast. Once fatigue occurred, participants were required to continue the exercise and exert the maximum level of force they are able until the 24th repetition. Two series were performed, separated by a 6-minute recovery period.

(b) F80 protocol

Participants (n = 14) exerted 80% MFSi, by alternating a 10s-hang phase with the two hands (with or without feet on the ground, weighted if 80% MFSi > body weight) and a 6s-rest phase, for a maximum of 12 times or, once participants were no longer able to exercise 70% MFSi during the hanging phase, the series was stopped. Three series were performed, with 8 minutes of recovery time between each.

(c) F100 protocol

This protocol is based on the Levernier and Laffaye (2019) protocol. Climbers (n = 14) applied their maximum force with the right hand, then with the left hand, for 6s each, alternating grip types (slope or half-crimp). If climbers were able to hang with one hand, they were sufficiently weighted so that they were able to exert their maximal force. Two sets of 6 hangs with each hand were performed every 3 min, with a 5 min-recovery time between sets.

III.3.2.5. Statistical analysis

Data are reported as mean ± standard deviation (SD). One-way ANOVA was performed to evaluate differences of the descriptive characteristics between groups. The effects of training intensity on MFS, *Stamina* and *Endurance,* were assessed by comparing the CT, F60, F80 and F100 groups using a two-factor repeated measure ANOVA (Training × Group), with Tukey post-hoc analysis when ANOVAs were significant. In addition, effect sizes (eta squared, η^2) were calculated. To evaluate the relationship between initial levels of MFS, *Stamina* and *Endurance* and their benefits after training, Pearson test correlations were assessed. Significance level was set at $p < 0.05$. Statistical tests were processed using STATISTICA software (version 6, StatSoft, Inc.).

III.3.3. Results

The anthropometric data and climbing abilities are summarized in Table III.3-1. No statistical differences between groups were observed for all characteristics (p>0.05).

Table III.3-1. *Descriptive characteristics of the participants of each group (mean ± SD).*

	F60 (*n* = 14)	F80 (*n* = 14)	F100 (*n* = 14)	CT (*n* = 12)	*p*-value
Age (y)	23.8 ± 4.3	23.4 ± 5.0	23.3 ± 4.5	28.8 ± 9.4	0.08
Height (cm)	171.1 ± 8.9	174.4 ± 9.7	174.1 ± 7.0	175.0 ± 7.5	0.62
Body mass before training (kg)	62.6 ± 7.5	64.1 ± 9.2	63.7 ± 7.9	67.0 ± 10.8	0.63
Body mass after training (kg)	62.6 ± 7.9	64.3 ± 9.1	63.5 ± 7.6	67.4 ± 10.9	0.57
"On-sight" performance (au)	18.3 ± 2.7	17.6 ± 3.5	17.2 ± 2.6	18.1 ± 3.6	0.83
"Redpoint" performance (au)	21.7 ± 3.7	20.9 ± 3.3	20.5 ± 3.3	21.2 ± 3.8	0.82

"On-sight" performance means climbing a sport route at the first attempt without any information about it; "Redpoint" performance means climbing a sport route after inspecting and practising it. Both performances represent the most difficult grade achieved in the past 6 months and are converted to the IRCRA scale. *p*-values represent results of the one-way ANOVA comparing the four tested groups.

III.3.3.1. MFS

MFS results before and after training are presented in Figure III.3-3A. Statistical analysis did not show any group effect on MFS ($F(3,50)=0.7$; $\eta^2=0.039$; $p=0.56$). A significant training effect was observed ($F(1,50)=68.9$; $\eta^2=0.032$; $p<0.001$) showing that MFS was greater after training than before. Significant interaction ($F(3,50)=10.3$; $\eta^2=0.014$; $p<0.001$) showed that the increase in MFS was different by group (+0.7±5.0%; +5.9±8.2%; +12.4±8.4% and +14.3±8.8% for the CT, F60, F80 and F100 groups respectively). Post-hoc tests revealed that MFS was significantly different in the F80 and F100 groups ($p<0.001$) before (767±186 N and 810±125 N for the F80 and F100 groups respectively) and after training (852±178 N and 920±116 N for the F80 and F100 groups respectively) but not in the CT and F60 groups (before: 816±170 N and 869±221 N respectively; after: 820±160 N and 912±201 N respectively; $p>0.05$).

When merging the training groups (F60, F80 and F100 groups), a significant but moderate negative correlation ($r=-0.56$; $p<0.001$) was found between the initial MFS and the force gain during the strength test after training (Figure III.3-4A; $r^2=0.32$).

III.3.3.2. Stamina

Stamina percentages realized before and after training are presented in Figure III.3-3B. Statistical analysis did not show any group effect on *Stamina* ($F(3,50)=1.1$; $\eta^2=0.051$; $p=0.37$). A significant training effect was observed ($F(1, 50)=36.3$; $\eta^2=0.106$; $p<0.001$) showing that *Stamina* was higher after training than before. Significant interaction ($F(3,50)=7.8$; $\eta^2=0.071$; $p<0.001$) showed that the increase in *Stamina* was different by group. Post-hoc tests revealed that *Stamina* was significantly different in the F60 and F80 groups ($p<0.01$) before (32.6±15.3% and 29.5±21.3% for the F60 and F80 groups respectively) and after training (53.5±25.1% and 60.4±25.7% for the F60 and F80 groups respectively) but not in the CT and F100 groups (before: 32.4±20.7% and 33.5±23.5% respectively; after: 30.8±22.5% and 43.1±24% respectively; $p>0.05$).

Moreover, when merging the training groups, a significant but moderate negative correlation ($r=-0.50$; $p<0.001$) was found between the initial *Stamina* level and *Stamina* benefits during the fatigue test after training (Figure III.3-4B; $r^2=0.25$).

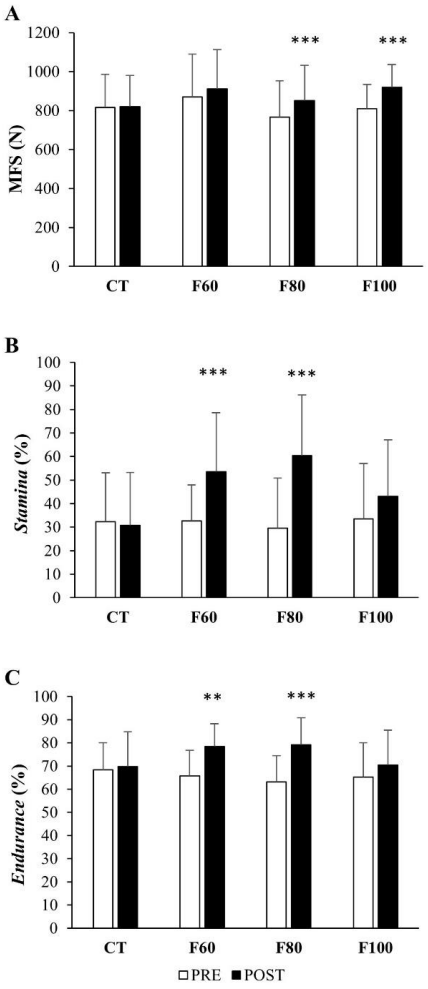


Figure III.3-3. *Mean values (± standard types) of (A) maximal finger strength (MFS in N), (B) Stamina (in %) and (C) Endurance level (in %) in each group (CT, F60, F80 and F100) pre- (white bars) and post- (black bars) training. Significance differences were shown (**p<0.01; *** p<0.001) relative to pre-training.*

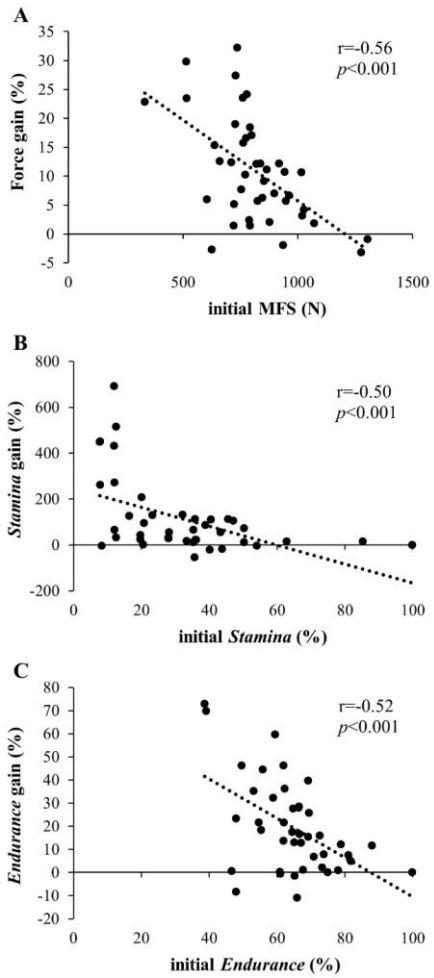


Figure III.3-4. *Post-training gain (in %) according to the initial (A) MFS (in N), (B) Stamina (in %) and (C) Endurance (in %) for training group subjects (F60, F80 and F100).*

III.3.3.1. Endurance

Endurance levels realized before and after training are presented in Figure III.3-3C. Statistical analysis did not show any group effect on *Endurance* ($F(3,50)=0.4$; $\eta^2=0.019$; $p=0.77$). A significant training effect was observed ($F(1,50)=50.2$; $\eta^2=0.117$; $p<0.001$)

showing that *Endurance* was higher after training than before. Significant interaction ($F(3,50)=7.1$; $\eta^2=0.053$; $p<0.001$) showed that increase in *Endurance* was different by group. Post-hoc tests revealed that *Endurance* was significantly different in the F60 and F80 groups ($p<0.001$) before (65.7±11% and 63.2±11.3% for the F60 and F80 groups respectively) and after training (78.5±9.6% and 79.2±11.5% for the F60 and F80 groups respectively) but not in the CT and F100 groups (before: 68.3±11.7% and 65.3±14.8% respectively; after: 69.7±14.9% and 70.4±15%; $p>0.05$).

Moreover, when merging the training groups, a significant but moderate negative correlation ($r=-0.52$; $p<0.001$) was found between the initial *Endurance* level and *Endurance* benefits during the fatigue test after training (Figure III.3-4C; $r^2=0.27$).

III.3.4. Discussion

This study aimed to investigate the effects of different training programs performed at different intensities on the finger muscle capabilities (MFS, *Stamina* and *Endurance*). Results suggest that a 4-week hangboard training program is a powerful method for increasing MFS, *Stamina* and *Endurance* levels in climbers, and also that improvements in the finger muscle capabilities depending on the intensity level of the training exercise. Similar values in the control group between both pre- and post-tests showed that increases observed in other training groups are not attributed to a familiarization effect with the tests nor to other concomitant activities.

The results for initial MFS levels were in the range of those measured in previous studies (Quaine et al., 2011), although higher MFS values were observed by Levernier and Laffaye (2019), López-Rivera and González-Badillo (2019) and Medernach et al. (2015), while lower values were observed by Amca et al. (2012) and Fanchini et al. (2013). These variations may have several explanations: (i) difference in IRCRA level of climbers across studies considering MFS and IRCRA level are positively correlated (*i.e.* MFS is higher in elite climbers than in novices) (Baláš et al., 2012; Grant et al., 1996), (ii) the "climbing style" since "boulderers" have higher initial MFS values than "lead rock practitioners" (Fanchini et al., 2013), and (iii) difference in grip depth used to perform the force test for the reason that the deeper the grip, the greater the force applied (Amca et al., 2012).

Our results showed that MFS levels were improved with the F100 and F80 groups, being considered as high-intensity training (70-100% MFS). The increases are probably not due to hypertrophy in the forearms (España-Romero & Watts, 2012; Shimose et al., 2011) but to neural adaptation processes during the first weeks of training (López-Rivera & González-Badillo, 2012), allowing a better capacity to recruit motor units on a given movement and/or an increased discharge rate of individual motoneurons (Škarabot et al., 2021) as well as a better anaerobic capacity in the forearms, in order to generate a major muscle activation (Pitcher & Miles, 1997). MFS also increased in similar proportions for the F80 group whose training represents intermittent exercise with a submaximal load generating fatigue. In the forearms, this exercise at these intensities generates local ischemia stimulus, through reduced blood flow and lactate accumulation (Saeterbakken et al.,

2020). Thus, F80 represents a combination of high mechanical tension and medium metabolic stress which may be effective to increase muscle strength (Duchateau et al., 2021).

On the other hand, a load of lower intensity (60% of initial MFS for the F60 group) did not seem to have sufficient force intensity to obtain large MFS improvements even if a trend is emerging (+5.9±8.2%; p=0.07). A longer training time and/or a higher training frequency could allow for higher strength gain, as in the López-Rivera and González-Badillo (2012) study where MFS increased by an average of 0.5% between the 4th and 8th week of training.

Our results showed a greater increase in MFS than those observed in previous studies (Levernier & Laffaye, 2019) where improvements ranged from +5% (Medernach et al., 2015) to +9.6% (López-Rivera & González-Badillo, 2012). This discrepancy may be related to the lower initial MFS level of our climbers compared with those in the aforementioned studies, since a significant negative correlation (r=-0.56; p<0.001) was observed between the MFS gain percentage (when merging the trainings) and the initial MFS (Figure III.3-4), *i.e.* the higher a subject's initial MFS, the lower the strength gain after training. However, it should be noted that variability is high and only explains about one third of the results (r^2=0.32). Further studies should thus be conducted to explore the different factors conditioning strength gain.

The F60 and F80 groups significantly increased *Stamina* after training, from 32.6±15.3% to 53.5±25.1% and from 29.5±21.3% to 60.4±25.7%, respectively. Thus, by adjusting the force amplitude realized during trainings at a submaximal level (80% and 60%) is an efficient way to improving resistance to fatigue. Improvements in *Stamina* with intermittent type training are in agreement with the literature (López-Rivera & González-Badillo, 2019; Medernach et al., 2015), where repetition training on a hangboard showed between 25% and 34% increase in *Stamina* after 4 training weeks. It is worth noting that in these articles, the training control was performed based on a time measurement and the intensity based on a grip width control. Observed increase in *Stamina* in our study is probably due to an improved aerobic metabolism thanks to the increase in glycogen and phosphagen storage capacities (Bertuzzi et al., 2007). It can also be attributed to a better limitation of local ischemia effects in forearms which improve supply, irrigation and consumption of oxygen in the muscle, increasing oxidative capacities of the skeletal muscle (Ferguson & Brown, 1997; Fryer et al., 2016). In addition, faster lactate shuttle and enhanced glycolytic activity allow for greater effectiveness in managing submaximal loads thanks to an improved muscle recruitment pattern.

Concerning the F80 group, an additional assumption may explain *Stamina* increase. By increasing its MFS after training, the force applied by the participant to perform the fatigue test becomes less than 80% of its post MFS value and therefore represents a lower intensity during this exercise, even though its absolute value (in Newtons) remains the same. Thus, fewer motor units need to be activated for the same load and there is a potential to recruit a greater number of non-fatigued motor units. This delays the involvement of type II fibers as well as lactate accumulation (Hickson et al., 1988; Marcinik et al., 1991), allowing for energy conservation and a longer time to exhaustion. Higher *Stamina* improvement with F80 can thus be explained by the combination of improved

aerobic/anaerobic metabolisms and improved MFS.

The F100 group did not show significant increase in *Stamina* after 4 training weeks. This is in accordance with our hypothesis since F100 training does not generate fatigue and thus does not result in fatigue adaptation. However, it is possible that this increase could be greater and becomes significant with longer training duration, as in the López-Rivera and González-Badillo study (2019) in which *Stamina*, with a purely strength-targeted method, increases insignificantly by 10% after 4 training weeks but increases significantly by 34% after 8 weeks.

Endurance level increased in the F60 and F80 groups, from 65.7±11% to 78.5 ± 9.6% and from 63.2±11.3% to 79.2±11.5%, respectively. On the contrary, *Endurance* was not improved by training in the F100 group. As for *Stamina*, intermittent training (F60 and F80) generates greater fatigue accumulation than maximum intensity training (F100) and therefore reduces the ability to maintain the effort required throughout the session. Intermittent exercise thus provokes a reduction in the short-term strength of type II muscle fibers, caused by the rapid consumption of energy inputs, and type I muscle fibers as a consequence of hypoxia (Pitcher & Miles, 1997). Nevertheless, this exercise type allows for a better tolerance to fatigue than the F100 group. It also allows for the development of aerobic capacity through a faster reoxygenation in forearms (better vasodilatation) during rest phases (Ferguson & Brown, 1997) as well as a better removal of muscular metabolites. This promotes adaptation of muscular capacities, limiting fatigue effects to maintain higher intensity strength once fatigue has set in.

Some limitations should be acknowledged. Firstly, the 4-week training interval could be considered as short in comparison to non-climbing specific studies on force development which claim effects after 8 weeks (Morris et al., 2022). 4-week duration is thus not long enough to draw conclusions about middle- and long-term training effects, and further studies are needed. Nevertheless, studies addressing to specific climbing training revealed that a 4-week plan based on finger flexor muscles were sufficient to increase strength in elite climbers (Levernier & Laffaye, 2019; Medernach et al., 2015). Secondly, participants did not have the same time practise of climbing activity outside the experiment (according to their own usual practise). A part of the results variability can be thus attributed to this various time of climbing practise and mostly to mixed population (advanced to elite climbers, men and women, etc.). Thirdly, we chose to base the intensity training on the first session instead of testing climbers before each training session, to not influence the effect trainings. But it is important to keep in mind that intensity (of F60 and F80 groups) may change over days/weeks because of fatigue in that moment. Finally, the effects of different intensity resistance training on angiogenesis, muscle oxygenation kinetics and muscle oxidative capacity have not been measured in this study and remain highly speculative as to which physiological pathway enhanced finger capabilities in the training groups. Additional studies are clearly necessary to investigate the physiological phenomenon under training processes by more measurements such as electromyography, lactatemia or blood flow (with near infrared spectroscopy) to confirm our physiological assumptions. A last consideration is that the use of a force-cell hangboard enables to compute scores based on force-time data (MFS in Newtons; *Stamina* and *Endurance* in

percentage). This approach is in accordance with previous laboratory studies (Giles et al., 2019; Vigouroux & Quaine, 2006) but differs from others which focused on evaluation using hanging time (López-Rivera & González-Badillo, 2019; Medernach et al., 2015). Comparison of current results with the literature should be carefully interpreted.

Overall, this study showed that, after 4 weeks of hangboard training, maximal finger strength, *Stamina* and *Endurance* increase, that different improvements occurred according to the training intensity levels, and that different training levels allow improvements in the targeted capacities (*e.g. Stamina* with F80) but also in adjacent capabilities (*e.g.* MFS with F80). Such trainings could be useful to quickly improve climber's capacities, just before a competition for example. The F100 training improves MFS without reaching physiological exhaustion during the series allowing to complete it by other works on route or boulder with minimal quality loss in comparison with the F60 and F80 trainings. The F60 training allows benefits with low force intensity, therefore it may be suitable for climbers concerned about a risk of injury or wishing to return to training after a long period of inactivity (Peters, 2001). The F80 training promotes simultaneous enhancement of each physiological parameter, especially useful for a versatile climbing practice. However, these enhancements were a function of the initial level of our climbers as shown by the significant results of regressions in MFS, *Stamina* and *Endurance*, i.e. the higher a subject's initial level in one of the physiological parameters, the lower the benefit after training. Presumably the improvement will be smaller in a group of elite athletes, for example. Further research is thus needed to determine which improvements could be expected in each initial level. As well, it would have been interesting to evaluate a climbing-specific outcome parameter, as IRCRA level enhancement, in order to observe the potential consequences of hangboard training when climbing a harder route/boulder. Nevertheless, since climbing performance is multi-factorial, it remains highly difficult to investigate the relationship between the reported physiological improvements and athletes' performance during climbing (MacLeod, 2009).

En résumé :

Nous venons donc d'explorer l'influence de l'intensité de charge d'un entraînement des doigts sur la performance physiologique. Il s'avère que les résultats confirment ceux de la littérature : les charges/intensités « faibles » (≤60% du maximum) améliorent l'endurance, les intensités « modérées » (60–85% du maximum) et « lourdes » (≥85% du maximum) améliorent la force musculaire (Saeterbakken et al., 2024). De plus, il est important de noter qu'en travaillant à une intensité donnée ciblant une capacité, il peut y avoir des gains sur les capacités adjacentes, notamment pour une intensité modérée. Cet « effet d'interférence » présente l'avantage de ne pas diminuer les capacités qui ne sont pas ciblées, et au contraire de les améliorer, même si cette amélioration est moins importante que si elles étaient ciblées. Cette étude est

ainsi la première à poser les bases pour une compréhension de l'entraînement des doigts face à la répétition de charges quantifiées. Elle ouvre la perspective d'une meilleure objectivation de l'entraînement.

Cette étude nous a permis de constater que les capacités physiologiques spécifiques et déterminantes au niveau des muscles fléchisseurs des doigts (force maximale, résistance, endurance) sont améliorées suite à une période d'entraînement. Comme précédemment évoqué dans le cadre théorique, les capacités des bras et des épaules sont tout aussi importantes dans la performance, pour exécuter des mouvements dynamiques. Nous avons précédemment suggéré qu'un grimpeur qui n'arrive pas à tenir une dizaine de secondes sur une petite prise est freiné dans sa capacité à se tracter vers le haut, même s'il a suffisamment de force dans ses bras. Toutefois, l'inverse est également vrai : un grimpeur qui peut tenir une cinquantaine de secondes sur une petite prise mais qui est incapable de tracter quelques fois se retrouvera bloqué dans la progression de son ascension, d'autant plus si la voie ou le bloc présente un profil très déversant, où l'usage et les efforts des membres inférieurs sont limités.

En outre, bien que les doigts permettent de saisir et tenir une prise, cette contraction reste isométrique et statique. Ce sont principalement les bras et les épaules qui génèrent des mouvements dynamiques. Il est donc important d'entraîner cette partie du corps. Un mouvement dynamique comprend différentes modalités, et dépend du régime de contraction exercé tel que le régime excentrique ou concentrique. Il existe également des combinaisons de régime, comme le mouvement pliométrique – qui débute par une contraction excentrique immédiatement suivie d'une contraction concentrique – ou le mouvement stato-dynamique – qui introduit une phase statique et isométrique dans la réalisation d'un mouvement concentrique. Ainsi pour développer les capacités dynamiques des bras, les grimpeurs peuvent employer ces différents régimes de contraction lors d'une période d'entraînement. D'ailleurs, certaines modalités sont déjà couramment pratiquées par la communauté de grimpeurs, en particulier sur le mouvement de traction en usant de diverses techniques.

Si la majorité des études concernant l'entraînement en escalade se sont focalisées sur les doigts, très peu d'études se sont intéressées à l'entraînement au niveau des bras et des épaules. La dernière étude (Etude 7) de ce chapitre se centrera donc sur cet aspect en comparant des programmes d'entraînement basés sur des tractions comprenant différents régimes de contraction et communément adoptés par les grimpeurs. La quantification des bénéfices selon l'entraînement permettra de rendre compte des performances dans les différentes capacités de traction grâce aux tests développés dans l'Etude 2.

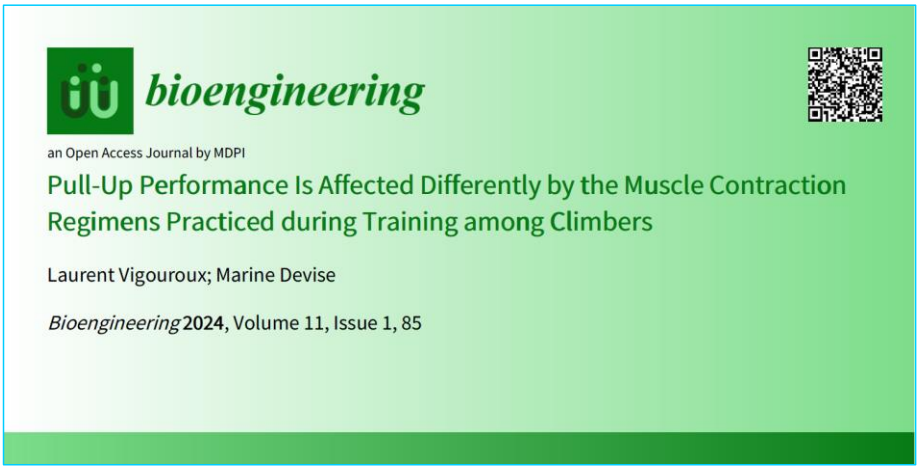
III.4. Etude 7 – Effets de l'entraînement des bras sur la performance en escalade

Contexte :

Cette étude a été réalisée dans le cadre du projet ANR PerfAnalytics déjà évoqué dans l'Etude 3. Ma participation en tant qu'ingénieure d'études à l'ISM a été de tester des programmes d'entraînement des bras communément pratiqués par les grimpeurs. Similaire à l'Etude 5, elle consiste à observer les effets du même facteur interne/intrinsèque, l'entraînement sur poutre d'escalade, mais cette fois sur les capacités des bras des grimpeurs. Les méthodes d'évaluation des bras développées dans l'Etude 3 permettent de quantifier les bénéfices obtenus dans les différentes capacités et dans les différents protocoles d'entraînement, affinant notre compréhension de l'escalade dans un but d'optimisation de la performance.

Cette sixième étude est présentée sous forme d'article publié dans la revue Bioengineering *: Laurent VIGOUROUX and* ***Marine DEVISE****. « Pull-Up Performance Is Affected Differently by the Muscle Contraction Regimens Practiced during Training among Climbers ». Dans :* Bioengineering *11:1, 85 (17 Janv. 2024). DOI : 10.3390/bioengineering11010085. Cet article appartient à la Special Issue* Biomechanics and Sport Medicine in Sport Climbing, Featuring Selected Contributions Presented at the 6th IRCRA Congress 2023 *étant donné que l'étude a été présentée au congrès de l'IRCRA en 2023. Elle a également été présentée lors du congrès de l'ECSS en 2023.*

Code de champ modifié



Résumé

Objectif

La performance en escalade est fortement liée à la force et à l'endurance des membres supérieurs. Bien que les méthodes spécifiques aux doigts soient largement analysées dans la littérature, aucune étude n'a encore quantifié les effets de l'entraînement spécifique aux bras. Cette étude vise à comparer les effets de trois types d'entraînement, impliquant différents régimes de contraction musculaire, sur les capacités de traction des grimpeurs.

Méthodes

Trente grimpeurs de haut niveau ont été répartis aléatoirement en quatre groupes d'entraînement : excentrique (ECC ; n = 8), isométrique (ISO ; n = 7), pliométrique (PLYO ; n = 6) et sans entraînement spécifique (CTRL ; n = 9), et ils ont participé à un programme d'entraînement de cinq semaines, deux fois par semaine, axé sur les tractions sur une poutre d'escalade. Des évaluations pré- et post-entraînement ont été réalisées à l'aide d'une poutre d'escalade instrumentée de capteurs de force. La force, la vitesse, la puissance et le travail musculaire a été analysés au cours de trois exercices de tractions : des tractions à poids de corps dans différentes conditions (avec ou sans coordination, ou précédée d'une phase excentrique), des tractions incrémentales lestées et un test d'épuisement.

Résultats et discussion

Le groupe CTRL n'a montré aucun changement significatif entre les pré-tests et les post-tests. La force maximale s'est améliorée dans les trois groupes d'entraînement (de +2.2 ± 3.6% à +5.0 ± 2.4% ; $p < 0.001$) ; les variables de vitesse ont augmenté dans les groupes ECC et PLYO (de +5.7 ± 7.4% à +28.7 ± 42% ; $p < 0.05$), ce qui a entraîné une plus grande puissance. L'amplitude a augmenté dans le groupe ECC, et le travail musculaire a augmenté dans le groupe PLYO (+21.9 ± 16.6% ; $p = 0.015$). Une période d'entraînement de cinq semaines a effectivement amélioré la performance des bras, mais les gains ont été influencés par les régimes de contraction musculaire choisis et les caractéristiques individuelles initiales des participants. L'entraînement ECC augmente la puissance grâce aux capacités musculaires concentriques et à la coordination du corps, avec une amplitude de traction plus grande, tandis que l'entraînement PLYO améliore la puissance et l'endurance, mais peut réduire l'amplitude. L'entraînement ISO montre un potentiel d'amélioration du cycle étirement-détente.

III.4.1. Introduction

Over the past two decades, rock climbing has witnessed a substantial rise in popularity, reaching an estimated 45 million climbers worldwide in 2019, as indicated by the International Federation of Sport Climbing (IFSC). It reached its pinnacle with its introduction at the Tokyo Olympics in 2021, featuring a combination of the three sporting disciplines: bouldering, lead, and speed. In the upcoming 2024 Paris Olympics, climbing will be divided into two contests, speed climbing on one hand and a combined bouldering and lead

climbing contest on the other. Sport climbing performance requires the combination of complex specific skills, such as fine techniques, psychological resilience, and physiological capabilities (Magiera et al., 2013). Prior research extensively delved into the former, with a majority of studies concluding that expert characteristics are closely related to strength and endurance in the upper limbs (Winkler et al., 2023). Notably, climbing involves sustained intermittent isometric contractions, demanding fingertip strength for contact with small holds and resistance to fatigue in the forearm and hand muscles (Draper et al., 2021). Performance also demands substantial explosive strength and power developed by the arms, facilitating upward movement from one position to the next, and endurance to fatigue induced by successive arm lock-offs and dynamic climbing movements (e.g., dyno). Consequently, a significant portion of training efforts by both trainers and climbers is directed towards enhancing the ability of fingers, forearms, and arms. While finger-specific assessment and training methods have undergone comprehensive analysis in the existing literature (Devise et al., 2022; Levernier & Laffaye, 2019; López-Rivera & González-Badillo, 2012), limited research has focused on assessing and quantifying the training effects of the physiological capabilities of muscles acting at the elbow and shoulder (collectively referred to in this study as arm muscles).

To dynamically assess and train climbers' arm muscles, pull-up movements have emerged as the most prevalent exercise and have been the subject of scientific research for a couple of decades. They allow the measurement of several key variables for climbing, including explosive strength, power, and endurance of arm muscles. According to our knowledge, the study by Grant et al. (1996) was the first to use successive pull-ups to assess upper limb muscular endurance. Berrostegieta et al. (2006) later proposed assessing upper limb power with single traction in climbers, further re-developed as the power slap test (Draper et al., 2011). The integration of new technological tools, such as accelerometers, force sensors, and motion capture systems (Devise et al., 2023b; Draper et al., 2011; Garavaglia et al., 2023; Laffaye et al., 2014; Levernier et al., 2020), has enhanced the reliability of pull-up tests. Many of these studies have demonstrated the relationship between upper limb strength, power, and endurance, and the climbing grade level, thus underscoring the importance of assessing and training these capacities for climbing performance (Devise et al., 2023b; Draper et al., 2021; Winkler et al., 2023).

Although the pull-up movement may appear relatively simple, it is actually a multi-joint, closed-chain, and upper-body resistance exercise involving a complex interplay of factors. Firstly, one must flex the elbows while extending the shoulders using the dynamic concentric capabilities of the arm and shoulder muscles (Antinori et al., 1988). This allows the body to move from a hanging extended position to one where the chin is above the hands. These concentric capabilities can be characterized using the force–velocity (F-V) relationship (Levernier et al., 2020) with typical variables including the maximal theoretical force, velocity, and power. This F-V profile is developed through incremental weighted pull-ups and offers the possibility to quantify the one-repetition maximum (1-RM; i.e., the highest amount of weight that an individual can lift during one repetition) in addition to these variables. Secondly, enhanced performances are observed when consecutive pull-ups are performed, which can be explained by both the contribution of the

muscle stretch-shortening cycle (SSC) in the arm muscles and the body coordination (Vigouroux et al., 2022). More precisely, executing multiple pull-ups involves lower limbs and trunk movements that generate momentum, thus enhancing the overall performance (Dinunzio et al., 2018). At the same time, the arm muscles benefit from the prior pull-up's stretching and activation that restores energy during the upward phase. Devise et al. (2023b) proposed to assess these former capabilities (body coordination and SSC) by analyzing several types of pull-ups, requesting participants to perform pull-ups with and without lower body coordination, with and without the preceding stretching phase. Interestingly, this study found a correlation between pull-up strength and power and the climber's grade level only when a pull-up test was conducted with body coordination. This highlights the importance of body coordination skills in climbing. Additionally, fatigue significantly impacts performance, influencing both the number of successful repetitions and the power developed during the end of a series of pull-ups. The capacity to withstand fatigue can be assessed by measuring the muscle work and the maximum number of pull-ups performed during an exhaustion test (Devise et al., 2023b; Ozimek et al., 2017).

Pull-ups can thus be considered as (semi)sport-specific tests, with the same performance factors required for sport climbing. Alongside using pull-ups as a testing exercise, trainers also use them in training sessions. Various pull-up exercise modalities can be implemented on either a campus board or a fingerboard, depending on the muscular contraction regimen, including concentric, isometric, and eccentric contraction regimens. In practice, climbers employ different pull-up techniques, such as locking their arms at given angles (isometric training), performing rebounds (plyometric training, i.e., quick movements involving an eccentric contraction followed immediately by an explosive concentric contraction), and slowly executing the downward phase of the movement (eccentric training). Modulating the exercise intensity by adding or subtracting weight to the climbers is also achievable. Nevertheless, little is known about the real benefits of these methods in relation to the capabilities previously defined. The studies on arm training conducted so far have incorporated exercises that engage fingers as well (Philippe et al., 2019; Stien et al., 2021b) thereby making it difficult to distinguish between the impact on the fingers and the impact on the arms. As a result, proposals and guidelines for arm muscle development remain empirical or have been adopted from other sports activities.

In other sports movements such as drop jumps with lower limbs, the different regimens of strength training (either concentric, plyometric, eccentric, or isometric) have been widely investigated in the literature and the results have shown different magnitudes of adaptation to muscle hypertrophy, strength, and power (Morris et al., 2022; Sáez-Sáez De Villarreal et al., 2010; Schoenfeld et al., 2017). In particular, eccentric training demonstrates greater effects on strength, hypertrophy, and power compared to traditional resistance training (i.e., concentric training; Schoenfeld et al., 2017). The same can be said for isometric training, but it involves highly angle-specific adaptations and limited transfer to other muscle lengths (Folland et al., 2005; Lum & Barbosa, 2019), whereas plyometric training is favorable for developing the ability to produce maximal force with velocity (Morris et al., 2022). Nonetheless, the benefits of each regimen are controversial and highly depend on the specific movement and/or assessment used during testing. This

is mainly due to the principle of specificity, which states that the body adjusts to the particular demands placed upon it. Consequently, only generic knowledge can be inferred from prior research on lower limbs and applied to pull-up exercises. There is, therefore, a need to assess each training modality's advantages for pull-up performance.

The aim of this study was to compare the effects of three different types of training involving different muscle contraction regimens (isometric, eccentric, and plyometric), commonly practiced by climbers, on the pull-up capabilities (i.e., the concentric muscular capacities, the ability of body coordination, the capabilities of the SSC, and the capacity to resist fatigue). Following a 5-week training period, four groups of participants (isometric-, eccentric-, plyometric-based training groups, and a control group) were compared. The benefits of training were measured through a battery of tests aimed at characterizing the F-V relationship, the contribution of body coordination, the capabilities of a stretch-shortening cycle, and arm endurance. We hypothesized that training would enhance power developed during pull-ups, through different mechanisms depending on the muscular contraction regimen employed. More specifically, eccentric training would increase muscle strength, while plyometric and isometric training could enhance force development velocity. We also hypothesized that this training would change the slope of the F-V relationship by modifying the maximum force and velocity and that all types of training would improve endurance.

III.4.2. Material and methods

III.4.2.1. Participants

A total of 41 male climbers participated in this study. Inclusion criteria were to (a) have a minimum Redpoint climbing level of "advanced level" according to the International Rock Climbing Research Association (IRCRA) scale (Draper et al., 2015), (b) have more than 2 years of climbing experience with at least 2 sessions per week (indoor, outdoor, climbing-oriented weight training, etc.), (c) be free of injuries in the past 6 months that would make training and/or climbing inadvisable, and (d) not be involved in an arm-specific training program for 6 months. In total, 11 participants dropped out of the study due to illness, personal issues, or other commitments, and 30 participants completed the training program and were included in the analysis. The 30 participants had a mean (±SD) age of 24.7 ± 6.3 years, with a body mass (BM) of 66.0 ± 7.1 kg, a height of 177.7 ± 6.1 cm, and an IRCRA level of 23.1 ± 2.4. All participants practiced both climbing subdisciplines (lead and bouldering) to ensure a representative sample of athletes for the upcoming Olympic contest, which is a combined bouldering and lead climbing contest. Each Redpoint IRCRA level was self-reported for bouldering and lead climbing, based on the best performances over the previous six months. Levels achieved in both disciplines were compared and the highest was retained for the analysis. Prior to the start of the experiment, they were fully informed of the experimental process and signed an informed consent form. The protocol was approved by the national ethics committee (CERSTAPS).

III.4.2.2. Procedures

An overview of the procedures (i.e., testing and training order) is presented in Figure III.4-1. Participants were randomly divided by a manual method into 4 different training groups: eccentric-based (ECC; n = 8), isometric-based (ISO; n = 7), plyometric-based (PLYO; n = 6), and no specific training (CTRL; n = 9). Initially, there were 10 participants in the ECC group, 11 in the ISO group, 11 in the PLYO group, and 9 in the CTRL group, but several participants dropped out during the experiment. The experiment consisted of 5 weeks of training twice a week based on pull-up exercises executed on a hangboard. The week before starting the training (pre-test session) and the week after the final training session (post-test session), climbers were tested to evaluate the benefits of the training intervention. One week prior to the pre-test, participants performed a familiarization session which consisted of executing the same tasks as those in the testing sessions. This enabled them to become accustomed to the tool and the different types of pull-ups described below whilst preventing the occurrence of learning effects. Furthermore, it facilitated the accurate adjustment of the adequate load for the incremental weighted pull-up test. Participants were asked to abstain from training and climbing the day prior to the testing sessions and to be ready to perform to the best of their ability. All climbers were instructed to maintain their usual and regular climbing activities outside of the study. The same experimenter attended the familiarization sessions and all pre- and post-training tests to check the correct task execution and to verbally motivate the participants to ensure maximum performance. The experiment took place away from the competition period.

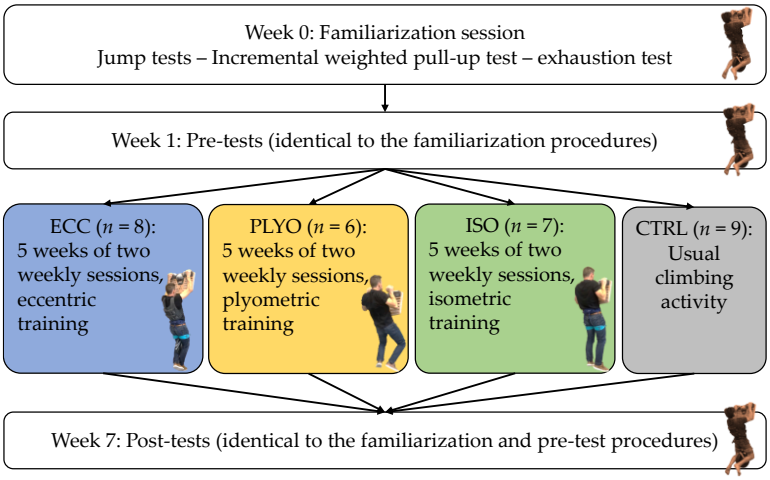


Figure III.4-1. *Flowchart showing the study phases and the training intervention.*

III.4.2.3. Materials

The testing exercises and training were performed using SmartBoard (ScienceForClimbing, Peypin d'Aigues, France), a hangboard fitted with force sensors (accuracy 0.8 N, 50 Hz acquisition, 0–4000 N measurement range) measuring the vertical force applied to the holds. The associated app provided visual instructions to guide the participants during the tasks. The largest holds (jugs) were used for all exercises in order to avoid limiting arm capabilities by finger strength and endurance (Vigouroux et al., 2018). Force data were recorded during each exercise and then exported for post-acquisition analysis.

III.4.2.4. Pre- and Post-Test Sessions

At the beginning of every test session, each participant underwent a 20 min standardized warm-up routine consisting of upper limb muscular awakening exercises (dynamic stretching with an elastic band, shoulder and wrist rotations, scapular retractions, etc.) followed by a few easy climbs and traverses. Participants ended the warm-up by performing one pull-up in each of the experimental testing exercises detailed below (4 pull-ups in total, with a 2 min rest between each). The testing sessions followed the previously proposed methodology by Devise et al. (2023b). Briefly, they were composed of three blocks of exercises conducted to assess the overall pull-up capabilities of the participants: the jump tests, the incremental weighted pull-ups, and the maximum repetition exercise. In the first block, the exercises involved performing a single, explosive two-armed pull-up with maximum velocity and power. Three modalities were tested to determine different aspects of muscular and body coordination using pull-ups: the Strict pull-up only employed arm use to pull the body up, determining the concentric muscular capacities; the Normal pull-up allowed for the coordination of legs and hips, measuring the combined muscular and body coordination abilities; the Countermovement pull-up involved a downward phase prior to a Normal pull-up, including the additional contribution of the SSC capacities. The second exercise block was an incremental weighted pull-up test and allowed the F-V relationship to be established. Participants completed between 4 and 6 Strict pull-ups with incremental added loads, until their 1-RM was reached. The third and final block measured muscular endurance, requiring participants to perform an exhaustion test consisting of executing as many consecutive explosive pull-ups as they could until exhaustion. To prevent the effect of fatigue, at least 2 min of rest separated each pull-up, and a minimum of 20 min of rest was respected before the exhaustion test.

III.4.2.5. Training Sessions

All three training programs used the SmartBoard jugs. These training programs were designed based on training practices commonly used in the climbing community. Each included concentric contractions and a particular muscular contraction regimen (eccentric-concentric or isometric-concentric for example).

The repetitions and sets have been carefully adjusted to optimally correspond to the workload between protocols in regard to effort duration, intensity, and perceived load.

This was achieved through a pilot study conducted with 10 participants (who were not included in the present study) and resulted in the readjustment of the protocols based on these preliminary findings.

(a) Eccentric Protocol (ECC)

The ECC group followed an eccentric-based training (Video S1[d]) which involved executing 3 repetitions of only the downward phase of a pull-up. The participants were instructed to begin at the top position with fully flexed elbows and the chin above the hands. A chair was used to attain the starting position. Then, they controlled their descent with arm action until reaching a fully arm-extended hanging position. They were asked to regulate velocity to achieve a 5 s duration for every downward phase. The participants were loaded at 95% of 1-RM, and each downward phase was separated by 10 s intervals. To optimize the eccentric training effect (Douglas et al., 2017), participants performed 3 repetitions of the downward phase followed by 3 concentric upward phases (jumps) executed at body weight, alternating between Normal and Strict jumps and limiting the eccentric phase by removing the hands from the hangboard at the top of the pull-up and taking off directly on their feet if possible. Six sets of this exercise were asked by session, with 3 min of rest between each set.

(b) Plyometric Protocol (PLYO)

The PLYO group followed a training based on plyometric movements (Video S2). The participants were asked to execute consecutive explosive plyometric pull-ups at body weight. The plyometric pull-ups consisted of performing small rebounds by briefly removing the hands from the hangboard at the top of each pull-up and retaking the hangboard before the downward phase. The number of plyometric pull-ups was adjusted to each participant, ranging from 7 to 11, depending on their maximum number of pull-ups performed during the exhaustion test, which remained the same throughout the program. This number was self-selected by the participants with the experimenter during their initial training session, with instructions to stop the set when they felt they were losing too much velocity to execute the pull-ups explosively enough. Further repetitions would cause excessive fatigue and would not elicit additional gains (Sánchez-Moreno et al., 2020). Six sets of this exercise were performed by session, with 3 min of rest between each set.

(c) Isometric Protocol (ISO)

The ISO group followed a training that was centered on isometric lock-offs executed at body weight (Video S3). In order to maximize the effect of isometric training (Lum & Barbosa, 2019), the lock-offs were performed at different joint angles and were

[d] **Supplementary Materials:** The following supporting information can be downloaded at: https://www.mdpi.com/article/10.3390/bioengineering11010085/s1, Video S1: One repetition of the eccentric training, Video S2: One repetition of the plyometric training, Video S3: One repetition of the isometric training; Table S1: Raw data of jump test variables for all participants; Table S2: Raw data of F-V relationship study for all participants; Table S3: Raw data of muscular endurance study for all participants

complemented by concentric efforts (jumps). The exercise began with an initial jump, followed by reaching a targeted elbow flexion angle (either 60°, 90° or 120°; 180° meaning full extension) which was held for 7 s, before concluding the pull-up with maximum power. A second jump was then required before reaching the second targeted angle. Finally, participants executed a third jump and reached the third angle, followed by a final jump to complete the series. The type of jumps alternated between Normal and Strict. It was instructed to the participant to limit the eccentric phase by removing their hands from the hangboard at the top of the pull-up and taking off directly on their feet. Six sets were executed by session, with 3 min of rest between each set. The order of the targeted angles was randomized across the sets and the sessions.

III.4.2.6. Data Analysis

The recorded force data ($\vec{F}$) from the jump tests and the incremental weighted pull-ups (pre- and post-tests) were low-pass filtered (fourth-order Butterworth, cut-off frequency: 3 Hz). Based on Newton's second law ($\sum \vec{F} = BM.\vec{a}$), acceleration ($\vec{a}$) was determined, and muscle power ($P(t)$ in W·kg^{-1}) was calculated as the product of the force (in N·kg^{-1}) and the velocity at each instant with $P(t) = F(t) \times v(t)$, the velocity ($v(t)$ in m·s^{-1}) being computed using a time-integration of the acceleration.

For the jump tests, the execution time for the ascent phase was determined. Then, the data were re-sampled (100 points) to enable comparison and time was expressed as a percentage of the ascent phase of the pull-up cycle. The peak force and the peak power were identified in each condition and their timing as a percentage of the ascent phase duration was recorded. The mean force, power, and velocity of each trial were computed as averages of force, power, and velocity, respectively, at each instant of the ascent phase of the pull-up.

For the incremental weighted pull-ups, the mean force of the ascent phase was expressed as a function of the mean velocity for each trial in order to compute the F-V relationship. A linear regression was used to define the linearity of the relationship (r^2) and the slope of the F-V relationship for each subject. The regression curves were extrapolated to obtain the theoretical maximum force (F0) and maximum velocity (V0) and correspond to the y- and x-intercepts, respectively, of the curve with the force and velocity axes.

For the exhaustion test, the deducted velocity was high-pass filtered (fourth-order Butterworth, cut-off frequency: 0.3 Hz) to avoid phenomena of noise amplification and error due to successive integrations over time. The number of executed pull-ups was counted and the mechanical work (i.e., energy expended in kJ) was computed.

III.4.2.7. Statistics

Descriptive statistics (Mean ± SD) were used to present the results of each variable. The statistical tests were processed with the use of the software R. A one-way analysis of variance (ANOVA) was conducted to ensure that there were no significant differences in descriptive characteristics between the groups prior to the training. The effects of training on gain differences were assessed among the four groups for the variables assessed

during the Strict, Normal, and Countermovement jump test conditions (i.e., the mean force [Fmean], the maximum peak force [Fpeak], the mean power [Pmean], the maximum peak power [Ppeak], the range of motion of the pull-up ascent phase [ROM]), as well as the variables from the F-V relationship (i.e., the 1-RM, F0, V0, slope) and the variables from the exhaustion test (i.e., the maximum number of pull-ups [Nmax] and the energy expended [Eexp]). A one-way ANOVA was performed when the data assumed homoscedasticity, regardless of the normal distribution (as ANOVA shows little sensitivity to normality), with a Newman–Keuls post hoc test when ANOVA was significant. When the data assumed a normal distribution but not homoscedasticity, a Welch's ANOVA was performed, with a Games–Howell post hoc test when ANOVA was significant. When the data did not satisfy the normality and homoscedasticity assumptions, a Kruskal–Wallis test was conducted, along with the Dunn post hoc test when the Kruskal–Wallis test was significant. The effect size (η^2) was computed and defined as small for $\eta^2 > 0.01$, medium for $\eta^2 > 0.06$, and large for $\eta^2 > 0.14$ (Cohen, 1988). The statistical significance level was set at $p < 0.05$.

III.4.3. Results

The characteristic data of participants in each group are summarized in Table III.4-1 (number of participants according to their preferred subdiscipline, age, body mass, height, redpoint grade, and practice frequency). No significant differences between groups before training were revealed by the ANOVAs.

Table III.4-1. *Descriptive characteristics (mean ± SD) of the participants of each group (CTRL—control; ECC—eccentric training; ISO—isometric training; PLYO—plyometric training). p-values represent the results of the one-way ANOVA comparing the four groups.*

	Training Group				***p*-value**
	CTRL	**ECC**	**ISO**	**PLYO**	
Number of participants (discipline preference: boulderers/lead climbers)	9 (4/5)	8 (5/3)	7 (3/4)	6 (3/3)	-
Age (y)	25.7 ± 4.3	26.8 ± 8.4	22.7 ± 6.2	22.7 ± 5.8	0.51
Height (cm)	176.3 ± 5.1	177 ± 8.2	179.5 ± 4.4	178.7 ± 6.4	0.75
Body mass (kg)	67.2 ± 9.0	63.4 ± 6.1	65.7 ± 6.4	67.8 ± 6.7	0.65
Redpoint grade	24.1 ± 2.8	23.4 ± 2.1	22.9 ± 1.5	21.7 ± 2.4	0.28
Practice frequency (sessions/week)	2.7 ± 0.7	2.9 ± 0.7	3.3 ± 1.1	3.0 ± 0.9	0.59

III.4.3.1. Jump test conditions

All data for each test and participant (without statistical analysis) are included in Tables S1–S3.

Figure III.4-2 summarizes the values in the different parameters obtained during the three jump test conditions (Strict, Normal, and Countermovement tests), as well as the percentage of gain differences before and after the different training programs.

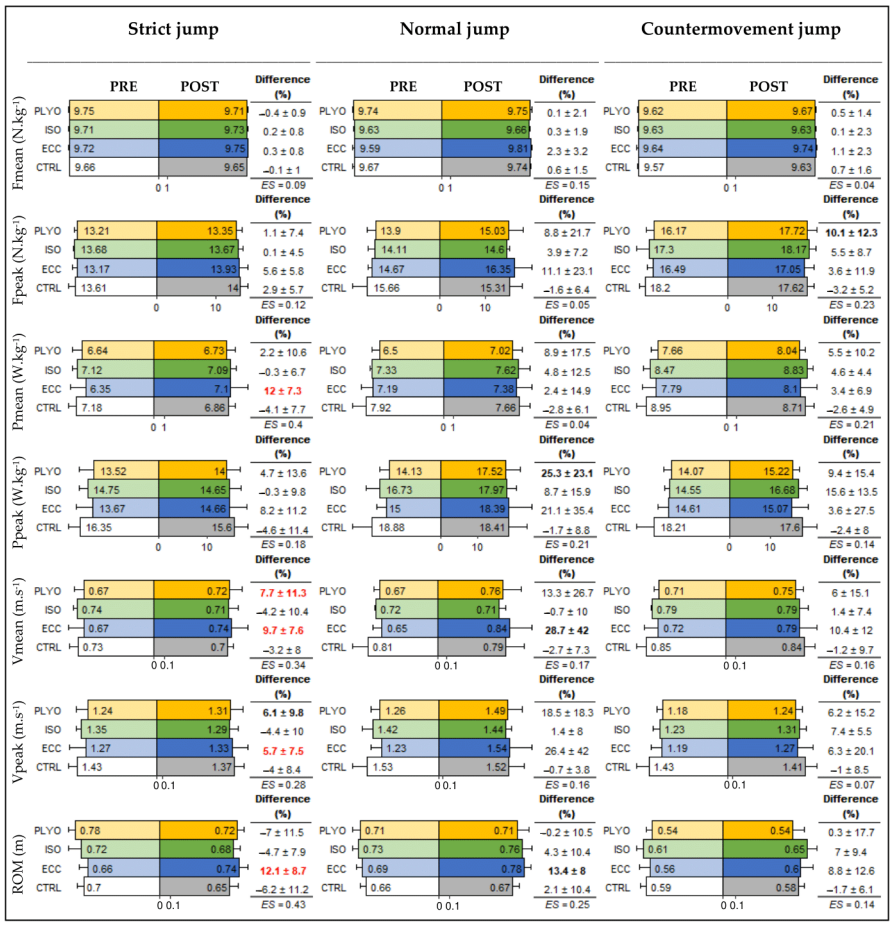


Figure III.4-2. *Mean values, mean gain differences (±SD), and effect sizes (ES) of the jump test variables (Fmean—mean force; Fpeak—peak force; Pmean—mean power; Ppeak—peak power; Vmean—mean velocity; Vpeak—peak velocity; ROM—pull-up range of motion) according to the jump form (Strict, Normal, and Countermovement), before (lighter lines) and after (darker lines) each training type (CTRL, ECC, ISO, PLYO). Differences were relative to the CTRL group and are shown on gain differences by red bold text if it was significant ($p < 0.05$) or by black bold text it was a tendency ($p < 0.10$).*

In the Strict jump test, there was a significant main effect of training for Pmean ($F(3,26) = 5.80$; $p = 0.004$), Vmean ($F(3,26) = 4.48$; $p = 0.012$), Vpeak ($F(3,26) = 3.29$; $p = 0.036$), and ROM ($F(3,26) = 6.42$; $p = 0.002$). The post hoc test revealed that Pmean (+12.0 ± 7.3%, $p = 0.004$), Vmean (+9.7 ± 7.6%, $p = 0.035$), Vpeak (+5.7 ± 7.5, $p = 0.044$), and ROM (+12.1 ± 8.7%, $p = 0.005$) were significantly greater in the ECC group than in the CTRL group. Vmean (+7.7 ± 11.3%, $p = 0.034$) was significantly greater in the PLYO group

than in the CTRL group, and a tendency was observed for Vpeak (+6.1 ± 9.8%, p = 0.090). For the ISO group, the gain differences ranged from −4.7 ± 7.9 to +0.2 ± 0.8% and were not significantly different from the CTRL group.

In the Normal jump test, there was a significant main effect of the training for the gain differences in Ppeak (F(3,26) = 3.58; p = 0.048), with a trend noted for Vmean ($\chi^2(3) = 7.39$; p = 0.060), Vpeak ($\chi^2(3) = 7.27$; p = 0.064), and ROM (F(3,26) = 2.85; p = 0.057). The post hoc test revealed that Vmean (+28.7 ± 42.0%, p = 0.068) and ROM (+13.4 ± 8.0%, p = 0.091) tended to be greater in the ECC group than in the CTRL group. Ppeak (+25.3 ± 23.1%, p = 0.078) showed a tendency to be greater in the PLYO group than in the CTRL group. For the ISO group, the changes ranged from −0.7 ± 10.0 to +8.7 ± 15.9% and were not significantly different from the CTRL group.

In the Countermovement jump test, there was only a tendency effect for the gain differences of Fpeak (F(3,26) = 2.54; p = 0.079). The post hoc test revealed that for the ECC group, the changes ranged from +1.1 ± 2.3% to +10.4 ± 12.0% and were not significantly different from the CTRL group. For the PLYO group, Fpeak (+10.1 ± 12.3%, p = 0.069) tended to be greater than in the CTRL group. For the ISO group, the changes ranged from +0.1 ± 2.3 to +15.6 ± 13.5% and were not significantly different from the CTRL group. No other significant differences were observed in the other variables.

III.4.3.2. F-V Relationship

The F-V variables (1-RM, Slope, F0, V0) obtained before and after training, as well as the gain differences, are presented in Table III.4-2.

Table III.4-2. *Mean values (±SD), gain differences, and effect sizes (ES) of the force–velocity variables (1-RM—one-repetition maximum; Slope—slope of the force–velocity relationship; F0—theoretical maximum force; V0—theoretical maximum velocity) before and after each training type (CTRL, ECC, ISO, and PLYO).*

		Training Group				ES
		CTRL	**ECC**	**ISO**	**PLYO**	
1-RM (kg)	*Pre*	112.3 ± 17.6	96.4 ± 14.5	102.1 ± 16.8	98.0 ± 9.2	
	Post	111.0 ± 19.6	101.3 ± 15.2	104.3 ± 16.9	101.1 ± 8.3	
	Difference (%)	−1.5 ± 3.2	5.0 ± 2.4 [a]	2.2 ± 3.6 [a]	3.2 ± 2.2 [a]	0.47
Slope	*Pre*	−12.8 ± 3.7	−10.2 ± 2.2	−11.0 ± 3.8	−9.8 ± 2.4	
	Post	−13.8 ± 5.4	−10.7 ± 2.5	−10.6 ± 3.1	−9.5 ± 1.1	
	Difference (%)	5.9 ± 14.2	5.7 ± 16.1	−2.2 ± 16.0	0.9 ± 21.2	0.04
F0 ($N \cdot kg^{-1}$)	*Pre*	19.5 ± 3.1	17.2 ± 2.7	18.0 ± 2.8	16.6 ± 2.0	
	Post	19.8 ± 3.9	17.9 ± 2.6	17.9 ± 2.4	16.6 ± 1.1	
	Difference (%)	1.3 ± 4.9	4.4 ± 5.4	−0.4 ± 4.4	1.0 ± 6.4	0.11
V0 ($m \cdot s^{-1}$)	*Pre*	1.57 ± 0.18	1.71 ± 0.15	1.71 ± 0.3	1.74 ± 0.28	
	Post	1.53 ± 0.28	1.71 ± 0.25	1.76 ± 0.29	1.76 ± 0.17	
	Difference (%)	−3.2 ± 10.0	0.1 ± 10.2	3.5 ± 12.3	3.1 ± 16.7	0.05

[a] Significantly different from CTRL.

The analysis showed a significant effect of training on the gain differences of 1-RM ($F(3,26) = 7.66$; $p < 0.001$), which ranged from +2.2 ± 3.6% in the ISO group to 5.0 ± 2.4% in the ECC group while it remained stable (−1.5 ± 3.2%) in the CTRL group. The post hoc test revealed that the 1-RM was greater in the ECC, PLYO, and ISO groups than in the CTRL group. No other differences were observed between the training groups and the CTRL group.

III.4.3.3. Muscular Endurance

The endurance capacity variables (Nmax and Eexp) before and after the training protocols, as well as the gain differences, are presented in Table III.4-3. The analysis showed a significant effect of training for the gain differences of Eexp ($F(3,26) = 4.19$; $p = 0.015$). The post hoc test revealed that the Eexp was greater in the PLYO group than in the CTRL, ECC, and ISO groups. No other differences were observed between the training groups and the CTRL group.

Table III.4-3. *Mean values (±SD), gain differences, and effect sizes (ES) of the endurance variables (Nmax—maximum number of pull-ups; Eexp—total energy expended) before and after each training type (CTRL, ECC, ISO, and PLYO).*

		Training Group				ES
		CTRL	**ECC**	**ISO**	**PLYO**	
Nmax	*Pre*	28.0 ± 8.4	23.1 ± 6.4	21.4 ± 5.9	24.2 ± 4.8	
	Post	29.3 ± 8.4	25.4 ± 7.0	25.7 ± 5.8	27.0 ± 5.5	
	Difference (%)	5.1 ± 7.6	10.1 ± 10.6	13.3 ± 21.9	21.9 ± 16.6	0.18
Eexp (kJ)	*Pre*	10.7 ± 3.2	8.0 ± 2.4	9.0 ± 2.2	7.4 ± 1.1	
	Post	11.1 ± 3.3	8.8 ± 2.9	10.1 ± 2.6	9.7 ± 1.2	
	Difference (%)	4.3 ± 9.7	10.7 ± 14.9	13.0 ± 19.1	32.9 ± 22.3 [a,b,c]	0.33

[a] Significantly different from CTRL; [b] significantly different from ECC; [c] significantly different from ISO.

III.4.4. Discussion

The aim of this study was to compare the effects of three different types of training, involving different muscle contraction regimens (isometric, eccentric, and plyometric), commonly practiced by climbers, on the pull-up capabilities (i.e., the concentric muscular capacities, the ability of body coordination, the capabilities of the SSC, and the capacity to resist fatigue). As hypothesized, after a 5-week training period, the pull-up capabilities of the climbers who were tested showed improvement in comparison with the control group. More interestingly, the benefits of the training varied among the three types of training.

With regard to the concentric muscle capacities that were evaluated during the Strict jump and the incremental weighted pull-ups, our results showed that all three training groups (the ISO, ECC, and PLYO groups) improved the 1-RM. The higher 1-RM after training indicated that the climbers could lift heavier loads, and their maximum arm muscle strength increased, especially the ECC group, which showed the best improvement

(+5.0%). This finding is in accordance with the previous literature on pull-up training that reported similar improvement (Sánchez-Moreno et al., 2020). This benefit implied a slight modification of the F-V slope by +5.7% (although non-significant) within the ECC group, indicating that the slope became more negative with a slight increase in F0 and no change in V0. Inversely, a slight shift in the F-V slope by −2.2% (likewise non-significant) in the ISO group led to a less negative slope with no change in F0, but a slight increase in V0. Previous literature has shown that explosive-type resistance training improves high-velocity portions of the F-V relationship (i.e., power output at high velocity against a light load) and that heavy resistance training improves the high-force portion of the F-V relationship (i.e., power output at low speed against a heavy load; Kawamori & Haff, 2004). These previous conclusions align with the observed F-V evolution trends in our current study since the eccentric modality in the ECC training was executed at 95% of 1-RM and resulted in higher loading of muscles compared with the ISO training, which was executed at body weight in isometric and concentric modes, representing approximatively 55–75% of 1-RM. To summarize the findings on the F-V aspects, our results revealed that a 5-week training program is sufficient to observe some improvements in the concentric muscle capabilities, with greater benefits observed in the ECC group. While the slight changes in the F-V relationship are in line with the literature, it seems that a longer duration or more intense training is necessary to observe more significant modifications. It should be noted that a high interindividual variability in the improvements of the F-V relationship was observed in our study, indicating that each climber may have responded differently to the training, regardless of the specific muscle regimen employed in the training. Hence, individual factors such as initial strength level, climbing level, history, and experience of the climbers could have an influence on the benefit of the tested training (Iglesias-Soler et al., 2017). Moreover, it has been shown that other factors such as fatigue, nutrient intake, and sleep can alter the 1-RM daily test with fluctuations around 36% (Jovanović & Flanagan, 2014), which may contribute to explaining our high interindividual variability. Further research should be conducted to clarify the effects of these individual parameters.

The benefits of training on concentric muscle capabilities were also observable during the Strict jump. Notably, the ECC group increased the mean and peak power at body weight (+12.0% and +8.2%, respectively) due to the higher mean and peak velocity (+9.7% and +5.7%, respectively). The pull-up amplitude was also greater following the ECC training. This point is noteworthy as it suggests that the ECC group that trained across the entire muscle length, from the arms in a close position to their full extension (so with a maximized range of motion), resulted in improved power output on a larger amplitude. This result is in accordance with previous findings observed in lower limbs (O'Sullivan et al., 2012). In contrast, the gains in concentric muscle capabilities resulting from the PLYO group were more limited. We observed a slightly increased peak power developed by a higher peak velocity (without statistical significance) along with a higher mean velocity. Unlike the ECC group, the pull-up amplitude tended to be reduced in the PLYO group. The probable reason is that during the training sessions in the PLYO group, climbers did not fully extend their arms at the end of the downward phase of the pull-ups. Instead, a slight flexion was maintained to ensure the maximum efficiency of the SSC, but at the expense

of limiting the range of motion. Overall, the improvements observed in the ECC and PLYO groups can be attributed to a combination of neural, morphological, and architectural adaptations (Douglas et al., 2017). Some adaptations may be common across all training types. Particularly, neural improvements result in a greater ability to rapidly recruit larger motor units (i.e., types IIa and IIx), an increase in motor unit firing frequency, and better intramuscular coordination with improvements in synergist coactivation. These neural adaptations have been previously shown in eccentric (Douglas et al., 2017; Higbie et al., 1996) and plyometric (Markovic & Mikulic, 2010; Morris et al., 2022; Sáez-Sáez De Villarreal et al., 2010) training. Furthermore, the aforementioned studies reported that these training types lead to muscle fiber hypertrophy as well as changes in the mechanical properties and stiffness of the muscle–tendon complex. However, the greater gain in the ECC group could be partially explained by the higher load intensity used compared with the PLYO group. In the PLYO group, an eccentric portion also occurred, but with a lower load (at body weight as opposed to 95% of 1-RM in the ECC group), and it has been found that light eccentric load induced an increase in strength but to a lesser extent compared with higher eccentric load (English et al., 2014). Similarly, hypertrophy effects are generally lower compared with those induced by heavy resistance training (as eccentric training). At the morphological level, the ECC group could have generated a greater number of sarcomeres in series, which can explain the greater force in a longer muscle length and greater velocity (Douglas et al., 2017). On the other hand, plyometric training has suggested that this muscle regimen enhances the ability to use the elastic energy and neural benefits of the SSC (Sáez-Sáez De Villarreal et al., 2010) that produce a positive effect during the concentric phase. This can be observed through increased velocity (peak and mean), which agrees with previous results showing that plyometric training enhances an individual's ability to rapidly develop force (Morris et al., 2022; Sáez-Sáez De Villarreal et al., 2010). Since our training period lasted only 5 weeks, we can hypothesize that the increase in muscle power first arose mostly from the neural level (Douglas et al., 2017) despite the existence of some evidence that repartition of fiber types (i.e., decrease in the percentage of type IIb fibers; Seynnes et al., 2007; Staron et al., 1994) and/or architectural adaptations (e.g., increased fascicule length and angle; Blazevich et al., 2007) may also occur within 5 weeks of heavy-resistance training in lower limbs.

The ISO and CTRL groups did not show any significant enhancements in the Strict jump following the training period. The results in the CTRL group indicated that changes in the other training groups are neither attributed to a familiarization effect with the tests nor to other concomitant activities. Our findings in the ISO group are inconsistent with the literature, which reported improvements with this type of training (Lum & Barbosa, 2019). To increase maximum strength, the review of Lum and Barbosa (2019) indeed recommended performing isometric training at 80–100% of 1-RM. However, our ISO training protocol involved climbers blocking during pull-ups at their own body weight (55–75% of their 1-RM). Thus, a suboptimal intensity may explain the lack of significant improvements in the concentric muscle capabilities in the ISO group. Additionally, our ISO protocol was derived from the climbing community's practice, combining an isometric contraction immediately followed by a concentric contraction. Van Cutsem and Duchateau (2005)

showed that under these conditions, the maximum rate of torque development can be lower than without preactivation due to a decline in the average discharge rate of single motor units. ISO training may not be efficient in improving performance due to a lack of muscular coordination, which is unable to generate high levels of force.

The Normal jump condition was used to evaluate the concomitant capabilities of concentric muscles with body coordination. One of the main conclusions of our results is that the observed benefits on the peak power are considerably more pronounced in the Normal jump than in the Strict jump. In particular, the PLYO and ECC groups showed a better gain in peak power (+25.3 and +21.1%, respectively, in the Normal jump; +4.7 and +8.2%, respectively, in the Strict jump), whereas the gain remained limited in the ISO group (+8.7% in the Normal jump) and null in the CTRL group. The gain in the peak power in the PLYO and ECC groups can be attributed to higher mean and peak velocity. In the ECC group, the higher pull-up amplitude can also contribute to better performance. For these two types of training, we can, therefore, conclude that in addition to concentric muscle gains, there is a significant improvement in body coordination abilities. The contribution of body coordination during pull-ups is non-negligible, as it was previously shown to enhance power output by +7.3% (Devise et al., 2023b). This point is crucial as Devise et al. (2023b) showed that only the variables associated with the Normal jump (thus including body coordination) are correlated with the climbing grade level, whereas a Strict jump (which only mobilizes concentric muscle capabilities) was not. Hence, the ECC and PLYO groups are suitable to contribute to the climbers' performance from this perspective. Again, the ISO group presented limited benefits for these variables, although it showed more improvement compared with the Strict jump (null in the Strict jump, +8.7% in the Normal jump), suggesting a slight improvement in body coordination, without a gain in the concentric muscle gain.

The SSC in lower limbs is well-described; this phenomenon results in improvements in the performance of a specific movement when it is preceded by a previous downward phase, typically the Countermovement jump (Van Hooren & Zolotarjova, 2017). The gains of the SSC arise from the elastic energy that can be stored in muscles, aponeuroses, and tendons during the preceding downward phase and then released during the movement. They are also generated by benefits in the neuromuscular system, with a higher build-up of muscle stimulation and a reduction of muscle slack (Van Hooren & Zolotarjova, 2017). In comparison with lower limbs, the SSC has been little studied for the upper limbs. Vigouroux et al. (2022) and Devise et al. (2023b) observed that the use of the SSC during pull-ups can enhance power by +11% and reduce ascent time by −22.3%. In the current study, the Countermovement jump condition was performed to assess the benefits of the three trainings on these phenomena. The main finding revealed that training led to a marginal increase in peak power during the Countermovement jump, amounting to 3.6% for the ECC group and 9.4% for the PLYO group. As similar or greater gains were observed in the Strict jump, it is unclear whether performance during the Countermovement jump is associated with a better SSC performance or with the better concentric muscle capabilities observed during the Strict jump. Therefore, a 5-week training program or our type of training did not appear to be suitable for improving the SSC capabilities. A longer training

period is likely to be necessary as previous studies have suggested that significant improvement in the SSC occurred in longer than 5 weeks of training (Markovic & Mikulic, 2010). Nevertheless, it is noteworthy that the ISO group exhibited similar improvement (+15.6% on the peak power) to that of other types of training. Moreover, the ISO group did not show significant enhancement in power from the concentric muscle capabilities during the Strict jump. Thus, it seems that ISO training could be a method to improve the SSC. In the studies on lower limbs, the improved SSC performance with isometric training (Burgess et al., 2007), as well as plyometric and eccentric training (Duclay et al., 2009; Pousson et al., 1990), may be partly due to an increase in the stiffness of the muscle–tendon complex. A stiffer musculotendinous system has also been suggested to optimize SSC performance in the upper limbs during the bench press (Wilson et al., 1994). Better performance in the Countermovement jump with ISO training could also originate from neural adaptations. In particular, by practicing the ISO training (a combination of isometric lock-off, creating pre-tension, followed by a fast concentric jump), participants may improve their capability to activate their muscles following a preactivation. This complex activation process was highlighted by Van Cutsem and Duchateau (2005). By reducing the muscle slack, stretching the tendinous tissues, and allowing for a quicker force transmission (Van Hooren & Zolotarjova, 2017), as is the case during the Countermovement jump, muscle activation may be improved. These assumptions should be confirmed through measurements of these phenomena using electromyography and/or neuromuscular investigation.

Finally, with regard to fatiguability, the endurance capabilities of the studied training improved differently. The PLYO group significantly enhanced these capabilities (+32.1%) in comparison with the ECC and ISO groups (+10.1% and +13.0%, respectively). The fact that the PLYO group was required to execute successive explosive pull-ups (between 7 and 11 repetitions) in each series seemed to provide a benefit for resistance to fatigue. Sánchez-Moreno et al. (2020) observed similar results in an 8-week training program with a velocity loss of 25% inducing gains in muscular endurance. It also should be noted that they showed that training with a velocity loss of 50% did not improve strength or muscular endurance, emphasizing the importance of high-velocity repetitions over a higher total number. The other training groups repeated a comparable number of pull-ups to the PLYO group, albeit with rest periods in between, which probably led to fewer benefits for enhancing fatiguability. Consequently, we assumed that the impact of fatigue is more influenced by the short rest periods rather than the training muscle regimen. This point is of importance when designing training programs for endurance. The aerobic mechanisms are probably involved in the improvement of local muscular endurance, with a greater skeletal muscle oxidative capacity (Watts, 2004). Again, additional studies focusing on endurance training are required to expand our understanding of this topic.

In summary, we conducted a study to assess the benefits of different established training types for arm power over a 5-week period. These methods have been frequently employed by trainers and climbers, but until now, their efficacy has remained unquantified. Our study revealed that a 5-week training period based on pull-ups is effective in improving arm muscle power, body coordination, and arm endurance, resulting in significant

performance ranging from +5% to +21.9%. The ECC training is particularly suitable to improve power through both concentric muscle capabilities and body coordination capacities. This results in higher pull-up amplitude, corresponding to the demands of climbing which is required to perform in the overall range of motion of the arm joint amplitudes. While the PLYO training also yielded power benefits, it has, however, a tendency to reduce the range of motion, which should be a consideration. On the other hand, the PLYO training is especially suitable for improving endurance, making it applicable for achieving two distinct training objectives (power and endurance improvements). Conversely, the ISO training showed very limited effects compared with the two other training types. A higher loading intensity than the body weight seems required to observe the benefits of this training regimen. Furthermore, given its potential to enhance the SSC, it should be considered to improve neuromuscular optimization.

Limitations must be taken into account when considering our study. First of all, due to several dropouts, the sample size in each group was relatively small. Further studies are required to corroborate our findings. In particular, the benefits are likely to be heavily influenced by each individual and their initial capabilities, suggesting that a larger sample should be tested for each type of training to characterize individual responses and their determinants. Nevertheless, these results represent a first step towards having an overview of the training benefits that are already used by climbers. Direct application of these results can optimize the practice. Additionally, the values obtained with our sample of climbers in the F-V relationship, the jump tests, and the exhaustion test align closely with the prior literature (Devise et al., 2023b; Levernier et al., 2020; Muñoz-López et al., 2017; Ozimek et al., 2016; Sánchez-Moreno et al., 2017, 2020). This confirms that our sample of climbers is in line with previous studies and provides confidence in the benefits obtained from our training. Further research is also required to investigate how each specific training regimen can be optimized in terms of intensities and repetitions. A second limitation is that while our methodology is suitable to assess the sources of power improvements (concentric muscle capabilities, body coordination, F-V relationship, SSC, and endurance), additional measurements (such as electromyography, echography, etc.) are necessary to establish the underlying factors of the benefits that were observed.

Overall, the training program's outcomes were dependent on the specific initial characteristics of the individual. This study provided novel quantification and knowledge that is accessible to trainers and climbers to help them optimize their improvements.

Résumé :

Cette étude montre que, grâce aux tests développés dans l'Etude 3 sur la SmartBoard®, les capacités des bras répondent positivement aux effets de l'entraînement, et que ces tests permettent de différencier les bénéfices de chaque modalité d'entraînement (entre les régimes de contraction musculaire excentrique, stato-dynamique et pliométrique). Ainsi cette étude est la première à quantifier l'effet de l'entraînement en tractions sur les différentes qualités mobilisées pendant les tractions. Bien que les types d'entraînement, les durées, les charges peuvent encore probablement être optimisés, cette étude ouvre un champ de recherche et d'application dans ce domaine encore non investi pour l'escalade.

Plus largement, cette étude montre une similarité des adaptations à l'entraînement entre les différentes parties du corps. Par exemple on retrouve les mêmes amplitudes de progression (e.g. en puissance) après un entraînement excentrique entre les bras et les jambes. Au contraire, certaines adaptations semblent spécifiques aux bras et différentes des jambes. Par exemple, l'entraînement pliométrique ne permet pas ou peu de progression sur les qualités du SSC contrairement aux jambes.

III.5. Conclusion du chapitre III

Ce chapitre s'est focalisé de manière approfondie sur l'optimisation de la performance, en étudiant l'influence de deux catégories de facteurs distinctes (extrinsèques et intrinsèques). Une première partie de ce chapitre avait donc pour objectif d'observer l'influence de différents facteurs extrinsèques sur les phénomènes « internes » de la performance sportive. Les résultats de deux études de cette partie (Etudes 4 et 5) nous ont permis d'avoir une compréhension plus fine de leur impact sur la performance :

- En course à pied, le drop de chaussure peut induire une modification du pattern de course par une réorganisation du cycle étirement-détente, impactant une des composantes du travail mécanique externe, en particulier le travail cinétique.
- En escalade, la puissance diminue en fonction de la profondeur de la prise, indiquant un impact sur la performance des bras quand la performance des doigts est elle aussi diminuée.

Le but de la seconde section de ce chapitre était d'étudier l'influence de facteur de nature intrinsèque, autrement dit les effets de l'entraînement, sur la performance. L'Etude 6 nous a éclairé sur l'importance du choix de l'intensité de charge pratiquée pendant l'entraînement pour cibler les différentes capacités physiologiques : une faible intensité améliore l'endurance, une intensité modérée augmente la résistance à la fatigue et une intensité maximale cible la force musculaire. Par ailleurs, il peut exister un « effet d'interférence » améliorant les capacités adjacentes.

De plus, la mesure de la force en temps réel de la SmartBoard® permet de connaitre à quelle intensité on travaille pendant les exercices (comme le % 1-RM), notion qui est très abordée dans les évaluations et entraînements des autres sports, mais qui est faite de façon plus empirique sans cet outil en escalade.

Les résultats de l'Etude 7 ont montré une amélioration de la puissance des bras à la suite de l'entraînement. Les bénéfices varient selon le régime de contraction et selon les caractéristiques individuelles initiales des participants, et l'entraînement de type excentrique semble présenter un plus grand potentiel d'amélioration de la performance.

L'Etude 5 explore l'effet d'une contrainte environnementale. Elle met ainsi en évidence que le type de prise génère différentes stratégies de coordination des membres supérieurs, voire du corps entier. Ainsi cela démontre bien que l'interface entre l'athlète et l'environnement est susceptible non seulement de changer les efforts, le mouvement au niveau localisé de l'interface mais plus généralement sur toute la chaîne musculaire et articulaire. Dans l'Etude 4, l'effet du drop de la chaussure montre également une influence sur le travail réalisé globalement, ce qui va dans le même sens de réflexion. L'interface homme/environnement modifie la manière d'aborder le mouvement. Cela souligne l'importance d'entraîner le mouvement dans sa globalité, tout en étant le plus spécifique possible, afin de mimer les patterns de coordination intermusculaire propre au mouvement spécifique.

Entraîner l'intégralité de la chaîne musculaire des membres supérieurs permet d'améliorer et d'optimiser les aspects de contrôle des membres supérieurs, plutôt que d'entraîner de manière isolée les doigts et les bras. C'est le concept de « transférabilité ». Ce phénomène a déjà été observé sur les membres inférieurs (Dalen et al., 2013) : les participants qui s'entraînaient sur un mouvement pluri-articulaire (squat balistique avec flexion plantaire) montraient une performance de saut plus importante que les participants qui s'entraînaient sur ces deux exercices séparément (devenant deux mouvements mono-articulaires). Les auteurs expliquaient ce phénomène par un manque d'entraînement du timing d'activation musculaire chez le groupe avec exercices séparés, alors que ce paramètre est très important pour le transfert d'énergie du genou à la cheville. Il y a donc une attention particulière à prendre en compte pour évaluer ou entraîner une performance globale. Pendant un programme d'entraînement spécifique sur les doigts ou sur les bras, il reste important de continuer son activité sportive, au risque de « désapprendre » sa pratique.

L'ensemble de ces résultats montrent qu'il faut également prêter attention aux tests

utilisés : la transférabilité des gains de force est vraisemblablement meilleure lorsque la tâche ou le test mime l'entraînement pratiqué (groupe de muscles impliqués et régimes de contraction). Par exemple, on peut s'attendre à ce que des gains de force soient plus importants dans une tâche dynamique (comme la force exercée lors d'une traction) que dans une tâche isométrique (comme une traction maximale isométrique bloquée à 90°) après un programme d'entraînement dynamique du haut du corps.

Pour résumer, les méthodes élaborées dans le chapitre II ont été employées au service de l'optimisation de la performance à travers l'analyse des effets de facteurs extrinsèques et intrinsèques. Ce chapitre confirme la pertinence de nos méthodes *in situ* pour évaluer un athlète et ainsi suivre l'évolution d'un indicateur de performance modulé par certains facteurs (entraînement ou matériel). Ce suivi temporel peut s'opérer à différentes échelles, dans la périodisation d'entraînement tout au long d'une saison de championnat par exemple. Il offre également l'avantage de pouvoir s'appliquer au cours d'une convalescence, pour mesurer la perte de performance consécutive à une blessure et d'observer la reprise progressive. Cette surveillance peut assurer un contrôle précis pour garantir que l'athlète ne reprend ni trop intensément ni trop rapidement. Ce chapitre a démontré la faisabilité du suivi de l'évolution d'un facteur de performance, que ce soit en course à pied ou en escalade. On peut donc imaginer l'application de ce même principe à d'autres critères dans ces deux disciplines, voire dans d'autres sports. La démonstration suivra une logique similaire et pourra être généralisée.

Le chapitre suivant aborde l'utilisation de ces méthodes à des fins préventives, en analysant un critère de risque de blessure. Lorsque nos capacités sont modifiées ou que l'intensité de l'effort augmente, cela peut potentiellement accroitre le risque de blessures, et une blessure peut ralentir la progression en entraînement à plus ou moins long terme ou peut, dans certains cas extrêmes, mettre fin à une carrière. Pour connaître ce risque, des tests appropriés sont nécessaires. Bien que certains tests existent, leur mise en place est souvent compliquée, en raison de modèles biomécaniques complexes et de l'utilisation d'outils volumineux, lourds et coûteux. Identifier et définir le bon test pour évaluer le risque de blessure de l'athlète représente déjà un défi, et son adaptation rapide et aisément implémentable en constitue un autre. Une fois le risque identifié et classifié, le dernier défi consiste à préconiser une solution viable de manière à réduire significativement le risque de blessures, et consolidant les avancées de la recherche dans une perspective pratique et bénéfique pour les athlètes.

Chapitre IV. Application orientée vers la prévention des blessures en escalade

IV.1. Etude 8 – Le ratio flexion/extension des doigts chez les grimpeurs : Proposition d'évaluation et de rééquilibre

Contexte

Ce chapitre s'appuie sur l'Etude 8 qui a été réalisée au cours du même projet ANR PerfAnalytics. Dans ce contexte, nous nous sommes intéressés aux déséquilibres musculaires entre fléchisseurs et extenseurs des doigts chez les grimpeurs. En complétant les méthodes développées dans le chapitre II, nous avons développé un test facilement réalisable pour évaluer ce déficit et réalisé une base de données référentes pour situer les grimpeurs. Nous évaluons ensuite des protocoles d'entraînement ciblant également les muscles extenseurs des doigts pour déterminer celui qui présente les meilleurs bénéfices à caractère préventif.

Cette étude est présentée sous forme d'article publié dans la revue Frontiers in Sport and Active Living *: **Marine DEVISE**, Léo PASEK, Benjamin GOISLARD DE MONSABERT and Laurent VIGOUROUX. « Finger flexion to extension ratio in healthy climbers: a proposal for evaluation and rebalance » dans :* Frontiers in Sport and Active Living *5:1243354 (23 Nov. 2023). DOI : 10.3389/fspor.2023.1243354. Cet article fait partie du thème de recherche intitulé* Injuries, Injury Prevention and Training in Climbing.


frontiers | Frontiers in Sports and Active Living

TYPE Original Research
PUBLISHED 23 November 2023
DOI 10.3389/fspor.2023.1243354

Finger flexion to extension ratio in healthy climbers: a proposal for evaluation and rebalance

Marine Devise, Léo Pasek, Benjamin Goislard De Monsabert and Laurent Vigouroux*

ISM, CNRS, Aix-Marseille University, Marseille, France

Résumé

Objectif

La force des doigts est un facteur clé de la performance en escalade et dépend fortement de la capacité des muscles fléchisseurs des doigts. La majorité des entraînements spécifiques aux doigts se focalise donc sur l'amélioration de ces capacités en effectuant des contractions de flexion des doigts lors d'exercices de suspension sur de petites prises. Cependant, une plus grande force des fléchisseurs des doigts entraîne un déséquilibre avec les capacités des muscles extenseurs. Un tel déséquilibre défavorable peut être préjudiciable à la force des doigts et pourrait éventuellement conduire à une augmentation du risque de blessure aux doigts. Les objectifs de cette étude sont (1) de développer une méthode simple à mettre en œuvre pour évaluer le déséquilibre entre les fléchisseurs et les extenseurs et pouvant servir de données de référence et (2) d'évaluer les effets de différents entraînements sur le rééquilibre de ce ratio afin de déterminer le plus efficace.

Méthodes

Soixante-dix-huit grimpeurs expérimentés ont été testés pour évaluer leur force de flexion maximale des doigts (MFS), leur force d'extension maximale des doigts (MES) et leur ratio MFS/MES. Cinquante-deux d'entre eux ont été assignés aléatoirement à l'un des trois protocoles d'entraînement suivants : des répétitions de flexion isométrique à 80 % de la MFS (TFlex ; n = 11), des répétitions d'extension isométrique à 80 % de la MES (TExt ; n = 10), des répétitions d'une alternance de flexion et d'extension (TPaired ; n = 11), ou aucun entraînement spécifique (CTRL ; n = 20). Les participants se sont entraînés deux fois par semaine pendant quatre semaines sur une poutre d'escalade. Avant et après l'entraînement, les données de force ont été enregistrées sur une poutre d'escalade instrumentée de capteurs de force, et la MFS, la MES et le ratio MFS/MES ont été comparés par ANCOVA.

Résultats et discussion

La valeur moyenne du ratio MFS/MES était de 6.27 (intervalle de confiance : 5.94–6.61) et le ratio extrême était défini comme supérieur à 8.75. Concernant les protocoles d'entraînement, aucune différence n'a été observée dans le groupe CTRL entre les prétests et les post-tests. La MFS s'est significativement améliorée dans les groupes TFlex (+8.4 ± 4.4%) et TPaired (+11.9 ± 10.5%), tandis que le MES a augmenté de manière significative dans le groupe TExt (+41.4 ± 31.3%). Le ratio MFS/MES est resté statistiquement stable dans tous les groupes (+0.9 ± 17.5% dans TFlex, -1.9 ± 16.1% dans TPaired), bien que le groupe TExt ait montré une tendance à la baisse (-27.8 ± 17.6% ; p = 0.1). Ces résultats apportent une base de données sur le profil de force des doigts chez les grimpeurs et montrent que l'entraînement ciblant le travail des extenseurs a un effet sur la force d'extension des doigts et le potentiel de rééquilibrer le ratio MFS/MES.

IV.1.1. Introduction

Rock climbing has become immensely popular over the past 20 years with nearly 45 million climbers worldwide in 2019 according to the International Federation of Sport Climbing (IFSC). During climbing, practitioners apply force on their feet and pull with their arms to move upwards (Fuss & Niegl, 2010; Quaine et al., 1996; Watts et al., 1996). In these movements, the athletes exert high-force intensities with the fingers on holds of different shapes and sizes (Saul et al., 2019). Climbers thus need very high finger strength to be able to hold onto the thinnest possible holds. Previous studies have shown that the maximum finger strength was 18% to 27% greater in climbers compared with non-climbers (Grant et al., 1996; Philippe et al., 2012; Quaine et al., 2003). Finger strength is also highly related to the climbing grade level (Baláš et al., 2012; Laffaye et al., 2014), i.e., expert climbers have greater strength than skilled climbers, who in turn have greater strength than novices.

The effort exerted on the fingertips induces high mechanical loadings on the musculoskeletal system of the upper limbs, including wrist, forearm, elbow, shoulder and shoulder girdle regions. When grasping a hold, the muscular forces generated produce net joint moments in the hand joints that allow the specific hand/finger position to be maintained and produce the external force applied to the hold. Under the influence of these loadings, the climbers' hands develop many adaptations which may be bony (Sylvester et al., 2006), ligamentous and/or muscular (Schreiber et al., 2015). Since finger flexors are the main agonist muscle for climbing grips (Schweizer, 2001; Vigouroux et al., 2008), it is logical that the climbers develop flexor muscle capacities over time and throughout years of practice. Vigouroux et al. (2015) used a biomechanical model and an overall hand testing procedure to determine that the finger flexor force capabilities are 37% higher in climbers compared with non-climbers. When focusing on the antagonist muscle groups, the estimation of muscle forces during climbing grip showed that finger extensor muscles are also highly engaged (Vigouroux et al., 2006). Moreover, EMG parameters indicated that extensors fatigued at the same intensity as flexors (Quaine et al., 2003). In spite of this, the extensors' force capacities of climbers estimated in the study of Vigouroux et al. (2008) did not show the same strengthening as flexors and were comparable with those of non-climbers, and even tended to be lower. These findings showcased a higher flexor-to-extensor finger force ratio (the ratio of the agonist to antagonist muscle force capacities) in climbers (6.1 on average) compared with non-climbers (3.66 on average), with a difference of 67% between the two populations. These observations raise concerns regarding the optimum balance between flexor and extensor (agonist and antagonist) strengths necessary for both maximizing finger performance and practising climbing safely.

The agonist-to-antagonist balance of strength has been widely investigated to quantify the co-contraction in different joints such as knee, ankle, shoulder or wrist in various populations (Calmels & Minaire, 1995; Rochcongar, 2004). It is thought that the role of an imbalance of the joint musculature, i.e., values that deviating from previous references, may be a possible cause of pathologies by reducing the stability of the joint. Thus, the

imbalanced flexor-to-extensor ratio in climbers' finger muscles raises doubts about their ability to balance the entire chain of segments from the forearm to the fingertips by maintaining stability and effectively controlling the joints to enhance finger strength. Peters (2001) and Phillips et al. (2012) suggest that the potential risk factor for finger injury could be attributed to the imbalance resulting from underdeveloped finger extensor muscles. However, since no measurements or values were obtained in these studies, this link remains unsubstantiated in the current state-of-the-art. Nonetheless, exploring this potential source of injury is crucial, given the prevalence of upper extremity injuries, particularly those to the fingers, during climbing (Lutter et al., 2020). For example, joint instability and overuse injuries, especially in the wrist, are the potential injuries that could be caused in part by an unfavourable flexor-to-extensor ratio, as is the case with the shoulder (Lucado, 2011).

Since finger grip strength is related to climbing performance (Baláš et al., 2012), climbers and trainers tend to focus on finger-specific training to constantly improve their finger flexion strength, mostly by hanging on a fingerboard or campus board (Devise et al., 2022). However, this training strategy (i.e., using the finger- and campus board) does not necessarily reduce the imbalance of the flexor-to-extensor ratio. Some authors (Peters, 2001; Phillips et al., 2012) have proposed to regulate this imbalance by including finger extension exercises in a training routine. This idea is of interest since, for full hand grip, Shimose et al. (2011) have shown that the training of wrist extension significantly improved both the wrist extension strength by about 91% and the hand grip strength by about 3% in an untrained healthy population. Similarly, elbow extension training was found to increase both the elbow extension (+8.5%) and flexion (+5.8%) strength in untrained women (MacKenzie et al., 2010). Therefore, antagonist-based training seems to be potentially beneficial both for strength enhancement and for reducing the finger flexor-to-extensor imbalance with a greater increase in extension/antagonist strength than in flexion/agonist strength.

To summarize, even if no proof of links between flexor to extensor balance with injuries and finger strength has been found, many climbers and coaches already train extensor muscles in the perspective of improving finger strength or preventing injuries. Nevertheless, such practice faces several unknowns. The first is that the only available method (Vigouroux et al., 2015) to evaluate the flexor to extensor ratio is too complex to be used daily and the climbers thus have no means to appreciate the level of imbalance. The second is that no training methods to improve this imbalance have been quantified and evaluated. The climbers and trainers are therefore unaware of the effectiveness of extensor training. The overall objective of this study was thus to investigate the issue of antagonist muscle adaptation in climbers from the point of view of muscular capabilities, and was twofold. The first was to propose an easily implementable test to assess the flexor-to-extensor imbalance of climbers' fingers and to establish a reference database. To this aim, the finger flexion and the finger extension strengths were measured to compute the ratio in a sample of climbers. The results obtained were used to estimate the normal distribution of values among climbers and classify them to help diagnose climbers. Correlation with the climbing grade level was tested to examine a link between imbalance and grade

level. We hypothesized that i) the extensor capacities would not correlate with the climbing grade level, unlike the trend for flexor capacities and thus that ii) the flexor-to-extensor imbalance would increase with the climbing grade level. The second objective was to provide an effective training protocol to modify this ratio by quantifying the effect of different types of extensor training. We hypothesized that flexor-based training would increase flexor strength, whereas extensor-based training would enhance both flexor and extensor strength, allowing a rebalance of the flexor-to-extensor ratio.

IV.1.2. Methods

IV.1.2.1. Participants

Seventy-eight climbers were assessed (22 women and 56 men, 25.7 ± 6.7 years old, 64.9 ± 8.6 kg, 173.0 ± 9.0 cm) for the finger strength profile (including flexor strength, extensor strength and flexor-to-extensor ratio). Participants' climbing levels ranged from intermediate to elite on the International Rock Climbing Research Association (IRCRA) scale (Draper et al., 2015), with an average of 20.3 ± 4.3 in their self-reported best red-point grade in the past six months. They had all practised climbing (indoors and/or outdoors) at least twice a week for the past two years, and had had no upper limb injuries in the previous six months. In addition, although carrying out regular practice, no climber had followed a specific training protocol lasting several weeks in the six months prior to this study. All participants volunteered and signed an informed consent form. The study was conducted with the formal approval of the CERSTAPS Ethics Committee.

IV.1.2.1. Procedures

The 78 climbers were tested in a pre- and post-format described below. Of the initial sample, 52 climbers (15 women and 37 men, 25.7 ± 6.9 years old, 65.4 ± 8.5 kg, 172.9 ± 9.7 cm; 19.0 ± 4.3 in their best red-point grade) participated in the experiment by following a specific training protocol. The climbers were randomly assigned to four different training protocols. Based on previous research done on finger-specific training in climbing (Levernier & Laffaye, 2019; Medernach et al., 2015), the training program lasted 4 weeks (weeks 1 to 4) with 2 sessions per week and started the week after the pre-test session (week 0). A post-test session, identical to the pre-test, was performed the week after the end of the training sessions (week 5) (Devise et al., 2022). All climbers were instructed to continue their climbing activities normally and regularly outside of the study throughout week 0 to week 5.

IV.1.2.2. Pre- and post-test sessions

The pre- and post-tests consisted in measuring the finger flexion and extension strengths using a hangboard (SmartBoard, Peypin d'Aigues, France) instrumented with force sensors (strain gauges) measuring the vertical force applied on the holds (0.8N accuracy, 50Hz acquisition, 0-4000N range of measurement). The associated app provided

real-time feedback on the force exerted, allowing precise modulation of the force intensity during training. Before each test session, participants first underwent a 20-minute standardized warm-up and familiarization with the instrumented hangboard, consisting of muscular awakening (scapular retractions, shoulder and wrist circles, finger grips, etc.) traverses and specific exercises (pull down, push up with fingers) on the hangboard with increasing intensity. Then, they performed the tests, which consisted of assessing maximum finger flexor strength (MFS) and maximum finger extensor strength (MES). Four trials were performed in each condition (two warm-up trials and two maximum trials). Participants were asked not to train or climb the day before the experiment and to be ready to perform as much as possible. The same experimenter was present during all test sessions (before and after training), checked the correct execution of the tasks for each test and verbally motivated the participants to ensure maximum performance.

(a) Flexor strength test

Participants were asked to exert a maximum force downwards with the palmar aspect of the fingers of both hands on a 12 mm hold for 6 seconds with the right hand and then with the left hand. When pulling, the participants kept their feet on the ground and tried to hang with a maximum amount of weight (Figure IV.1-1A-B). One participant was able to hang with his entire body weight with one hand. To allow him to exert a greater force, we loaded him with a 20kg mass attached to his harness so that he could not hang completely. Each participant self-selected the grip type (either half-crimp or slope grip), although thumb use was not allowed, and each climber was required to use the same grip throughout all test sessions. Self-selection of grip type was done to ensure maximum finger flexion performance for each participant, allowing a condition to be tested in which the finger flexors were activated as much as possible. For each trial, the MFS was evaluated as the mean of the total force exerted by both hands and recorded by the instrumented hangboard during the 4-second window centred on the force peak. The absolute value was displayed directly on the app in newtons (N) and was considered as the MFS. MFS was also normalized by body weight. Two trials, separated by a 3-minute rest period, were evaluated and the best was selected for the analysis.

(b) Extensor strength test

On an inverted 12 mm hold with light padding to avoid pain, participants had to exert a maximum force upwards using the dorsal aspect of the distal phalanges of their fingers, with the intention of extending them, while being prevented from doing so by the top of the hold (Figure IV.1-1C). The fingernails were positioned almost horizontally and parallel to the hold surface. The distal interphalangeal joints did not touch the hold at any point. Participants were asked to adopt a finger position close to a half-crimp grip, whereby the distal interphalangeal joints were slightly flexed, while the proximal interphalangeal joints were highly flexed (>40°), thereby preventing the intrinsic muscles from extending at the distal finger joints. The thumb was not in contact with the hold. Both hands were tested successively for 6 seconds. As with MFS, MES was evaluated from the same absolute

mean value of the total force exerted by both hands that was displayed by the app in N. MES was also normalized by body weight. Two trials with a 3-minute rest in between were evaluated and the best was selected for the analysis.

Following the recording of MFS and MES, the flexion-to-extension ratio (MFS/MES ratio) was computed by dividing the MFS by the MES. A ratio superior to 1 means that MFS is higher than MES.

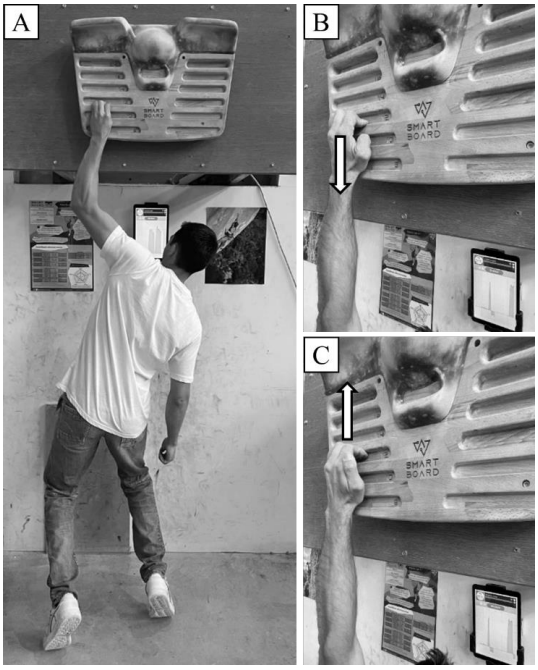


Figure IV.1-1. *Illustrations of the position of the climbers on the SmartBoard (A), with a zoomed-in view of the fingers for flexion (B) and extension (C) during the test and the training sessions (with both hands during training). Arrows indicate the direction of the applied force.*

IV.1.2.3. Training sessions

The participants were first randomly divided and followed three different types of training (TFlex, TExt, TPaired described below) and a control group (CTRL). Taking into account dropouts, other participants were recruited so that the climbing level, gender and age matched between the groups. TFlex focused on training finger flexion strength only, TExt focused on finger extension strength only, while TPaired aimed to train both flexion and extension strength simultaneously. The same grip types (in flexion and extension) were used for all training sessions as for the test sessions. The CTRL group (n = 20) did not follow any specific training and only continued their normal climbing activity. The

three training sessions were best matched in terms of the duration of effort, the perception of the load during the pre-test. In this sense, 10 seconds of effort in flexion appeared as an equivalent perception of effort of 5 seconds for extensors. We therefore added a set of repetitions for TExt compared with TFlex in order to achieve, at best, a similar duration. For TPaired, the duration of effort was longer than for the others, as we took into account the time needed to switch from flexion to extension.

(a) Flexor training protocol (TFlex)

Participants (n = 11) in the TFlex group followed a flexor training protocol consisting of reproducing the "F80" training presented by Devise et al. (2022). To sum up, this training consisted of exerting finger flexion isometric contractions at an intensity of 80% MFS with both hands on the 12mm-hold of the hangboard. They completed a series of 12 repetitions with a 10-second effort phase followed by a 6-second rest phase. If the participants were unable to achieve 70% MFS during the hanging phase, the series was stopped. The force level was controlled throughout the protocol by the visual feedback and carefully adjusted by off-loading with the feet on the ground or conversely using an additional load attached to a harness. Three sets were performed, with 8 minutes of recovery time between each set.

(b) Extensor training protocol (TExt)

The participants (n = 10) in the TExt group followed an extensor training protocol equivalent (same number of sets, repetitions and intensity) to the TFlex training: it consisted of exerting finger extension isometric contractions with both hands, alternating a 5-second push phase (in the same position as for the extensor strength test) and a 6-second rest phase, for a maximum of 10 repetitions or, if the participants were unable to apply 70% MES, the series was stopped. Four sets were performed, separated by a 2-minute recovery period.

(c) Paired Flexor and Extensor training (TPaired)

A final group (n = 11, TPaired group) followed a flexor-extensor training protocol based on agonist-antagonist paired (APS) training, a method involving the alternation of agonist and antagonist exercises (Robbins et al., 2010). Thus, the current training consisted of exerting finger flexion at 80% MFS intensity with both hands, followed immediately by finger extension at maximum intensity. During the extension phase, the finger position was identical to that of the extensor strength test. Participants completed a series of 12 repetitions of an 8-second flexion phase, followed by a 5-second extension phase on the inverted 12mm-hold, then followed by a 6-second rest phase. When any climber was unable to achieve 70% MFS during the hanging phase, the series was stopped. Three sets were performed, with an 8-minute recovery period between each set.

IV.1.2.4. Statistics

Data are reported as mean ± SD. Descriptive statistics were used to verify whether the basic assumption of normality was correct for all the variables studied. As we were testing a mixed gender group, we first tested for the presence of any differences between men and women using ANCOVA (with climbing level as a co-variate) or non-parametric ANCOVA when variables did not follow a normal distribution. Then, to categorize the participants, the results of the MFS/MES ratio were divided into eight classes allowing them to be listed from "very low" to "extreme" ratio. The number of classes was determined using Sturges's rule, appropriate for $n < 200$ (Scott, 2009). Considering a normal distribution, the value of Z-score for a probability of <0.05 was computed and the confidence interval of the MFS/MES ratio was computed. Pearson's correlations were used to observe the relationship between the climbing level and the different parameters (MFS, MES, and the MFS/MES ratio). The effects of training on MFS, MES and the MFS/MES ratio were assessed by comparing the training groups (CTRL, TFlex and TExt and TPaired) over time (pre- and post-tests) using a 2-factor repeated-measures ANCOVA (Time × Group, with climbing level as a co-variate), with Tukey post-hoc analysis and power (1-β) when ANCOVAs were significant. In addition, effect sizes (partial eta squared, η^2) were computed and were defined as small for $\eta^2>0.01$, medium for $\eta^2>0.09$ and large for $\eta^2>0.25$ (Cohen, 1988).

IV.1.3. Results

IV.1.3.1. Finger strength profile

The finger strength profile variables for all participants are presented in Table IV.1-1. Analysis of the data performed after dividing the groups based on gender indicated that MFS and MES were higher in men than in women when expressed in N but when normalized to body weight, no differences were observed between men and women in MFS (p=0.82) and MES ($F(1,75)$=0.004; p=0.95; η^2=0.00). The MFS/MES ratio (p=0.16) was also similar between men and women.

A significant correlation between the climbing grade and MFS and the MFS/MES ratio was observed but there was no correlation between the climbing grade and MES. The same results were observed in men and women for MFS, MES and the MFS/MES ratio.

Table IV.1-1. *Results (mean ± SD) of maximum finger flexor (MFS) and extensor (MES) strengths in absolute values and normalized to body weight (BW) and flexor-to-extensor ratio (MFS/MES ratio) for all participants, in men and women during the Pre-tests and correlation of variables with climbing grade level.*

		Absolute strength (N)	BW normalized strength	*r*
MFS	*Total*	791 ± 178	1.25 ± 0.24	0.68 *
	Men	854 ± 159	1.28 ± 0.23	0.67 *
	Women	632 ± 117 [a]	1.16 ± 0.25	0.65 *
MES	*Total*	130 ± 30	0.21 ± 0.04	0.04
	Men	136 ± 29	0.20 ± 0.04	0.03
	Women	113 ± 24 [a]	0.21 ± 0.05	0.23
MFS/MES Ratio	*Total*	6.27 ± 1.5		0.52 *
	Men	6.44 ± 1.43		0.43 *
	Women	5.86 ± 1.63		0.65 *

*Significant correlation with climbing grade level (p<0.001); [a] significant difference with men (p<0.001).

The eight MFS/MES intervals are shown in Figure IV.1-2. Since no significant difference was observed between men and women, the histogram was based on pooled data and made it possible to classify intervals from "very low ratio" to "extreme ratio". The ratios of the lowest class were less than 4.15 while the extreme ratios were above 9.75, meaning that the finger flexors were 9.75 times stronger than the finger extensors in this class. The mean value was 6.27 and the confidence interval was within the range of 5.94 and 6.61. The Z-score for a $p < 0.05$ probability corresponded to a value of 8.75.

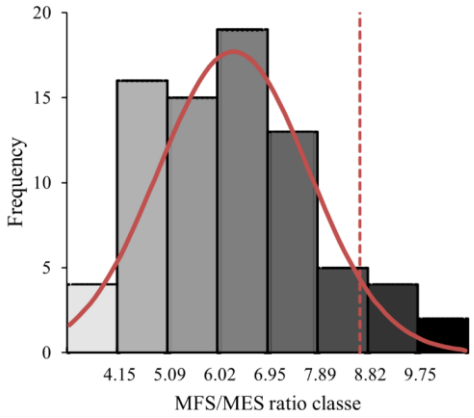


Figure IV.1-2. *Histogram of frequency distribution of the number of participants (men and women combined) by flexor-to-extensor ratio (MFS/MES ratio) classes. The red curve represents the normal distribution with the vertical red dotted line representing the upper limit for p < 0.05.*

IV.1.3.2. Training effects

The anthropometric data and climbing ability of participants involved in the different training groups are summarized in Table IV.1-2. No statistical differences were observed between groups for all variables.

Table IV.1-2. *Descriptive characteristics (mean ± SD) of the participants of each group (control, CTRL; flexor training, TFlex; extensor training, TExt; flexor-extensor training, TPaired).*

	CTRL	TFlex	TExt	TPaired	*p*-value
Age (y)	28.5 ± 9.1	24.3 ± 5.3	27.2 ± 7.5	23.3 ± 4.7	0.15
Height (cm)	172.4 ± 9.5	176.8 ± 9.0	168.3 ± 9.6	174.7 ± 9.6	0.31
Body mass (kg)	64.0 ± 8.8	67.5 ± 6.4	62.7 ± 8.3	67.0 ± 10.3	0.61
Red-point grade	18.6 ± 4.8	21.2 ± 3.2	16.6 ± 4.7	19.3 ± 3.5	0.09

Red-point grade means climbing a sport route after inspecting and practising it, and represents the most difficult grade achieved in the past 6 months, converted to the IRCRA scale. p-values represent results of the one-way ANOVA comparing the four groups.

MFS, MES and the MFS/MES ratio results before and after training according to the different groups are presented in Table IV.1-3. There were significant Time × Group interaction effects for MFS ($F(3,47)=7.4$; $p<0.001$; $\eta^2=0.32$; $1-\beta=0.91$), MES ($F(3,47)=6.0$; $p=0.001$; $\eta^2=0.28$; $1-\beta=0.86$) and a tendency in the MFS/MES ratio ($F(3,47)=1.37$; $p=0.099$; $\eta^2=0.12$; $1-\beta=0.48$). Post-hoc tests revealed that MFS was greater after training than before in the TFlex and TPaired groups, and MES was greater after training than before in the TExt group, and the MFS/MES ratio seemed to decrease after training in the TExt group.

Table IV.1-3. *Mean ± SD results of maximum finger flexor (MFS) and extensor (MES) strength normalized to body weight (BW) and flexor-to-extensor strength ratio (MFS/MES ratio) before (Pre) and after (Post) training, according to the groups (control, CTRL; flexor training, TFlex; extensor training, TExt; flexor-extensor training, TPaired).*

		CTRL	TFlex	TExt	TPaired
MFS/BW	*Pre*	1.17 ± 0.26	1.25 ± 0.15	0.99 ± 0.19	1.21 ± 0.14
	Post	1.21 ± 0.27	1.36 ± 0.17 *	0.95 ± 0.18	1.34 ± 0.13 *
	Difference (%)	3.6 ± 9.8	8.4 ± 4.4 [a,c]	-2.3 ± 7.1	11.9 ± 10.5 [a,c]
MES/BW	*Pre*	0.21 ± 0.05	0.18 ± 0.02	0.22 ± 0.06	0.21 ± 0.04
	Post	0.22 ± 0.05	0.20 ± 0.03	0.34 ± 0.12 *	0.24 ± 0.02
	Difference (%)	3.7 ± 15.3	10.9 ± 22.8	41.4 ± 31.3 [a,b,d]	18.1 ± 30.5
MFS/MES Ratio	*Pre*	5.84 ± 2.01	7.02 ± 1.14	4.66 ± 1.04	5.95 ± 1.11
	Post	5.96 ± 2.33	6.93 ± 0.93	3.16 ± 1.39	5.72 ± 0.78
	Difference (%)	1.6 ± 15.9	0.9 ± 17.5	-27.8 ± 17.6	-1.9 ± 16.1

* Statistical difference between Pre- and Post-tests ($p < 0.05$); [a] statistical difference with CTRL ($p < 0.05$); [b] statistical difference with TFlex ($p < 0.05$); [c] statistical difference with Text; [d] statistical difference with TPaired ($p < 0.05$).

IV.1.4. Discussion

The aim of the study was to investigate antagonist muscle adaptation in climbers from the point of view of muscular capabilities. A first objective was to propose an easy-to-perform test to assess the flexor-to-extensor imbalance in climbers' fingers and to observe the strength profiles in their fingers. The second objective was to explore the effectiveness of different types of training on performance and on rebalancing the flexor-to-extensor ratio.

IV.1.4.1. Effect of level of expertise on capabilities and imbalance in fingers

Our results allowed us to determine a finger strength profile for the climbers, as well as ratio classes that allow us to measure the degree of imbalance between finger flexor and extensor strengths. Our results showed a positive correlation between the finger flexor capacity (MFS) with the climbing level which is in line with previous studies (Baláš et al., 2012). As our sample was mixed-gender, the analysis enabled us to measure any gender-related effect. As no differences were observed between men and women when strength was normalised by body weight, the rest of the analysis was based on pooled data. The gender effect in our study differs from the literature, as Mermier et al. (2000) found a higher strength in men than in women, despite body mass normalisation. In their study, the gender difference was explained by a lower climbing level in female participants compared with male participants. However, in our study, the climbing level of women (18.4 ± 4.1) was also lower (p=0.013) than that of men (21.0 ± 4.1). Faced with this problem, we used ANCOVA with climbing level as a co-variate to correct for its effect on the variables analysed. This statistical approach may thus explain the different conclusion compared with Mermier et al. (2000) who only performed a t-test without considering the effect of the climbing level. Future studies should thus take into account the climbing level as a co-variate to isolate the main effect of the factors tested and provide robustness in any conclusions.

Contrary to the results for MFS, MES results were not correlated with the climbing level which is in line with the literature (Baláš et al., 2012; Grant et al., 1996; Vigouroux et al., 2015). This confirms previous findings by Vigouroux et al. (2015), who showed that practising climbing develops primarily the flexors, so it is justified to ask whether the balance of the finger flexor-to-extensor ratio should be shifted, especially given the complexity of the hand, which requires the intricate balancing of a whole chain of joints. This equilibrium implies a major action of the finger extensors, as previously shown in other types of grip (Charissou et al., 2017; Goislard De Monsabert et al., 2012) which, without appropriate capacity, can limit finger force-generating capacity (Caumes et al., 2019).

With regard to the MFS and MES results, the averaged MFS/MES ratio showed a strong imbalance in both men and women which is correlated with the climbing grade level. In our study the ratio revealed that the finger flexors were on average 6.27 times stronger than the finger extensors. This result is similar to the ratio previously observed in the

literature for climbers [6.10 in Vigouroux et al. (2015)]. A relationship between the MFS/MES ratio and climbing level was also shown, so the more experienced the climber, the more unbalanced the ratio, and the higher the need to rebalance the extensors' capacity. The histogram (Figure IV.1-2) provides ratio values that allow the imbalance to be considered and classified. For example, a climber with a ratio in the class of 6 (6.02-6.95) could be considered a "standard" climber (where the confidence interval is included). The "extreme" climbers (with a ratio higher than 8.75 defined by the Z-score) represented 7.7% of our participants, and are included in the two highest classes of MFS/MES ratio. With such imbalanced results, it is legitimate for climbers and trainers alike to decide whether a rebalancing should be undertaken since the extensors are highly solicited during climbing grips and such an imbalance could either limit performance or lead to overuse and injuries.

The main contribution of this first part is the easy-to-implement method which allows discriminating climbers from a muscular imbalance perspective. Although this method was based on external fingertip force measurements the results were in line with previous studies relying on more complex measurements and evaluating internal muscle capacities, confirming the validity of the present protocol. The main interest is that this method, unlike the one based on modelling by Vigouroux et al. (2015), can be implemented in gyms for trainers and climbers. Given the complexity of the biomechanics (23 joint degrees of freedom) and muscles of the hand (more than 40 muscles), determining the capabilities of each muscle does indeed require a modelling approach using electromyography and kinematics, combining efforts on all the 23 joints of the hand under different force application conditions. This time-consuming method would not have been applicable to be consistent with our first objective and to use in daily training.

Few studies have focused on the flexor-to-extensor ratio in the upper limb of climbers, particularly in the shoulders and elbows (Alfredson et al., 1998; Ruivo et al., 2012), and some differences have been found compared with non-climbers, but the impact of these consequences on the risk of injury needs to be confirmed as the climbers tested were all uninjured. Based on the method currently proposed, further studies are now needed to establish relationships between the occurrence of finger injuries and the value of the MES/MFS ratio, in order to investigate the pertinence of this ratio in the occurrence of injuries.

IV.1.4.2. Effect of type of training on capabilities and imbalance in fingers

First of all, similar values in the control group between both pre- and post-tests showed that differences observed in other training groups are not attributed to a familiarization effect with the tests nor to other concomitant activities. Regarding the training effects, the hypothesis that flexor-based training increases MFS was confirmed by our results, which indicated an increase in MFS (+8.4% in the TFlex group and +11.9% in the TPaired group, on average). However, the hypothesis that extensor-based training increases MFS and MES was only partially confirmed: paired training increased MFS but not significantly

MES (+18.1%), whereas extensor-only training increased MES (+41.4% in the TExt group on average) but not MFS. Thus, the MFS/MES ratio had a tendency to decrease with the extensor-only training (-27.8%) but seemed to remain stable in the other groups (between -1.9% and +1.6%). The increase in MFS after flexor-based training is in agreement with the literature (Devise et al., 2022; Levernier & Laffaye, 2019; López-Rivera & González-Badillo, 2012; Medernach et al., 2015). The training with 80% MFS tested in the current study led to an 8.4% increase in strength. These improvements have been discussed in detail by Devise et al. (2022) for this type of training. Briefly, the physiological phenomena activated are probably a combination of neural adaptation processes and metabolic stress that may be effective in increasing muscle strength.

No increase in MFS was observed in the extensor-only training. This differs from the literature focused on other joints, which showed an increase in hand grip (Shimose et al., 2011) and elbow flexion (MacKenzie et al., 2010) with antagonist training. This difference might be explained by several factors. First, the muscles analysed were not the same, especially as the fingers are at the end of the upper limb chain, so the adaptations may be different. In large muscles, hypertrophy can partly explain a strength gain, but the volume available in the forearms for the finger muscles is more limited and suggests more difficulties for development, which may explain the lack of increase (España-Romero & Watts, 2012). Secondly, the duration of our training protocols was shorter than in previous studies (4 vs 6 weeks or more) and we can suppose that an increase may appear with a longer training program. Finally, climbers already have a higher initial flexor strength compared with non-climbers, which makes it more difficult to gain strength (Devise et al., 2022), whereas the population tested in the previous studies (MacKenzie et al., 2010; Shimose et al., 2011) were untrained subjects. Thus, these effects would depend on the type of population studied, and it would appear that agonists in a trained population (i.e., with higher initial strength) would be less sensitive to strength gain.

The increase in MFS in the paired training is consistent with the literature concerning the APS training (Robbins et al., 2010). This type of training was chosen because it might be beneficial for both strength development and injury prevention. As this type of training is an alternation of exercises involving the coupling of agonists and antagonists, it has the advantage of enhancing acute performance on agonists in a relatively short period of time [significant effects after 4-weeks of training (MacKenzie et al., 2010)] and to be less-time consuming than traditional resistance training. Reported effects on antagonist strength are rarer but improvements may be expected as a previous study (Huff et al., 2018) has shown an increase in both flexor and extensor forearm strength in recreationally trained individuals. However, no significant increase in MES was observed in the paired training of our study, despite an average increase of 18.1%, which could be attributed to relatively high inter-individual variability. As MES is not correlated with climbing level, it cannot be the type of population (with a potentially higher initial MES) that affects our result. However, our results are similar to those of Fink et al. (2021) who found no increase in one repetition-maximum for triceps, although the significance of their findings was questioned due to relatively large confidence intervals. It may also be that our training was not sufficiently optimum to be significant, but could probably be improved by simply

changing the volume and/or rest periods during the training sessions.

There seemed to be a tendency for the MFS/MES ratio to decrease in the extensor-only training (-27.8%), due to a significant increase in MES without an increase in MFS. Again, the variability was relatively high. The mean ratio after the extensor-only training (3.16) was 47% lower than in the control group, close to or even lower than that found in non-climbers in the literature [3.66 in Vigouroux et al. (2015)]. It can be assumed that extensor-based training may activate the same physiological phenomena as flexor-based training and as mentioned above. The effects of extensor-based training should be confirmed by an intervention longer than 4 weeks or with a higher training volume.

In the other training groups (the TFlex and TPaired groups), the MFS/MES ratio did not decrease so the flexor-to-extensor imbalance remained high. Although MFS increased, the ratio did not increase either, which means that MES must increase slightly, not enough to be significant but enough to keep the ratio similar. A certain amount of work was therefore done by the co-contraction of the finger extensors, which are the antagonist muscles, and are involved in the maintenance and stability of the joints (Goislard De Monsabert et al., 2012; Vigouroux et al., 2015). However, the additional work on the extensors in the paired training was not sufficient as it did not increase the MES: it seems better to separate the training of the flexors from that of the extensors in order to obtain the best benefits.

From a practical point of view, the main conclusion is that improving MES is not obvious. Even if the extensors are highly engaged during climbing grip, TFlex or TPaired training is not suitable for improving their level. Only the TExt training over four weeks has been validated to rapidly enhance MES. Further studies with a longer training period should be conducted to explore whether this has a significant effect on the finger flexor-to-extensor ratio. In addition, the training volume of the TExt is only 15 minutes per session, so that it can be quickly and easily incorporated into a "classic" climbing training routine, making it potentially acceptable to climbers. It should be noted that the load applied in our study (>70% MES) is of high intensity to produce MES benefits. This training intensity is probably higher than that used in the popular exercise relying on elastic bands to train finger extensors. The amount of force exerted with elastic bands is not known and not constant throughout the extension phase. Unfortunately, to our knowledge, no studies have reported information on the effects of elastic band training on MES, but it can be expected that this exercise does not produce sufficient resistance and intensity to improve strength benefits (Fink et al., 2016).

IV.1.4.3. Limitations and perspectives

This study presents some inherent limitations that should be considered. First of all, our results should be confirmed with higher-elite climbers as we only tested climbers from intermediate to elite climbers. In addition, our study lacked a population of non-climbers to exactly understand the adaptations associated with climbing. As a further analysis, it would be interesting to investigate the level of activation of the finger flexors and extensors before and after training using electromyography. This would highlight the neuromuscular adaptations that may have occurred and clarify the mechanisms that

explain the strength gains whereas, in the current study, only assumptions of the phenomena can be made. In addition, the relationship between the MFS/MES ratio and the injury rate is only speculative given the current state-of-the-art. Further studies should thus focus on measuring the finger strength profile of previously injured climbers to provide more information. Furthermore, conducting a longitudinal study of climbers who have undergone rebalancing training and those who have not, and then observing the incidence of injury in both groups using the proposed assessment method would be a step forward in understanding injury prevention. Future research is therefore needed on this topic.

IV.1.4.4. Conclusion

Our study proposed an easy-to-implement method and provided the basis for some reference values for finger strength, especially in the extensors. It has made it possible to classify climbers according to their MFS/MES ratio, which can help climbers and trainers to assess climbers and personalise training. The results obtained suggest that climbing at higher grade levels is associated with an increasingly imbalanced flexor-to-extensor ratio in climbers. Finally, our results showed that training the finger flexors increased the MFS and left the same imbalance as it does not benefit the extensor muscle groups. On the other hand, combining some flexor-extensor training in the way we did (combined in the same training exercise) only improved the MFS. On the contrary, extensor-only training improved extensor capacities and thus reduced the flexor-to-extensor imbalance, but this reduction did not lead to any improvement in maximum finger strength. Although further studies are required, the results of this study thus suggest that exclusively utilizing extensor-based training shows promise in reducing the flexor-to-extensor imbalance. This study was a first step in exploring the issue of antagonist muscle adaptation in climbers and therefore provided the basis for assessment and training to further investigate the potential implication of hand extensor strength and flexor-to-extensor imbalance on injury prevention and performance.

IV.2. Conclusion du chapitre IV

Dans cette étude, nous avons développé dans un objectif de prévention de blessures, un test facilement réalisable in situ pour évaluer le déséquilibre musculaire au niveau des doigts. Nous avons également proposé et quantifié les effets d'entraînements à but préventif en ciblant le renforcement des muscles extenseurs des doigts. Ce test, cette base de données de référence et ces entraînements peuvent ainsi être implémentés dans notre outil de suivi de terrain, permettant de le compléter avec cet aspect préventif.

En termes d'applications pratiques et dans le contexte du projet ANR en collaboration avec la FFME, nous avons transmis notre outil et nos développements associés pour qu'ils soient mis en œuvre au plus proche de la communauté concernée. En particulier, les tests sont réalisés par les entraîneurs de la FFME sur les athlètes français pour être évalués chaque année et, si besoin, être entraînés pour rééquilibrer le ratio de force grâce à notre méthodologie. De plus, ces méthodes peuvent également être appliquées par des professionnels de santé. Par exemple, les praticiens kinésithérapeutes membres du staff médical des équipes FFME se servent de cet outil pour évaluer et proposer des interventions kinésithérapeutiques à des fins de réhabilitation (cf. Annexe A).

Chapitre V. Discussion générale

Le travail présenté dans ce document résume mon parcours de recherche et s'est traduit par un ensemble d'expérimentations portant sur deux sports de locomotion : la course à pied et l'escalade. Dans les deux cas, l'objectif visait tout d'abord à caractériser et quantifier en condition écologique, les déterminants physiologiques et biomécaniques de la performance, puis à mieux connaître l'influence de facteurs intrinsèques ou extrinsèques sur la performance, tout comme sur une orientation vers la prévention de blessures. Ce travail a été rendu possible grâce au déploiement d'outils de mesure compatibles avec la pratique de l'escalade en salle, ainsi qu'à la validation d'une méthode de terrain pour estimer le travail mécanique externe en course à pied. Au-delà d'une meilleure compréhension dans chacun des sports, ce travail a permis de mettre en évidence des similitudes et des problématiques communes entre ces deux disciplines en apparences distinctes, ouvrant ainsi la voie à un possible transfert dans les domaines d'application tels que l'optimisation de la performance ou de l'interface Homme/environnement, l'élaboration de programmes d'entraînement individualisés et la mise en place de stratégies de prévention de blessures. Les conclusions de ces travaux apportent ainsi différents éclairages au niveau fondamental mais aussi des informations à visée applicative sur l'apport de technologie de terrain au service de la performance.

En course à pied, l'Etude 1 a proposé et validé une nouvelle méthode de calcul du travail mécanique externe. Le but était d'estimer en condition réelle cette capacité corrélée à la performance et de faire abstraction des outils d'analyse dynamométrique ou cinématique classiquement utilisés en condition de laboratoire. Ce paramètre a ensuite été analysé dans l'Etude 4 pour étudier l'influence d'une caractéristique de chaussure, sur la biomécanique de la course à pied, notamment au niveau de la capacité de stockage et de restitution de l'énergie élastique. Plus largement, cela s'inscrit dans l'étude des capacités d'adaptation de l'athlète à des facteurs extrinsèques. Si ce travail représentait une première étape dans notre démarche, il nécessiterait d'être poursuivi. En effet, l'Etude 4 a été réalisée en laboratoire sur tapis de course, il serait donc logique d'explorer à ce stade l'influence d'une caractéristique de chaussure dans des conditions de terrain. Ceci est d'autant plus intéressant puisque cela est rendu possible grâce à la validation de la nouvelle méthode de calcul du travail mécanique externe proposée dans l'Etude 1. Cette étape serait ainsi une manière de boucler la démarche engagée dans ce travail.

Pour aller plus loin, il serait également nécessaire de vérifier la validité de notre méthode dans des conditions différentes d'une course sur terrain plat. En effet, sur des surfaces en pente (en montée ou en descente) par exemple, les travaux positif et négatif ne sont plus égaux. En descente, les forces d'impact et les forces de freinage augmentent alors qu'en montée, les forces de poussée et de propulsion augmentent (Snyder et al., 2012). Les unités muscle-tendon, stockant et restituant l'énergie élastique, opèrent alors comme

des amplificateurs ou des absorbeurs de puissance. Par conséquent, le modèle masse-ressort doit probablement être adapté à ces conditions particulières pour prendre en compte l'excès ou la dissipation d'énergie de chaque pas en pente (Dewolf et al., 2016).

Le travail qui avait été engagé ici ouvrait une voie pour le développement d'application que ce soit pour l'entraînement, la prévention de blessure ou l'évaluation ergonomique. Il aurait pu être valorisé pour l'étude et la comparaison de nouveaux types de chaussures qui sont apparus depuis que le projet de thèse CIFRE a été stoppé, comme les « supershoes », qui intègrent notamment une plaque de carbone afin d'augmenter la rigidité en flexion longitudinale et le stockage-restitution d'énergie élastique. Le type de mousse et la hauteur de la semelle ainsi que la faible masse de la chaussure joueraient également un rôle dans l'économie de course (Hébert-Losier & Pamment, 2023). Ces dernières innovations et l'augmentation des performances associées confirment bien que la restitution d'énergie est cruciale pour l'efficience de course, prouvant que le projet était engagé sur une bonne voie.

En escalade, l'Etude 2 a permis le développement d'un outil de terrain en escalade ainsi que la reproduction et la validation de tests évaluant les capacités des bras et des avant-bras qui étaient jusque-là (en 2015) appliqués en condition de laboratoire. Par la suite, les Etudes 3 et 5 ont été mises en œuvre pour l'intégration sur cet outil de tests concernant les bras. Ainsi, en étudiant les effets de facteurs intrinsèques (e.g., coordination inter-segmentaire ou l'entraînement) ou extrinsèques (e.g., types de prises), la série de tests implémentée dans notre outil permet de fournir une compréhension approfondie des phénomènes et des adaptations physiologiques et biomécaniques dus à la pratique de ce sport. Ils permettent aussi d'obtenir des bases de données de référence ainsi que de faire un suivi global, autant pour une évaluation qu'un suivi d'entraînement (Etudes 6 et 7) ou qu'un suivi préventif (Etude 8). Il permet de situer les capacités du grimpeur tant du point de vue de la performance que du risque de blessure. Dans ce travail, de manière encore plus aboutie qu'en course à pied, nous avons fait la démonstration qu'une mesure proche du terrain permet d'apporter un bénéfice pour les athlètes, et une meilleure compréhension de la discipline.

Pour aller plus loin, plusieurs pistes sont envisageables. Une de ces pistes est l'approfondissement des connaissances établies par le complément de mesures physiologiques. En effet, nous avons observé les effets des entraînements au niveau macroscopique du point de vue de l'augmentation de la performance physiologique. Cela permet d'élaborer des hypothèses sur les phénomènes sous-jacents (neurologiques et structurels) à la performance. Néanmoins, il serait crucial d'accompagner nos observations de mesures de laboratoire (e.g. échographie, échographie Doppler, NIRS, EMG, tests neurophysiologiques, ondes M ou t, etc.) pour confirmer nos hypothèses. Dans ce sens, à la suite des études de l'entraînement des doigts, et dans le cadre du PPR PerfAnalytics, une équipe de l'UGA teste nos protocoles d'entraînement (F80 de l'Etude 6) pour déterminer l'amélioration des flux sanguins qu'ils provoquent.

Une autre piste est l'amélioration ou le développement des outils eux-mêmes. L'outil

SmartBoard® analyse uniquement la force dans l'axe verticale. Si cette première approche est cohérente pour élaborer des premières connaissances, on pourrait obtenir des informations supplémentaires intéressantes en analysant les forces exercées dans les axes antéro-postérieurs et médio-latéraux. Ces informations peuvent pourtant être utiles pour les doigts comme pour les bras. En particulier, si l'outil est utilisé non plus en « *no foot* » (bipédie des membres supérieurs) mais en quadrupédie verticale, autrement dit en situation d'escalade, nous pourrions obtenir des informations cruciales sur la technique et la coordination des athlètes ainsi que sur la manière de combiner les forces pour réaliser un mouvement ou un enchaînement de mouvement. Dans ce sens, le projet ANR PerfAnalytics qui était en collaboration avec l'UGA a débuté une démarche en instrumentant avec des capteurs 6D les prises des murs d'escalade de vitesse, permettant d'obtenir les forces et les moments dans les trois axes (Hugues et al., 2023). Même si ces travaux n'en sont qu'à leurs débuts, il sera ensuite intéressant de mesurer les puissances et les forces exercées en situation et de les comparer à nos tests standardisés sur l'outil SmartBoard®. Ils permettront d'établir des mesures et des valeurs de référence à chaque prise et chaque moment clé de la voie de vitesse. Pour aller encore plus loin, les capteurs de force équipant le mur de vitesse sont également couplés à des caméras vidéo permettant de reconstruire le mouvement en 3D. Cette combinaison permettra d'évaluer, avec de la dynamique inverse, les efforts à chaque articulation, permettant ainsi d'identifier les points de différences de réalisation entre les athlètes et entre les essais. Dans cette perspective, il serait ainsi possible de recommander aux athlètes des niveaux de force minimaux ou standardisés selon un certain niveau d'expertise ou pour réaliser un passage déterminant. Cette démarche appliquée en escalade se rapprocherait de celle réalisée dans les sports explosifs, où il a été suggéré que les athlètes capables de réaliser un squat avec au moins deux fois leur masse corporelle peuvent sauter plus haut ou sprinter plus vite que les athlètes avec une force en squat plus faible (Saeterbakken et al., 2024).

Plus largement, la démarche réalisée dans ce travail de thèse en escalade s'inscrit dans l'évolution générale des équipements sportifs qui permettent de monitorer le sport. Des exemples d'une démarche similaire dans d'autres sports peuvent être cités. Si on prend l'exemple de l'athlétisme, une méthode de terrain permettant de déterminer le profil F-V a été proposée et validée en course sprint (Samozino et al., 2016). Ce modèle requière des variables anthropométriques (masse corporelle et taille) et spatio-temporelles (vitesse instantanée), aisément accessibles en dehors d'un laboratoire et annihilant le besoin de mesures de force avec des plateformes de force. Ce modèle peut alors être utilisé *in situ* avec des outils de terrain tels que des radars (Haugen et al., 2020), des appareils équipés de localisation GPS (Clavel et al., 2022), que la plupart des équipes élites de sports collectifs possède, voire simplement avec smartphone via une application (Romero-Franco et al., 2017). Un autre exemple existe depuis longtemps dans le cyclisme, où des compteurs de puissance mesurent le couple à l'aide de jauges de contraintes et de la vitesse angulaire. Les capteurs peuvent être intégrés dans le plateau arrière, le système de pédalier ou sur les pédales et permettent d'obtenir un retour d'information en direct sur la puissance exercée, et donc sur l'intensité d'effort, tout au long d'une course

(Nimmerichter et al., 2017). Dans les deux cas, l'apport de ces méthodes permet d'évaluer les athlètes dans leur environnement et d'accumuler des données de terrain qui permettent de répondre à des questions fondamentales jusqu'alors non résolues.

Vers une méthodologie intégrée de l'innovation du sport connecté

Dans cette mouvance vers le sport « instrumenté », notre travail, qui a consisté à développer des méthodes *in situ* dans deux démarches de recherche similaires, peut être perçu comme une **preuve de concept transposable à d'autres sports**. Ainsi, si l'on souhaite généraliser la démarche qu'a été la nôtre, un processus méthodologique en trois phases principales peut être élaboré sur la base de l'expérience accumulée dans ce travail.

En amont, le manque existant dans le sport ciblé doit être clairement identifié et énoncé. Bien qu'une phase exploratoire puisse être utile, il est nécessaire de poser la problématique spécifique et l'objectif que la technologie vise à résoudre. Cette phase est essentielle car elle permet d'éviter l'écueil des outils connectés de type « gadget ». Cette problématique et cet objectif est accompagné par l'identification d'un ou des facteurs déterminants et corrélés à la performance.

Dans notre cas, le manque résidait principalement dans l'absence d'une quantification des charges d'entraînement en escalade. En course à pied, le problème était plutôt de l'ordre méthodologique appliqué au terrain (s'acquitter de la mesure de force). Nous avons ensuite exploité les variables établies dans le chapitre II pour examiner les facteurs intrinsèques ou extrinsèques susceptibles d'influencer ces déterminants, comme présentés dans les chapitres III et IV, afin d'interpréter les mécanismes d'interaction et d'adaptation entre l'athlète et son environnement. En escalade par exemple, cela nous a permis de déterminer de manière précise les intensités de charge à appliquer pendant les entraînements selon les capacités ciblées.

Un premier point à réaliser consiste à sélectionner l'instrumentation appropriée capable de mesurer les paramètres souhaités en condition écologique. Bien que les progrès technologiques aient permis de développer des capteurs miniatures, peu coûteux et non invasifs, il demeure difficile de déterminer le dispositif le plus adapté au besoin. Pour ce faire, une analyse approfondie des conditions d'utilisation est nécessaire. Cette analyse comprend plusieurs aspects, notamment les mesures que l'on peut effectuer (force, vitesse, accélération, pression, etc.), ainsi que la variable clé que cible ces mesures (puissance, travail, etc.).

Dans cette sélection technologique, il est crucial de tenir compte des considérations pratiques, comme l'emplacement, l'encombrement, l'autonomie des capteurs. Ces derniers peuvent être positionnés sur l'équipement lui-même, comme pour la SmartBoard®, ou dans un pédalier, sur des skis, dans un kayak ou une rame, mais aussi directement sur l'athlète, que ce soit sur ses chaussures, sa ceinture, ou toute autre partie pertinente du corps. Si le sport en question se joue dans une zone délimitée (sports collectifs, de raquette, etc.), les capteurs peuvent aussi être positionnés autour de cette zone (Edriss et al., 2024). Les questions logistiques telles que la taille, le poids, la source d'alimentation,

l'autonomie, la capacité de stockage, l'intégration, la connectivité, la nécessité d'un serveur en ligne, ainsi que l'éventuelle synchronisation avec d'autres outils sont également cruciales à prendre en compte. Enfin, des aspects commerciaux tels que le public cible (particuliers ou professionnels, experts ou amateurs) et les implications financières associées doivent être soigneusement évalués pour assurer le succès et la viabilité du futur outil.

Identifier la ou les variables pertinentes constitue un second point à réaliser. En effet, si une variable générique telle que la puissance est à l'origine du projet, il est primordial de trouver les modalités de calcul et de traitement statistique de cette variable qui donne du sens dans la mesure de l'activité : le pic de puissance, la puissance moyenne, la puissance à l'impulsion, la puissance à la réception, etc. Dans cet affinage, il est crucial d'être dans une démarche en adéquation et en lien avec la recherche. L'essentiel est de veiller à distinguer les données pertinentes des innombrables informations que ces outils peuvent contenir, et un surplus de données disponibles peut entraîner une difficulté d'interprétation si celles-ci ne sont pas correctement organisées et coordonnées. Un accéléromètre fournit par exemple des données brutes d'accélération, permettant non seulement de mesurer les impacts à chaque pas de course, mais également la vitesse et le déplacement par intégrations successives, ainsi que la force exercée. Un autre exemple précédemment abordé est celui du projet PerfAnalytics (Hugues et al., 2023), où le mur de vitesse a été équipé de capteurs de force 6D, couplés à des caméras. Dans cette configuration, une quantité importante de données brutes peuvent être collectées, telle que la force, le moment, la vitesse, l'accélération, dans les trois axes et provenant de plusieurs capteurs simultanément. C'est pourquoi rester vigilant face à l'abondance de ces données et rester focalisé sur la problématique initiale est essentiel.

Dans un objectif de performance dans la production d'un mouvement, les données de puissance (de force et de vitesse également) sont souvent les indicateurs les plus importants à considérer dans la plupart des sports. C'est le cas de notre dispositif en escalade (Devise et al., 2023b; Draper et al., 2011; Laffaye et al., 2014) mais on retrouve également cette variable dans les travaux sur le saut (Sheppard et al., 2008), le sprint (Rabita et al., 2015), le cyclisme (Pinot & Grappe, 2011), la natation (Barbosa et al., 2015), etc. Si le but recherché est de prévenir des blessures, la donnée brute mesurée peut être identique mais les paramètres finaux peuvent différer. Par exemple, notre outil développé en escalade mesure la force, à partir de laquelle on peut déduire soit la puissance, indicatrice de performance, soit le ratio fléchisseur/extenseur, indicateur du risque de blessure. Cette approche peut également s'appliquer dans le domaine de la réhabilitation (cf. Annexe A), aussi bien que dans la santé et l'activité physique quotidienne. Ainsi, il importe donc de discerner les paramètres pertinents à l'activité.

Une fois la ou les variables d'intérêt fixées, le troisième point à réaliser implique de mettre l'outil et les variables en exploitation au service de différents questionnements scientifiques. Pour cela, si l'on considère que les technologies embarquées sont de plus en plus performantes dans la collecte des données brutes, leur précision et leur fiabilité sont

également cruciales. Cela implique l'utilisation de procédures de référence pour la validation de l'outil et des données. Ensuite, les objectifs de la recherche, les questions spécifiques ainsi que les hypothèses que l'on cherche à élucider doivent être clairement définis. Il convient de concevoir des études qui utilisent ces variables comme des outils de mesure pour répondre à ces problématiques. Cela implique la conception de protocoles expérimentaux, la collecte de données pertinentes, l'analyse des résultats obtenus et l'interprétation des conclusions à la lumière des objectifs de recherche initiaux.

En résumé, il s'agit d'utiliser ces variables comme des indicateurs ou des mesures pour explorer et comprendre les phénomènes ou les processus étudiés dans le cadre de la recherche scientifique.

Des démarches similaires ont déjà été appliquées auparavant, dont voici quelques exemples :

- Après avoir proposé et validé une nouvelle méthode de calcul de la variable d'intérêt, la raideur musculo-tendineuse (Morin et al., 2005), Morin et al. (2004) ont pu étudier l'effet de la fatigue sur les liens raideur-performance lors de la répétition de sprints de 100 m. Les principaux paramètres mécaniques du modèle masse-ressort lors de sprints ont ainsi pu être mesurés pour la première fois sur piste et à intensité maximale.
- Herbaut et al. (2016) ont conçu une chaussette, dans laquelle des capteurs de pression textiles ont été tricotés et intégrés, et ont validé la fiabilité de sa mesure. Cet outil a été utilisé pour mesurer la pression du pied (étant la variable d'intérêt) dans la chaussure afin de la corréler à la perception du confort dans des chaussures de tennis. Cela a permis de déterminer un volume chaussant adapté et optimal chez les joueurs enfants (Herbaut et al., 2019).
- Une méthode de mesure a été validée pour identifier le type d'attaque à l'aide d'accéléromètres placés au niveau du talon et des métatarses (Giandolini et al., 2014). Ainsi, les effets de la pente, de la vitesse et de l'apparition de la fatigue sur le type d'attaque ont pu être analysés tout au long d'un trail (Giandolini et al., 2015).

Comme évoqué dans le cadre théorique, nombreux sont les coachs et les entraîneurs qui fixent encore de manière empirique les programmes d'entraînement et agissent selon leur « bon sens ». Pour compléter cette approche, il est primordial d'arriver à transmettre aux entraîneurs les connaissances établies dans leur domaine, au fur et à mesure des avancées et découvertes scientifiques. Bien que la fiabilité des outils et des données soit pleinement exploitée en laboratoire, il doit toutefois y avoir un compromis entre le potentiel de l'utilisation de la technologie et sa praticité sur le terrain. Si ce compromis n'est pas atteint, principalement en raison de l'absence d'une normalisation appropriée de l'acquisition des données et des outils pour l'analyse qui en résulte, le dispositif peut alors être mal perçu par les entraîneurs et faiblement utilisé. Une bonne collaboration entre acteurs de la recherche et praticiens est cruciale pour surmonter ce problème. Cette considération amène aux notions des champs de connaissances des Sciences Humaines et Sociales d'acceptabilité et d'acceptation des technologies. Ces outils peuvent être accessibles à tous, mais quelle est l'appropriation de ces outils par les sportifs du point de vue des enjeux

psycho-sociaux ? L'acceptabilité se réfère à l'utilisation perçue *a priori*, tandis que l'acceptation se réfère à l'utilisation réelle. Pour examiner l'acceptation, deux facteurs clés sont étudiés pour prédire l'acceptation d'une technologie : l'utilité perçue et la facilité d'utilisation perçue, ainsi que l'espérance de performance et la motivation. Cela peut se définir comme « *le degré auquel une personne pense que l'utilisation d'un système particulier améliorerait ses performances* » (Davis, 1989), l'utilité perçue décrit la valeur que les utilisateurs croient pouvoir trouver dans un tel dispositif. Par ailleurs, la facilité d'utilisation perçue est caractérisée par « *la mesure dans laquelle une personne croit que l'utilisation d'un système particulier serait sans effort* » (Davis, 1989). Selon ce modèle, l'utilité perçue et la facilité d'utilisation perçue se combinent pour développer des intentions comportementales qui, à leur tour, conduisent à l'adoption d'une technologie (Davis et al., 1992). En outre, ces croyances sont censées déterminer l'attitude d'une personne à l'égard de l'utilisation de la technologie. Ainsi, si l'utilisation d'une nouvelle technologie est évaluée favorablement, ce qui signifie que l'attitude à l'égard de l'utilisation est positive, on s'attend à ce que les individus aient l'intention de l'utiliser.

Ainsi, les futurs développements devraient se concentrer sur la facilité d'utilisation et l'amélioration des processus d'analyse, afin de fournir aux entraîneurs des mesures compréhensibles, concises et aisément interprétables. Ce faisant, ces technologies peuvent faciliter l'acceptation et la mise à disposition d'informations exploitables à la fois pour l'athlète et pour l'entraîneur. Dans notre travail, c'est le lien fort avec les acteurs de la FFME qui a permis d'intégrer l'outil SmartBoard® dans la routine des équipes de France.

L'intégration de ces technologies embarquées dans le domaine du sport est relativement récente et se déploie rapidement, mais elle peut engendrer des problèmes liés à la protection de la vie privée, à la sécurité, à la confidentialité ou encore à l'éthique. En effet, ces technologies sont fréquemment utilisées pour la collecte et le traitement de données personnelles, potentiellement relatives à la santé et aux performances. Toutefois, si ces données fuitent, et tombent entre les mains d'acteurs malveillants et/ou sont diffusées, cela peut entraîner de graves atteintes à la vie privée et conduit à une violation des données. Il faut donc veiller à la sécurité des données recueillies afin d'assurer un minimum de vulnérabilité, ainsi que du respect des diverses réglementations juridiques type RGPD. Parallèlement, les considérations éthiques sont tout aussi importantes, comme toute innovation scientifique où de nouvelles questions encore impensées peuvent se poser. Les principes éthiques régissant la collecte, l'utilisation et la diffusion des données personnelles doivent être respectées afin de préserver la vie privée et les droits des athlètes. Il ne faut donc pas négliger ces questions pour maintenir la confiance entre tous les acteurs, que ce soit les athlètes, les organisations sportives ou les fournisseurs de technologies (Seçkin et al., 2023).

Les capacités de locomotion

D'un point de vue fondamental, notre travail montre que les deux sports étudiés nécessitent une efficacité biomécanique spécifique pouvant relever de phénomènes physiologiques communs comme **le SSC**. Celui-ci comprend plusieurs mécanismes en interaction

entre eux, notamment l'énergie élastique, la force résiduelle, le réflexe myotatique, la réduction du relâchement musculaire et l'augmentation de la stimulation (Van Hooren & Zolotarjova, 2017). L'énergie mécanique absorbée par les structures musculo-tendineuses lors de la phase excentrique est restituée lors de la phase concentrique qui suit immédiatement. Si cela était bien établit sur le membre inférieur, aucune étude ne l'avait mis en avant sur le membre supérieur en tant que membre locomoteur. Cette idée amène à comparer la capacité à solliciter ce phénomène entre les membres inférieurs et supérieurs. Les différences dans la distribution des types de fibres musculaires, dans l'architecture musculaire (e.g. angle de pennation) ou dans la raideur des tissus tendineux (Azizi & Roberts, 2014; Bosco et al., 1982; Komi, 1984; Ørtenblad et al., 2018) suggèrent une contribution différente du SSC. Notamment, la raideur du tendon d'Achille, permettrait de stocker et restituer 35% de l'énergie élastique totale à 4.5 $m \cdot s^{-1}$ (Ker et al., 1987). De plus, le SSC est « naturel » dans certains mouvements comme la course et la marche et « appris » dans d'autres comme le CMJ, le développé couché ou la traction avec contre-mouvement (Wilson & Flanagan, 2008). Dans les mouvements naturels, l'énergie élastique est plus efficacement utilisée avec des raideurs relativement élevées. Dans les mouvements appris, il est important de se focaliser sur la rapidité de la transition entre les mouvements excentriques et concentriques pour être plus efficace (Wilson & Flanagan, 2008). L'efficacité des membres inférieurs serait ainsi meilleure comparée aux membres supérieurs (Pogliaghi et al., 2006).

Les coordinations sont un autre phénomène revêtant une importance fondamentale dans l'équilibre et la propulsion de la locomotion dans les deux sports étudiés. En particulier, le rôle des membres libres dans la performance apparait comme crucial dans les deux cas. En course à pied, un mouvement de balancement alternatif des bras synchronisé avec la foulée est impliqué afin de maintenir équilibre et stabilité ainsi que de propulser le centre de masse vers l'avant (Hinrichs et al., 1987). L'escalade nécessite d'organiser ses mouvements des mains et des pieds pour gravir efficacement la paroi et maintenir un équilibre (Bourdin et al., 1999). Les membres libres, c'est-à-dire ceux qui ne sont pas en contact avec une surface, aident les membres locomoteurs (qui sont en contact avec la surface) et améliorent la performance. Par exemple, l'élan des bras augmente la hauteur d'un saut par rapport à un saut sans l'intervention des bras (Hara et al., 2006). De même, la course à pied avec balancier des bras est plus efficace en limitant l'amplitude de rotation des épaules et du pelvis, comparée à une course où le mouvement des bras est restreint (Arellano & Kram, 2014). C'est également le cas lors d'une traction coordonnée par rapport à une traction stricte, où le mouvement du tronc et des membres inférieurs est restreint (Etude 3).

Par ailleurs, pour étudier **l'impact de l'interface Homme/environnement sur l'adaptabilité et les stratégies de coordination motrice** dans le mouvement sportif, l'analyse peut se faire à plusieurs niveaux, que ce soit une coordination inter- ou intra-segmentaire impliquant différents segments corporels, ou une coordination inter-musculaire (synergies musculaires, co-activations, modulation de la contraction…). Ces deux

activités sont ainsi régies par une séquence musculaire spécifique qui guide le mouvement, induisant des processus similaires dans toute la chaîne musculaire et articulaire du membre. L'ensemble des études nous montre que différents modes de coordination motrices et différentes modalités d'adaptation de la coordination apparaissent en fonction des contraintes, indiquant qu'il n'existe pas un mode de coordination idéal mais des modes de coordination et différentes façons de s'adapter. Cela souligne l'importance de considérer l'interface utilisée entre l'athlète et l'environnement dans la réalisation des mouvements sportifs, générant différentes stratégies de coordination des membres supérieurs (e.g. selon la profondeur de prise), des membres inférieurs (e.g. selon le drop), voire du corps entier. Cette interface est en perpétuelle évolution ; les innombrables caractéristiques de prises d'escalade ou de chaussures de course d'un côté, et les différences anthropométriques de l'athlète de l'autre, offrent tout autant de possibilités d'action pertinentes (Gibson, 2014). Ainsi, cela démontre bien que l'interface joue un rôle aussi bien de manière directe et locale (e.g. changement de la force des doigts ou de l'angle pied/sol) qu'au niveau global (e.g. modification de la puissance de traction ou du travail cinétique) et qu'il ne faut pas négliger cette interaction Homme/environnement. Cette considération est particulièrement cruciale pour le développement ergonomique et dans la compréhension des risques de blessure. Cela montre bien que ces démarches doivent s'élaborer en ayant une réflexion du mouvement dans sa globalité en plus d'une réflexion locale de l'interface seule.

En perspective, pour une **approche plus intégrative**, élargir notre compréhension du mouvement au-delà de l'analyse biomécanique « pure » serait complémentaire, que ce soit en course à pied, en escalade, ou dans toute autre activité sportive. En effet, l'approche biomécanique apporte de nouvelles informations et connaissances mais peut apparaître comme « décontextualisante », dans la mesure où elle est descriptive, simplifie et décompose la situation en plusieurs tâches, souvent étudiées indépendamment et en laboratoire. Il serait alors intéressant de considérer les interactions entre les séquences pour rapprocher la biomécanique des aspects liés au contrôle moteur (Glazier et al., 2006). Par exemple, le mouvement des membres inférieurs et supérieurs en escalade a été analysé cinématiquement à partir de l'angle formé entre l'horizontale, l'appui gauche et l'appui droit afin d'établir plusieurs modes de coordination et de quantifier la répartition du temps entre ces modes (phase ou antiphase) lors d'une ascension (Seifert et al., 2011). De façon similaire, la différence de phase entre le coude et le genou a permis d'évaluer les variations intra-cycliques de ce couplage articulaire lors de la marche et de la course (Li et al., 1999). Il serait donc à ce stade intéressant de revisiter ces paradigmes à la lumière des capacités physiologiques et biomécaniques des individus qui peuvent être explorés avec nos méthodes. Cela permettrait de théoriser les choix de coordinations en fonction de l'interaction de l'environnement et des capacités physiologiques et biomécaniques.

Conclusion et perspectives

La recherche de la **compréhension du mouvement humain et des techniques**

d'analyse employées est historiquement diversifiée et riche. A l'ère d'un monde hyper-connecté et avec l'avènement des nouvelles technologies, l'accumulation d'une quantité massive de données (Big Data) ainsi que la croissance de l'intelligence artificielle (IA) vont nous amener à redéfinir notre vision de l'utilisation et de l'exploitation des données. L'IA est définie comme la capacité d'un système à interpréter et à apprendre à partir de données extérieures et à adopter les résultats de l'apprentissage pour atteindre des objectifs spécifiques et résoudre des problèmes grâce à une adaptation flexible. Autrefois, nous manquions d'outils pour analyser le mouvement de manière détaillée. Désormais, nous faisons face à une abondance d'outils et de données, posant de nouveaux défis en termes de gestion et d'interprétation. Le rapide développement de l'IA (incluant le *machine learning*, le *deep learning*, etc.) nous amènera à analyser ses impacts potentiels et à envisager les possibles directions vers lesquelles se tourner dans un futur certainement plus proche qu'on ne le pense.

Au travers des différentes activités et questionnements abordés dans nos travaux, nous avons ainsi mis en lumière que les mécanismes d'adaptation et de coordination, ainsi que l'effet de l'interface proviennent de processus communs mais répondent souvent de manière individuelle. La richesse des outils de terrain, accompagnés de statistiques appropriées, permettra cette analyse individuelle. L'importance de l'individualisation des analyses de terrain est définitivement l'avenir de nos disciplines.

Sur un plan personnel, dans le cadre de cette VAE et au travers de ce document et de ces études, ces six ans d'expériences dans ce domaine m'ont permis d'accumuler et d'approfondir des connaissances dans mon domaine d'expertise, bien que l'apprentissage reste constant. Cela m'a aussi permis de développer un schéma d'analyse critique permettant d'évaluer de manière rigoureuse les résultats et les interprétations de recherche, y compris les miens. Ces années m'ont surtout permis d'acquérir un recul de chercheure. Au fil des expériences, j'ai été amené à travailler sur une variété de projets, chacun avec ses défis et ses opportunités. Cette exposition m'a offert une perspective plus large sur la recherche, pas seulement en course à pied ou en escalade, et une vision d'ensemble sur la manière dont différents aspects se relient les uns aux autres. Enfin, cela m'a aussi permis de comprendre qu'établir des collaborations et un réseau afin d'installer un dialogue, d'accéder à des ressources supplémentaires et à des points de vue diversifiés, sont des aspects d'autant plus cruciaux pour transférer un savoir en condition écologique. Toutes ces compétences renforcent une capacité de recul précieuse permettant de comprendre les tendances, lacunes et défis de mon domaine, d'enrichir mes perspectives et d'identifier de nouvelles opportunités de recherche.

Bibliographie

Aleshinsky, S. Yu. (1986). An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem—I. Basic concepts, description of the model, analysis of a one-link system movement. *Journal of Biomechanics*, *19*(4), 287–293. https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90003-5

Alexander, R. M. (1988). *Elastic mechanisms in animal movement*.

Alfredson, H., Pietilä, T., & Lorentzon, R. (1998). Concentric and eccentric shoulder and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active females. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *8*(5), 265–270. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00481.x

Altman, A. R., & Davis, I. S. (2012). A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait & Posture*, *35*(2), 298–300. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.104

Amarantini, D., & Martin, L. (2004). A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of Biomechanics*, *37*(9), 1393–1404. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.020

Amca, A. M., & Arıtan, S. (2015, July 1). *Effect of Hold Sloper Angle and Hold Depth on Maximal Finger Force Capacity of Rock Climbers*. The 33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France.

Amca, A. M., Vigouroux, L., Aritan, S., & Berton, E. (2012). Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing. *Journal of Sports Sciences*, *30*(7), 669–677. https://doi.org/10.1080/02640414.2012.658845

Andersen, V., Fimland, M. S., Wiik, E., Skoglund, A., & Saeterbakken, A. H. (2014). Effects of Grip Width on Muscle Strength and Activation in the Lat Pull-Down. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *28*(4), 1135. https://doi.org/10.1097/JSC.0000000000000232

Anderson, L. M., Bonanno, D. R., Hart, H. F., & Barton, C. J. (2020). What are the Benefits and Risks Associated with Changing Foot Strike Pattern During Running? A Systematic Review and Meta-analysis of Injury, Running Economy, and Biomechanics. *Sports Medicine*, *50*(5), 885–917. https://doi.org/10.1007/s40279-019-01238-y

Anderson, M. (2018). Force-Sensing Hangboard to Enhance Finger Training in Rock Climbers. *Proceedings*, *2*(6), 227. https://doi.org/10.3390/proceedings2060227

Anderson, T. (1996). Biomechanics and Running Economy. *Sports Medicine*, *22*(2), 76–89. https://doi.org/10.2165/00007256-199622020-00003

Antinori, F., Felici, F., Figura, F., Marchetti, M., & Ricci, B. (1988). Joint moments and work in pull-ups. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *28*(2), 132–137.

Arampatzis, A., Knicker, A., Metzler, V., & Brüggemann, G.-P. (2000). Mechanical power in running: A comparison of different approaches. *Journal of Biomechanics*, *33*(4), 457–463.

Ardigò, L. P., Lafortuna, C., Minetti, A. E., Mognoni, P., & Saibene, F. (1995). Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and rearfoot strike, in human running. *Acta Physiologica Scandinavica*, *155*(1), 17–22. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1995.tb09943.x

Arellano, C. J., & Kram, R. (2014). The metabolic cost of human running: Is swinging the arms worth it? *Journal of Experimental Biology*, *217*(14), 2456–2461. https://doi.org/10.1242/jeb.100420

Asmussen, E., & Bonde-Petersen, F. (1974). Apparent Efficiency and Storage of Elastic Energy in Human Muscles during Exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, *92*(4), 537–545. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1974.tb05776.x

Avogadro, P., Chaux, C., Bourdin, M., Dalleau, G., & Belli, A. (2004). The use of treadmill ergometers for extensive calculation of external work and leg stiffness during running. *European*

Journal of Applied Physiology, *92*(1–2), 182–185. https://doi.org/10.1007/s00421-004-1085-6
Avogadro, P., Dolenec, A., & Belli, A. (2003). Changes in mechanical work during severe exhausting running. *European Journal of Applied Physiology*, *90*(1–2), 165–170. https://doi.org/10.1007/s00421-003-0846-y
Azizi, E., & Roberts, T. J. (2014). Geared up to stretch: Pennate muscle behavior during active lengthening. *Journal of Experimental Biology*, *217*(3), 376–381. https://doi.org/10.1242/jeb.094383
Baláš, J. (2016). Chapter 9: Muscular strength and endurance in climbers. In L. Seifert, P. Wolf, & A. Schweizer (Eds.), *The Science of Climbing and Mountaineering* (1st ed., pp. 147–163). Routledge, Taylor and Francis.
Baláš, J., Gajdošík, J., Giles, D., Fryer, S., Krupková, D., Brtník, T., & Feldmann, A. (2021). Isolated finger flexor vs. exhaustive whole-body climbing tests? How to assess endurance in sport climbers? *European Journal of Applied Physiology*, *121*(5), 1337–1348. https://doi.org/10.1007/s00421-021-04595-7
Baláš, J., Michailov, M., Giles, D., Kodejška, J., Panáčková, M., & Fryer, S. (2016). Active recovery of the finger flexors enhances intermittent handgrip performance in rock climbers. *European Journal of Sport Science*, *16*(7), 764–772. https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1119198
Baláš, J., Panáčková, M., Strejcová, B., Martin, A. J., Cochrane, D. J., Kaláb, M., Kodejška, J., & Draper, N. (2014). The Relationship between Climbing Ability and Physiological Responses to Rock Climbing. *The Scientific World Journal*, *2014*, 1–6. https://doi.org/10.1155/2014/678387
Baláš, J., Pecha, O., Martin, A. J., & Cochrane, D. (2012). Hand–arm strength and endurance as predictors of climbing performance. *European Journal of Sport Science*, *12*(1), 16–25. https://doi.org/10.1080/17461391.2010.546431
Barbosa, T. M., Morais, J. E., Marques, M. C., Costa, M. J., & Marinho, D. A. (2015). The Power Output and Sprinting Performance of Young Swimmers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(2), 440–450. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000626
Barnes, W. S. (1980). The relationship between maximum isometric strength and intramuscular circulatory occlusion. *Ergonomics*, *23*(4), 351–357. https://doi.org/10.1080/00140138008924748
Barton, C. J., Bonanno, D., & Menz, H. B. (2009). Development and evaluation of a tool for the assessment of footwear characteristics. *Journal of Foot and Ankle Research*, *2*(1), 10. https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-10
Belli, A. (1996). Measurement of Mechanical Factors of Running Efficiency. In B. Saltin, P. Komi, J. Poortmans, & P. Marconnet (Eds.), *Medicine and Sport Science* (Vol. 41, pp. 57–70). S. Karger AG. https://doi.org/10.1159/000425299
Belli, A., Avela, J., & Komi, P. V. (1993). Mechanical Energy Assessment with Different Methods during Running. *International Journal of Sports Medicine*, *14*(5), 252–256. https://doi.org/10.1055/s-2007-1021173
Belli, A., Bui, P., Berger, A., Geyssant, A., & Lacour, J.-R. (2001). A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *Journal of Biomechanics*, *34*(1), 105–112. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00125-1
Belli, A., Lacour, J. R., Komi, P. V., Candau, R., & Denis, C. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *70*(6), 510–517. https://doi.org/10.1007/BF00634380
Bergua, P., Montero-Marin, J., Gomez-Bruton, A., & Casajús, J. A. (2018). Hanging ability in climbing: An approach by finger hangs on adjusted depth edges in advanced and elite sport climbers. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, *18*(3), 437–450. https://doi.org/10.1080/24748668.2018.1486115
Berrostegieta, J. I. (2006). Relation Between Specific Force Tests and Chained Degree in High Level Sport Climbers. In E. F. Moritz & S. Haake, *The Engineering of Sport 6* (pp. 275–280). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-0-387-46051-2_49

Bertuzzi, R. C. de M., Franchini, E., Kokubun, E., & Kiss, M. A. P. D. M. (2007). Energy system contributions in indoor rock climbing. *European Journal of Applied Physiology*, *101*(3), 293–300. https://doi.org/10.1007/s00421-007-0501-0

Besson, T., Morio, C., Millet, G. Y., & Rossi, J. (2019). Influence of shoe drop on running kinematics and kinetics in female runners. *European Journal of Sport Science*, *19*(10), 1320–1327. https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1603327

Billat, V., Palleja, P., Charlaix, T., Rizzardo, P., & Janel, N. (1995). Energy specificity of rock climbing and aerobic capacity in competitive sport rock climbers. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *35*(1), 20–24.

Blazevich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R., & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology*, *103*(5), 1565–1575. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00578.2007

Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, *22*(11–12), 1217–1227. https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90224-8

Blickhan, R., & Full, R. J. (1993). Similarity in multilegged locomotion: Bouncing like a monopode. *Journal of Comparative Physiology A*, *173*(5). https://doi.org/10.1007/BF00197760

Bobbert, M. F. (2012). Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *Journal of Applied Physiology*, *112*(12), 1975–1983. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00787.2011

Bompa, T. O., & Carrera, M. (2005). *Periodization Training for Sports: Science-based strength and conditioning plans for 17 sports* (Vol. 141). Human Kinetics.

Booth, J., Marino, F., Hill, C., & Gwinn, T. (1999). Energy cost of sport rock climbing in elite performers. *British Journal of Sports Medicine*, *33*(1), 14–18. https://doi.org/10.1136/bjsm.33.1.14

Bosco, C., & Komi, P. V. (1979). Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiologica Scandinavica*, *106*(4), 467–472. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1979.tb06427.x

Bosco, C., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *50*(2), 273–282. https://doi.org/10.1007/BF00422166

Bosco, C., & Rusko, H. (1983). The effect of prolonged skeletal muscle stretch-shortening cycle on recoil of elastic energy and on energy expenditure. *Acta Physiologica Scandinavica*, *119*(3), 219–224. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1983.tb07331.x

Bosco, C., Tihanyi, J., Komi, P. V., Fekete, G., & Apor, P. (1982). Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, *116*(4), 343–349. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1982.tb07152.x

Bourdin, C., Teasdale, N., & Nougier, V. (1998). Attentional demands and the organization of reaching movements in rock climbing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *69*(4), 406–410.

Bourdin, C., Teasdale, N., Nougier, V., Bard, C., & Fleury, M. (1999). Postural constraints modify the organization of grasping movements. *Human Movement Science*, *18*(1), 87–102. https://doi.org/10.1016/S0167-9457(98)00036-0

Bourdin, M., Belli, A., Arsac, L. M., Bosco, C., & Lacour, J. R. (1995). Effect of vertical loading on energy cost and kinematics of running in trained male subjects. *Journal of Applied Physiology*, *79*(6), 2078–2085. https://doi.org/10.1152/jappl.1995.79.6.2078

Bourne, R., Halaki, M., Vanwanseele, B., & Clarke, J. (2011). Measuring Lifting Forces in Rock Climbing: Effect of Hold Size and Fingertip Structure. *Journal of Applied Biomechanics*, *27*(1), 40–46. https://doi.org/10.1123/jab.27.1.40

Breine, B., Malcolm, P., Van Caekenberghe, I., Fiers, P., Frederick, E. C., & De Clercq, D. (2017). Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running. *Journal of Sports Sciences*, *35*(15), 1556–1564. https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1225970

Browning, R. C. (2012). Locomotion Mechanics in Obese Adults and Children. *Current Obesity Reports*, *1*(3), 152–159. https://doi.org/10.1007/s13679-012-0021-z

Burgess, K. E., Connick, M. J., Graham-Smith, P., & Pearson, S. J. (2007). Plyometric vs. Isometric training influences on tendon properties and muscle output. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *21*(3), 986–989. https://doi.org/10.1519/R-20235.1

Burns, G. T., Gonzalez, R., & Zernicke, R. F. (2021). Improving spring–mass parameter estimation in running using nonlinear regression methods. *Journal of Experimental Biology*, *224*(6), jeb232850. https://doi.org/10.1242/jeb.232850

Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, *18*(6), 511–517. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00071-8

Calmels, P., & Minaire, P. (1995). A review of the role of the agonist/antagonist muscle pairs ratio in rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, *17*(6), 265–276. https://doi.org/10.3109/09638289509166646

Candau, R., Belli, A., Millet, G. Y., Georges, D., Barbier, B., & Rouillon, J. D. (1998). Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, *77*(6), 479–485. https://doi.org/10.1007/s004210050363

Carvalho, H. M., Coelho-e-Silva, M. J., Eisenmann, J. C., & Malina, R. M. (2013). Aerobic Fitness, Maturation, and Training Experience in Youth Basketball. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *8*(4), 428–434. https://doi.org/10.1123/ijspp.8.4.428

Caumes, M., Goislard De Monsabert, B., Hauraix, H., Berton, E., & Vigouroux, L. (2019). Complex couplings between joints, muscles and performance: The role of the wrist in grasping. *Scientific Reports*, *9*(1), 19357. https://doi.org/10.1038/s41598-019-55443-w

Cavagna, G. A. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, *39*(1), 174–179. https://doi.org/10.1152/jappl.1975.39.1.174

Cavagna, G. A. (2006). The landing–take-off asymmetry in human running. *Journal of Experimental Biology*, *209*(20), 4051–4060. https://doi.org/10.1242/jeb.02344

Cavagna, G. A., Dusman, B., & Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology*, *24*(1), 21–32. https://doi.org/10.1152/jappl.1968.24.1.21

Cavagna, G. A., & Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of Physiology*, *268*(2), 467–481. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1977.sp011866

Cavagna, G. A., Legramandi, M. A., & La Torre, A. (2011). Running backwards: Soft landing–hard takeoff, a less efficient rebound. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, *278*(1704), 339–346. https://doi.org/10.1098/rspb.2010.1212

Cavagna, G. A., Legramandi, M. A., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2008). Old men running: Mechanical work and elastic bounce. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, *275*(1633), 411–418. https://doi.org/10.1098/rspb.2007.1288

Cavagna, G. A., Mantovani, M., Willems, P. A., & Musch, G. (1997). The resonant step frequency in human running. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, *434*(6), 678–684. https://doi.org/10.1007/s004240050451

Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, *19*(2), 249–256. https://doi.org/10.1152/jappl.1964.19.2.249

Cavagna, G. A., Willems, P. A., Franzetti, P., & Detrembleur, C. (1991). The two power limits conditioning step frequency in human running. *The Journal of Physiology*, *437*(1), 95–108. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018586

Cavagna, G. A., Willems, P. A., & Heglund, N. C. (2000). The role of gravity in human walking: Pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of Physiology*, *528*(3), 657–668. https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.00657.x

Ceyssens, L., Vanelderen, R., Barton, C., Malliaras, P., & Dingenen, B. (2019). Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. *Sports Medicine*, *49*(7), 1095–1115. https://doi.org/10.1007/s40279-019-01110-z

Chambon, N., Delattre, N., Guéguen, N., Berton, E., & Rao, G. (2014). Is midsole thickness a key parameter for the running pattern? *Gait & Posture*, *40*(1), 58–63. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.005

Chambon, N., Delattre, N., Guéguen, N., Berton, E., & Rao, G. (2015). Shoe drop has opposite influence on running pattern when running overground or on a treadmill. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(5), 911–918. https://doi.org/10.1007/s00421-014-3072-x

Chang, Y.-H., & Kram, R. (1999). Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *Journal of Applied Physiology*, *86*(5), 1657–1662. https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.5.1657

Charissou, C., Amarantini, D., Baurès, R., Berton, E., & Vigouroux, L. (2017). Effects of hand configuration on muscle force coordination, co-contraction and concomitant intermuscular coupling during maximal isometric flexion of the fingers. *European Journal of Applied Physiology*, *117*(11), 2309–2320. https://doi.org/10.1007/s00421-017-3718-6

Cheung, R. T. H., & Ngai, S. P. (2016). Effects of footwear on running economy in distance runners: A meta-analytical review. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *19*(3), 260–266. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.03.002

Cheung, R. T. H., Wong, M. Y. M., & Ng, G. Y. F. (2011). Effects of motion control footwear on running: A systematic review. *Journal of Sports Sciences*, *29*(12), 1311–1319. https://doi.org/10.1080/02640414.2011.591420

Chumanov, E. S., Wille, C. M., Michalski, M. P., & Heiderscheit, B. C. (2012). Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. *Gait & Posture*, *36*(2), 231–235. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.023

Clavel, P., Leduc, C., Morin, J.-B., Owen, C., Samozino, P., Peeters, A., Buchheit, M., & Lacome, M. (2022). Concurrent Validity and Reliability of Sprinting Force–Velocity Profile Assessed With GPS Devices in Elite Athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *17*(10), 1527–1531. https://doi.org/10.1123/ijspp.2021-0339

Coetzee, D. R., Albertus, Y., Tam, N., & Tucker, R. (2018). Conceptualizing minimalist footwear: An objective definition. *Journal of Sports Sciences*, *36*(8), 949–954. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1346816

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). L. Erlbaum Associates.

Cui, Y., Gómez, M.-Á., Gonçalves, B., Liu, H., & Sampaio, J. (2017). Effects of experience and relative quality in tennis match performance during four Grand Slams. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, *17*(5), 783–801. https://doi.org/10.1080/24748668.2017.1399325

Cutts, A., & Bollen, S. R. (1993). Grip Strength and Endurance in Rock Climbers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, *207*(2), 87–92. https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1993_207_275_02

Dalen, T., Welde, B., Van Den Tillaar, R., & Aune, T. K. (2013). Effect of single vs. Multi joint ballistic resistance training upon vertical jump performance. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*, *19*, 86. https://doi.org/10.12697/akut.2013.19.08

Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M., & Lacour, J.-R. (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *European Journal of Applied Physiology*, *77*(3), 257–263. https://doi.org/10.1007/s004210050330

Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2004). A Simple Method for Field Measurements of Leg Stiffness in Hopping. *International Journal of Sports Medicine*, *25*(3), 170–176. https://doi.org/10.1055/s-2003-45252

Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., & Lieberman, D. E. (2012). Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *44*(7), 1325–1334. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182465115

Davies, C. T. (1980). Effects of wind assistance and resistance on the forward motion of a runner. *Journal of Applied Physiology*, *48*(4), 702–709. https://doi.org/10.1152/jappl.1980.48.4.702

Davis, F. D. (1989). Technology acceptance model: TAM. *Al-Suqri, MN, Al-Aufi, AS: Information Seeking Behavior and Technology Adoption*, *205*, 219.

Davis, F. D., Bagozzi, R. P., & Warshaw, P. R. (1992). Extrinsic and Intrinsic Motivation to Use

Computers in the Workplace. *Journal of Applied Social Psychology*, *22*(14), 1111–1132. https://doi.org/10.1111/j.1559-1816.1992.tb00945.x
Davis, I. S. (2014). The Re-emergence of the Minimal Running Shoe. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *44*(10), 775–784. https://doi.org/10.2519/jospt.2014.5521
Devise, M., Lechaptois, C., Berton, E., & Vigouroux, L. (2022). Effects of Different Hangboard Training Intensities on Finger Grip Strength, Stamina, and Endurance. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*, 862782. https://doi.org/10.3389/fspor.2022.862782
Devise, M., Pasek, L., Goislard De Monsabert, B., & Vigouroux, L. (2023a). Finger flexion to extension ratio in healthy climbers: A proposal for evaluation and rebalance. *Frontiers in Sports and Active Living*, *5*, 1243354. https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2023.1243354
Devise, M., Quaine, F., & Vigouroux, L. (2023b). Assessing climbers' pull-up capabilities by differentiating the parameters involved in power production. *PeerJ*, *11*, e15886. https://doi.org/10.7717/peerj.15886
Devise, M., Rossi, J., Théveniau, N., & Belli, A. (2019). Simple method for measuring center of mass work during field running. *Journal of Biomechanics*, *97*, 109369. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109369
Dewolf, A. H., Peñailillo, L. E., & Willems, P. A. (2016). The rebound of the body during uphill and downhill running at different speeds. *Journal of Experimental Biology*, *219*(15), 2276–2288. https://doi.org/10.1242/jeb.142976
Di Prampero, P. (1986). The Energy Cost of Human Locomotion on Land and in Water. *International Journal of Sports Medicine*, *07*(02), 55–72. https://doi.org/10.1055/s-2008-1025736
Dinunzio, C., Porter, N., Van Scoy, J., Cordice, D., & McCulloch, R. S. (2018). Alterations in kinematics and muscle activation patterns with the addition of a kipping action during a pull-up activity. *Sports Biomechanics*, *18*(6), 622–635. https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1452971
Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., & Belli, A. (2008). Barefoot-Shod Running Differences: Shoe or Mass Effect? *International Journal of Sports Medicine*, *29*(6), 512–518. https://doi.org/10.1055/s-2007-989233
Dos Anjos Souza, V. R., Seffrin, A., Da Cunha, R. A., Vivan, L., De Lira, C. A. B., Vancini, R. L., Weiss, K., Knechtle, B., & Andrade, M. S. (2023). Running economy in long-distance runners is positively affected by running experience and negatively by aging. *Physiology & Behavior*, *258*, 114032. https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2022.114032
Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017). Chronic Adaptations to Eccentric Training: A Systematic Review. *Sports Medicine*, *47*(5), 917–941. https://doi.org/10.1007/s40279-016-0628-4
Draper, N., Dickson, T., Blackwell, G., Priestley, S., Fryer, S., Marshall, H., Shearman, J., Hamlin, M., Winter, D., & Ellis, G. (2011). Sport-specific power assessment for rock climbing. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *51*(3), 10.
Draper, N., Giles, D., Schöffl, V., Konstantin Fuss, F., Watts, P. B., Wolf, P., Baláš, J., Espana-Romero, V., Blunt Gonzalez, G., Fryer, S., Fanchini, M., Vigouroux, L., Seifert, L., Donath, L., Spoerri, M., Bonetti, K., Phillips, K., Stöcker, U., Bourassa-Moreau, F., … Abreu, E. (2015). Comparative grading scales, statistical analyses, climber descriptors and ability grouping: International Rock Climbing Research Association position statement. *Sports Technology*, *8*(3–4), 88–94. https://doi.org/10.1080/19346182.2015.1107081
Draper, N., Giles, D., Taylor, N., Vigouroux, L., España-Romero, V., Baláš, J., Solar Altamirano, I., Mally, F., Beeretz, I., Couceiro Canalejo, J., Josseron, G., Kodejška, J., Arias Téllez, M. J., & Cabeza de Vaca, G. G. (2021). Performance Assessment for Rock Climbers: The International Rock Climbing Research Association Sport-Specific Test Battery. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *16*(9), 1242–1252. https://doi.org/10.1123/ijspp.2020-0672
Duchateau, J., Stragier, S., Baudry, S., & Carpentier, A. (2021). Strength Training: In Search of Optimal Strategies to Maximize Neuromuscular Performance. *Exercise and Sport Sciences*

Reviews, *49*(1), 2–14. https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000234
Duclay, J., Martin, A., Duclay, A., Cometti, G., & Pousson, M. (2009). Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius following eccentric strength training. *Muscle & Nerve*, *39*(6), 819–827. https://doi.org/10.1002/mus.21297
Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, *16*(3), 603–621. https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007
Duquette, A. M., & Andrews, D. M. (2010). Comparing Methods of Quantifying Tibial Acceleration Slope. *Journal of Applied Biomechanics*, *26*(2), 229–233. https://doi.org/10.1123/jab.26.2.229
Edriss, S., Romagnoli, C., Caprioli, L., Zanela, A., Panichi, E., Campoli, F., Padua, E., Annino, G., & Bonaiuto, V. (2024). The Role of Emergent Technologies in the Dynamic and Kinematic Assessment of Human Movement in Sport and Clinical Applications. *Applied Sciences*, *14*(3), 1012. https://doi.org/10.3390/app14031012
English, K. L., Loehr, J. A., Lee, S. M. C., & Smith, S. M. (2014). Early-phase musculoskeletal adaptations to different levels of eccentric resistance after 8 weeks of lower body training. *European Journal of Applied Physiology*, *114*(11), 2263–2280. https://doi.org/10.1007/s00421-014-2951-5
Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). *Neurobiology of muscle fatigue*.
Epling, S. L., Blakely, M. J., Russell, P. N., & Helton, W. S. (2017). Interference between a fast-paced spatial puzzle task and verbal memory demands. *Experimental Brain Research*, *235*(6), 1899–1907. https://doi.org/10.1007/s00221-017-4938-z
Esculier, J.-F., Dubois, B., Dionne, C. E., Leblond, J., & Roy, J.-S. (2015). A consensus definition and rating scale for minimalist shoes. *Journal of Foot and Ankle Research*, *8*(1), 42. https://doi.org/10.1186/s13047-015-0094-5
España-Romero, V., Ortega Porcel, F. B., Artero, E. G., Jiménez-Pavón, D., Gutiérrez Sainz, Á., Castillo Garzón, M. J., & Ruiz, J. R. (2009). Climbing time to exhaustion is a determinant of climbing performance in high-level sport climbers. *European Journal of Applied Physiology*, *107*(5), 517–525. https://doi.org/10.1007/s00421-009-1155-x
España-Romero, V., & Watts, P. B. (2012). Strength:Volume Ratio For the Forearm in Climbers and Non-climbers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *44*(5S), S577-8.
Fanchini, M., Violette, F., Impellizzeri, F. M., & Maffiuletti, N. A. (2013). Differences in Climbing-Specific Strength Between Boulder and Lead Rock Climbers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *27*(2), 310–314. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182577026
Farley, C. T., Blickhan, R., & Taylor, C. R. (1985). Mechanics of human hopping-model and experiments. *American Zoologist*, *25*(4), A54–A54.
Farley, C. T., Glasheen, J., & McMahon, T. A. (1993). Running springs: Speed and animal size. *Journal of Experimental Biology*, *185*(1), 71–86. https://doi.org/doi.org/10.1242/jeb.185.1.71
Farley, C. T., & González, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, *29*(2), 181–186. https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00029-1
Feldmann, A., Lehmann, R., Wittmann, F., Wolf, P., Baláš, J., & Erlacher, D. (2021). Acute Effect of High-Intensity Climbing on Performance and Muscle Oxygenation in Elite Climbers. *Journal of Science in Sport and Exercise*, *4*(2), 145–155. https://doi.org/10.1007/s42978-021-00139-9
Fenn, W. O. (1930). Work against gravity and work due to velocity changes in running: Movements of the center of gravity within the body and foot pressure on the ground. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, *93*(2), 433–462. https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1930.93.2.433
Ferber, R., McClay Davis, I., & Williams Iii, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, *18*(4), 350–357. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00025-1
Ferguson, R. A., & Brown, M. D. (1997). Arterial blood pressure and forearm vascular conductance responses to sustained and rhythmic isometric exercise and arterial occlusion in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. *European Journal of Applied*

Physiology, *76*(2), 174–180. https://doi.org/10.1007/s004210050231
Fink, J., Kikuchi, N., Yoshida, S., Terada, K., & Nakazato, K. (2016). Impact of high versus low fixed loads and non-linear training loads on muscle hypertrophy, strength and force development. *SpringerPlus*, *5*(1), 698. https://doi.org/10.1186/s40064-016-2333-z
Fink, J., Schoenfeld, B. J., Sakamaki-Sunaga, M., & Nakazato, K. (2021). Physiological Responses to Agonist–Antagonist Superset Resistance Training. *Journal of Science in Sport and Exercise*, *3*(4), 355–363. https://doi.org/10.1007/s42978-020-00092-z
Folland, J. P., Hawker, K., Leach, B., Little, T., & Jones, D. A. (2005). Strength training: Isometric training at a range of joint angles versus dynamic training. *Journal of Sports Sciences*, *23*(8), 817–824. https://doi.org/10.1080/02640410400021783
Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2010). Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *Journal of Applied Physiology*, *109*(3), 849–854. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01150.2009
Franz, J. R., Wierzbinski, C. M., & Kram, R. (2012). Metabolic Cost of Running Barefoot versus Shod: Is Lighter Better? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *44*(8), 1519–1525. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182514a88
Frost, D. M., Bronson, S., Cronin, J. B., & Newton, R. U. (2016). Changes in Maximal Strength, Velocity, and Power After 8 Weeks of Training With Pneumatic or Free Weight Resistance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *30*(4), 934–944. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001179
Fryer, S., Stone, K. J., Sveen, J., Dickson, T., España-Romero, V., Giles, D., Baláš, J., Stoner, L., & Draper, N. (2017). Differences in forearm strength, endurance, and hemodynamic kinetics between male boulderers and lead rock climbers. *European Journal of Sport Science*, *17*(9), 1177–1183. https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1353135
Fryer, S., Stoner, L., Stone, K., Giles, D., Sveen, J., Garrido, I., & España-Romero, V. (2016). Forearm muscle oxidative capacity index predicts sport rock-climbing performance. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(8), 1479–1484. https://doi.org/10.1007/s00421-016-3403-1
Fukunaga, T., Matsuo, A., Yuasa, K., Fujimatsu, H., & Asahina, K. (1980). Effect of running velocity on external mechanical power output. *Ergonomics*, *23*(2), 123–136. https://doi.org/10.1080/00140138008924726
Fuss, F. K., & Niegl, G. (2010). Biomechanics of the two-handed dyno technique for sport climbing. *Sports Engineering*, *13*(1), 19–30. https://doi.org/10.1007/s12283-010-0052-1
Garavaglia, L., Romanò, J., Lazzari, F., & Pittaccio, S. (2023). Biomechanical characterisation of the pull-up exercise. *Sport Sciences for Health*, *20*(1), 221–234. https://doi.org/10.1007/s11332-023-01097-1
García-Ramos, A., Jaric, S., Padial, P., & Feriche, B. (2016). Force–Velocity Relationship of Upper Body Muscles: Traditional Versus Ballistic Bench Press. *Journal of Applied Biomechanics*, *32*(2), 178–185. https://doi.org/10.1123/jab.2015-0162
Giandolini, M., Horvais, N., Farges, Y., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2013). Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: Midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear. *European Journal of Applied Physiology*, *113*(8), 2077–2090. https://doi.org/10.1007/s00421-013-2634-7
Giandolini, M., Pavailler, S., Samozino, P., Morin, J.-B., & Horvais, N. (2015). Foot strike pattern and impact continuous measurements during a trail running race: Proof of concept in a world-class athlete. *Footwear Science*, *7*(2), 127–137. https://doi.org/10.1080/19424280.2015.1026944
Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G. Y., Morin, J.-B., & Samozino, P. (2014). A simple field method to identify foot strike pattern during running. *Journal of Biomechanics*, *47*(7), 1588–1593. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.002
Gibson, J. J. (2014). *The ecological approach to visual perception: Classic edition*. Psychology press.
Giles, D., Chidley, J. B., Taylor, N., Torr, O., Hadley, J., Randall, T., & Fryer, S. (2019). The Determination of Finger-Flexor Critical Force in Rock Climbers. *International Journal of Sports*

Physiology and Performance, *14*(7), 972–979. https://doi.org/10.1123/ijspp.2018-0809
Glatthorn, J. F., Gouge, S., Nussbaumer, S., Stauffacher, S., Impellizzeri, F. M., & Maffiuletti, N. A. (2011). Validity and Reliability of Optojump Photoelectric Cells for Estimating Vertical Jump Height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(2), 556–560. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ccb18d
Glazier, P. S., Wheat, J. S., Pease, D. L., & Bartlett, R. M. (2006). The interface of biomechanics and motor control. *Movement System Variability*, *1*, 49–69.
Goislard De Monsabert, B., Rossi, J., Berton, É., & Vigouroux, L. (2012). Quantification of Hand and Forearm Muscle Forces during a Maximal Power Grip Task. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *44*(10), 1906–1916. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31825d9612
Gómez-Molina, J., Ogueta-Alday, A., Stickley, C., Cámara, J., Cabrejas-Ugartondo, J., & García-López, J. (2017). Differences in Spatiotemporal Parameters Between Trained Runners and Untrained Participants. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *31*(8), 2169–2175. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001679
Grant, S., Hasler, T., Davies, C., Aitchison, T. C., Wilson, J., & Whittaker, A. (2001). A comparison of the anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of female elite and recreational climbers and non-climbers. *Journal of Sports Sciences*, *19*(7), 499–505. https://doi.org/10.1080/026404101750238953
Grant, S., Hynes, V., Whittaker, A., & Aitchison, T. (1996). Anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. *Journal of Sports Sciences*, *14*(4), 301–309. https://doi.org/10.1080/02640419608727715
Griffin, L., & Cafarelli, E. (2005). Resistance Training: Cortical, Spinal, and Motor Unit Adaptations. *Canadian Journal of Applied Physiology*, *30*(3), 328–340. https://doi.org/10.1139/h05-125
Guidi, O. (1993). Escalade: Finaliser la preparation sportive. *Revue e.p.s. - Arret 1996*, *240*, P.27-30.
Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., & Fukashiro, S. (2006). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, *39*(13), 2503–2511. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.030
Hardin, E. C., & Hamill, J. (2002). The Influence of Midsole Cushioning on Mechanical and Hematological Responses during a Prolonged Downhill Run. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *73*(2), 125–133. https://doi.org/10.1080/02701367.2002.10609001
Haugen, T. A., Breitschädel, F., & Samozino, P. (2020). Power-Force-Velocity Profiling of Sprinting Athletes: Methodological and Practical Considerations When Using Timing Gates. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *34*(6), 1769–1773. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002890
Hawkins, D., & Hull, M. L. (1993). Muscle force as affected by fatigue: Mathematical model and experimental verification. *Journal of Biomechanics*, *26*(9), 1117–1128. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(05)80010-7
Hébert-Losier, K., & Pamment, M. (2023). Advancements in running shoe technology and their effects on running economy and performance – a current concepts overview. *Sports Biomechanics*, *22*(3), 335–350. https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2110512
Henchoz, Y., Malatesta, D., Gremion, G., & Belli, A. (2006). Effects of the transition time between muscle-tendon stretch and shortening on mechanical efficiency. *European Journal of Applied Physiology*, *96*(6), 665–671. https://doi.org/10.1007/s00421-005-0124-2
Herbaut, A., Roux, M., Guéguen, N., Chavet, P., Barbier, F., & Simoneau-Buessinger, E. (2019). Determination of optimal shoe fitting for children tennis players: Effects of inner-shoe volume and upper stiffness. *Applied Ergonomics*, *80*, 265–271. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.05.016
Herbaut, A., Simoneau-Buessinger, E., Barbier, F., Cannard, F., & Guéguen, N. (2016). A reliable measure of footwear upper comfort enabled by an innovative sock equipped with textile pressure sensors. *Ergonomics*, *59*(10), 1327–1334. https://doi.org/10.1080/00140139.2016.1142122

Hermans, E., Andersen, V., & Saeterbakken, A. H. (2017). The effects of high resistance–few repetitions and low resistance–high repetitions resistance training on climbing performance. *European Journal of Sport Science*, *17*(4), 378–385. https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1248499

Hermans, E., Saeterbakken, A. H., Vereide, V., Nord, I. S. O., Stien, N., & Andersen, V. (2022). The Effects of 10 Weeks Hangboard Training on Climbing Specific Maximal Strength, Explosive Strength, and Finger Endurance. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*, 888158. https://doi.org/10.3389/fspor.2022.888158

Hickson, R. C., Dvorak, B. A., Gorostiaga, E. M., Kurowski, T. T., & Foster, C. (1988). Potential for strength and endurance training to amplify endurance performance. *Journal of Applied Physiology*, *65*(5), 2285–2290. https://doi.org/10.1152/jappl.1988.65.5.2285

Higbie, E. J., Cureton, K. J., Warren, G. L., & Prior, B. M. (1996). Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *Journal of Applied Physiology*, *81*(5), 2173–2181. https://doi.org/10.1152/jappl.1996.81.5.2173

Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*, *126*(843), 136–195. https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050

Hinrichs, R., Cavanagh, P., & Williams, K. (1987). Upper Extremity Function in Running. I: Center of Mass and Propulsion Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, *3*, 222–241. https://doi.org/10.1123/ijsb.3.3.222

Hobara, H., Inoue, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Muraoka, T., Iso, S., & Kanosue, K. (2010). Continuous change in spring-mass characteristics during a 400m sprint. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *13*(2), 256–261. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.02.002

Hoitz, F., Mohr, M., Asmussen, M., Lam, W.-K., Nigg, S., & Nigg, B. M. (2020). The effects of systematically altered footwear features on biomechanics, injury, performance, and preference in runners of different skill level: A systematic review. *Footwear Science*, *12*(3), 193–215. https://doi.org/10.1080/19424280.2020.1773936

Hörst, E. (2008). *Training for Climbing: The Definitive Guide to Improving Your Performance* (Second Edition). FalconGuides.

Horvais, N., & Samozino, P. (2013). Effect of midsole geometry on foot-strike pattern and running kinematics. *Footwear Science*, *5*(2), 81–89. https://doi.org/10.1080/19424280.2013.767863

Huff, W., Clark, K., Kim, H., & Reed, M. (2018). The Effects of Agonist-Antagonist Paired Set vs. Traditional Set Training on Forearm Strength. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings*, *9*(6), 57.

Hugues, X., Cahouet, V., Thepault, A., & Quaine, F. (2023). *Innovative Rock-climbing wall: Enhancing biomechanics analysis of climbing performance*. 48ème congrès de la Société de Biomécanique, Grenoble, France.

Iglesias-Soler, E., Fernández-del-Olmo, M., Mayo, X., Fariñas, J., Río-Rodríguez, D., Carballeira, E., Carnero, E. A., Standley, R. A., Giráldez-García, M. A., Dopico-Calvo, X., & Tuimil, J. L. (2017). Changes in the Force-Velocity Mechanical Profile After Short Resistance Training Programs Differing in Set Configurations. *Journal of Applied Biomechanics*, *33*(2), 144–152. https://doi.org/10.1123/jab.2016-0181

Jaric, S. (2015). Force-velocity Relationship of Muscles Performing Multi-joint Maximum Performance Tasks. *International Journal of Sports Medicine*, *36*(09), 699–704. https://doi.org/10.1055/s-0035-1547283

Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Cuadrado-Peñafiel, V., Conceição, F., González-Badillo, J. J., & Morin, J.-B. (2014). Effect of countermovement on power–force–velocity profile. *European Journal of Applied Physiology*, *114*(11), 2281–2288. https://doi.org/10.1007/s00421-014-2947-1

Jones, G., & Sanchez, X. (2016). Chapter 15: Psychological processes in the sport of climbing. *The Science of Climbing and Mountaineering*, 244.

Jovanović, M., & Flanagan, E. P. (2014). Researched applications of velocity based strength training. *J Aust Strength Cond*, *22*(2), 58–69.

Kapandji, A. I. (2021). *Anatomie fonctionnelle: Volume 1-Membre supérieur* (7e Ed). Maloine.
Kawamori, N., & Haff, G. G. (2004). The Optimal Training Load for the Development of Muscular Power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *18*(3), 675–684. https://doi.org/10.1519/1533-4287(2004)18<675:TOTLFT>2.0.CO;2
Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., & Alexander, R. McN. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, *325*(6100), 147–149. https://doi.org/10.1038/325147a0
Komi, P. V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *12*(1), 81–122.
Komi, P. V. (2010). Chapter 1: From isolated actions to true muscle function. In *Neuromuscular Aspects of Sport Performance* (Vol. 17, pp. 1–14). Wiley Online Library.
Koyama, Y., Kobayashi, H., Suzuki, S., & Enoka, R. M. (2010). Enhancing the weight training experience: A comparison of limb kinematics and EMG activity on three machines. *European Journal of Applied Physiology*, *109*(5), 789–801. https://doi.org/10.1007/s00421-010-1421-y
Kyröläinen, H., Belli, A., & Komi, P. V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*(8), 1330–1337. https://doi.org/10.1097/00005768-200108000-00014
Kyröläinen, H., & Komi, P. V. (1995). Differences in mechanical efficiency between power- and endurance-trained athletes while jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *70*(1), 36–44. https://doi.org/10.1007/BF00601806
LaChance, P. F., & Hortobagyi, T. (1994). Influence of Cadence on Muscular Performance During Push-up and Pull-up Exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *8*(2), 76–79.
Lacour, J.-R. (2011). Activité musculaire et dépense d'énergie. *Revue des Maladies Respiratoires*, *28*(10), 1278–1292. https://doi.org/10.1016/j.rmr.2011.06.014
Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2015). Factors affecting the energy cost of level running at submaximal speed. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(4), 651–673. https://doi.org/10.1007/s00421-015-3115-y
Laffaye, G., Collin, J.-M., Levernier, G., & Padulo, J. (2014). Upper-limb Power Test in Rock-climbing. *International Journal of Sports Medicine*, *35*(08), 670–675. https://doi.org/10.1055/s-0033-1358473
Laffaye, G., Levernier, G., & Collin, J.-M. (2016). Determinant factors in climbing ability: Influence of strength, anthropometry, and neuromuscular fatigue: Determinant factors in climbing ability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *26*(10), 1151–1159. https://doi.org/10.1111/sms.12558
Lafortune, M. (2008). The role of research in the development of athletic footwear. *Journal of Foot & Ankle Biomechanics*, *1*, K3. https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-S1-K3
Langer, K., Simon, C., & Wiemeyer, J. (2023a). Physical performance testing in climbing—A systematic review. *Frontiers in Sports and Active Living*, *5*, 1130812. https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1130812
Langer, K., Simon, C., & Wiemeyer, J. (2023b). Strength Training in Climbing: A Systematic Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *37*(3), 751–767. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004286
Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, *12*(6), 653–692. https://doi.org/10.1016/0167-9457(93)90010-M
Lazzer, S., Taboga, P., Salvadego, D., Rejc, E., Simunic, B., Narici, M., Buglione, A., Giovanelli, N., Antonutto, G., Grassi, B., Pisot, R., & Di Prampero, P. E. (2014). Factors affecting energy cost of running during an ultra-endurance race. *Journal of Experimental Biology*, *217*, 787–795. https://doi.org/10.1242/jeb.091645
Lee, J., Lee, K., & Kim, J. (2013). Effect of shoe heel to toe drop and strike patterns in sole angle. *Footwear Science*, *5*(sup1), S48–S49. https://doi.org/10.1080/19424280.2013.799548
Lehman, G. J., Buchan, D., Lundy, A., Myers, N., & Nalborczyk, A. (2004). Variations in muscle

activation levels during traditional latissimus dorsi weight training exercises: An experimental study. *Dynamic Medicine*, *3*(1), 4. https://doi.org/10.1186/1476-5918-3-4
Levernier, G. (2019). *Déterminants biomécaniques de la performance en escalade: Étude de la force des membres supérieurs et de la relation force-vitesse chez les sportifs de haut niveau* [Thèse de Doctorat]. Université Paris-Saclay, France.
Levernier, G., & Laffaye, G. (2019). Four Weeks of Finger Grip Training Increases the Rate of Force Development and the Maximal Force in Elite and Top World-Ranking Climbers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *33*(9), 2471–2480. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002230
Levernier, G., & Laffaye, G. (2021). Rate of force development and maximal force: Reliability and difference between non-climbers, skilled and international climbers. *Sports Biomechanics*, *20*(4), 495–506. https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1584236
Levernier, G., Samozino, P., & Laffaye, G. (2020). Force–Velocity–Power Profile in High-Elite Boulder, Lead, and Speed Climber Competitors. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *15*(7), 1012–1018. https://doi.org/10.1123/ijspp.2019-0437
Li, L., Van Den Bogert, E. C. H., Caldwell, G. E., Van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Human Movement Science*, *18*(1), 67–85. https://doi.org/10.1016/S0167-9457(98)00034-7
Li, Z.-M., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1998). Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem. *Experimental Brain Research*, *119*(3), 276–286. https://doi.org/10.1007/s002210050343
Lindbäck, K. (2020). *Finger flexion and wrist extensor capacities in swedish climbers, related to strength, endurance and injury* [Mémoire de Master, non publié]. Université d'Umeå, Suède.
Lohman, E. B., Balan Sackiriyas, K. S., & Swen, R. W. (2011). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*, *12*(4), 151–163. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.09.004
López-Rivera, E., & González-Badillo, J. J. (2012). The effects of two maximum grip strength training methods using the same effort duration and different edge depth on grip endurance in elite climbers. *Sports Technology*, *5*(3–4), 100–110. https://doi.org/10.1080/19346182.2012.716061
López-Rivera, E., & González-Badillo, J. J. (2019). Comparison of the Effects of Three Hangboard Strength and Endurance Training Programs on Grip Endurance in Sport Climbers. *Journal of Human Kinetics*, *66*(1), 183–195. https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0057
Lucado, A. M. (2011). Scapular muscle imbalance: Implications for shoulder pain and pathology. *Physical Therapy Reviews*, *16*(5), 356–364. https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000039
Lum, D., & Barbosa, T. M. (2019). Brief Review: Effects of Isometric Strength Training on Strength and Dynamic Performance. *International Journal of Sports Medicine*, *40*(06), 363–375. https://doi.org/10.1055/a-0863-4539
Lutter, C., Tischer, T., Hotfield, T., Frank, L., Enz, A., Simon, M., & Schoffl, V. (2020). Current Trends in Sport Climbing Injuries after the Inclusion into the Olympic Program. Analysis of 633 Injuries within the years 2017/18. *Muscle Ligaments and Tendons Journal*, *10*(02), 201. https://doi.org/10.32098/mltj.02.2020.06
Maciejczyk, M., Michailov, M. L., Wiecek, M., Szymura, J., Rokowski, R., Szygula, Z., & Beneke, R. (2022). Climbing-Specific Exercise Tests: Energy System Contributions and Relationships With Sport Performance. *Frontiers in Physiology*, *12*, 787902. https://doi.org/10.3389/fphys.2021.787902
MacKenzie, R., Monaghan, L., Masson, R. A., Werner, A. K., Caprez, T. S., Johnston, L., & Kemi, O. J. (2020). Physical and Physiological Determinants of Rock Climbing. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *15*(2), 168–179. https://doi.org/10.1123/ijspp.2018-0901
MacKenzie, S. J., Rannelli, L. A., & Yurchevich, J. J. (2010). Neuromuscular Adaptations Following

Antagonist Resisted Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(1), 156–164. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bd4317
MacLeod, D. (2009). *9 Out of 10 Climbers Make the Same Mistakes: Navigation Through the Maze of Advice for the Self-coached Climber*. Rare Breed Productions.
Macleod, D., Sutherland, D. L., Buntin, L., Whitaker, A., Aitchison, T., Watt, I., Bradley, J., & Grant, S. (2007). Physiological determinants of climbing-specific finger endurance and sport rock climbing performance. *Journal of Sports Sciences*, *25*(12), 1433–1443. https://doi.org/10.1080/02640410600944550
Magiera, A., Roczniok, R., Maszczyk, A., Czuba, M., Kantyka, J., & Kurek, P. (2013). The Structure of Performance of a Sport Rock Climber. *Journal of Human Kinetics*, *36*(1), 107–117. https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0011
Malekabadi, A. M., Jafarnezhadgero, A., & Gghorbanlou, F. (2020). The Effects of Changing Foot-strike Pattern on the Amplitude and Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces During Running in Individuals With Pronated Feet. *Physical Treatments: Specific Physical Therapy Journal*, *10*(4), 205–212. https://doi.org/10.32598/ptj.10.4.348.2
Malisoux, L., Chambon, N., Urhausen, A., & Theisen, D. (2016). Influence of the Heel-to-Toe Drop of Standard Cushioned Running Shoes on Injury Risk in Leisure-Time Runners: A Randomized Controlled Trial With 6-Month Follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, *44*(11), 2933–2940. https://doi.org/10.1177/0363546516654690
Malisoux, L., Gette, P., Chambon, N., Urhausen, A., & Theisen, D. (2017). Adaptation of running pattern to the drop of standard cushioned shoes: A randomised controlled trial with a 6-month follow-up. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *20*(8), 734–739. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.01.238
Marcinik, E. J., Potts, J., Schlabach, G., Will, S., Dawson, P., & Hurley, B. F. (1991). Effects of strength training on lactate threshold and endurance performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *23*(6), 739–743.
Marcolin, G., Faggian, S., Muschietti, M., Matteraglia, L., & Paoli, A. (2022). Determinants of Climbing Performance: When Finger Flexor Strength and Endurance Count. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *36*(4), 1099. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003545
Margaria, R. (1938). *Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varie velocita ed inclinazioni del terreno*. Atti Accademia Nazionale dei Lincei.
Marino, T. K., Coelho, D. B., Lima-Silva, A. E., & Bertuzzi, R. (2021). MBboard: Validity and Reliability of a New Tool Developed to Evaluate Specific Strength in Rock Climbers. *Journal of Human Kinetics*, *79*(1), 5–13. https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0060
Markovic, G., & Mikulic, P. (2010). Neuro-Musculoskeletal and Performance Adaptations to Lower-Extremity Plyometric Training: *Sports Medicine*, *40*(10), 859–895. https://doi.org/10.2165/11318370-000000000-00000
Martin, J. R., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2011). Multi-finger interaction during involuntary and voluntary single finger force changes. *Experimental Brain Research*, *208*(3), 423–435. https://doi.org/10.1007/s00221-010-2492-z
Martin, P. E., Heise, G. D., & Morgan, D. W. (1993). Interrelationships between mechanical power, energy transfers, and walking and running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *25*(4), 508–515.
McBride, J. M., Davis, J. A., Alley, J. R., Knorr, D. P., Goodman, C. L., Snyder, J. G., & Battista, R. A. (2015). Index of mechanical efficiency in competitive and recreational long distance runners. *Journal of Sports Sciences*, *33*(13), 1388–1395. https://doi.org/10.1080/02640414.2014.990487
McMahon, T. A. (1984). *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press.
McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, *23*, 65–78. https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90042-2
Medernach, J. P. J., Kleinöder, H., & Lötzerich, H. H. H. (2015). Fingerboard in Competitive Bouldering: Training Effects on Grip Strength and Endurance. *The Journal of Strength &*

Conditioning Research, *29*(8), 2286–2295. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000873
Mermier, C. M., Janot, J. M., Parker, D. L., & Swan, J. G. (2000). Physiological and anthropometric determinants of sport climbing performance. *British Journal of Sports Medicine*, *34*(5), 359–365. https://doi.org/10.1136/bjsm.34.5.359
Michailov, M. L., Baláš, J., Tanev, S. K., Andonov, H. S., Kodejška, J., & Brown, L. (2018). Reliability and Validity of Finger Strength and Endurance Measurements in Rock Climbing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *89*(2), 246–254. https://doi.org/10.1080/02701367.2018.1441484
Michailov, M. L., Morrison, A., Ketenliev, M. M., & Pentcheva, B. P. (2015). A Sport-Specific Upper-Body Ergometer Test for Evaluating Submaximal and Maximal Parameters in Elite Rock Climbers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *10*(3), 374–380. https://doi.org/10.1123/ijspp.2014-0160
Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical Factors Associated with Tibial Stress Fracture in Female Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *38*(2), 323–328. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000183477.75808.92
Minetti, A. E. (1998). A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *Journal of Biomechanics*, *31*(5), 463–468. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00038-4
Minetti, A. E., Ardigò, L. P., & Saibene, F. (1993). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *The Journal of Physiology*, *472*(1), 725–735. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019969
Minetti, A. E., Ardigò, L. P., & Saibene, F. (1994a). Mechanical Determinants of the Minimum Energy Cost of Gradient Running in Humans. *Journal of Experimental Biology*, *195*(1), 211–225. https://doi.org/10.1242/jeb.195.1.211
Minetti, A. E., Ardigò, L. P., Saibene, F., Ferrero, S., & Sartorio, A. (2000). Mechanical and metabolic profile of locomotion in adults with childhood-onset GH deficiency. *European Journal of Endocrinology*, 35–41. https://doi.org/10.1530/eje.0.1420035
Minetti, A. E., Capelli, C., Zamparo, P., di Prampero, P. E., & Saibene, F. (1995). Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *27*(8), 1194–1202.
Minetti, A. E., & Saibene, F. (1992). Mechanical Work Rate Minimization and Freely Chosen Stride Frequency of Human Walking: A Mathematical Model. *Journal of Experimental Biology*, *170*(1), 19–34. https://doi.org/10.1242/jeb.170.1.19
Minetti, A. E., Saibene, F., Ardigò, L. P., Atchou, G., Schena, F., & Ferretti, G. (1994b). Pygmy locomotion. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *68*(4), 285–290. https://doi.org/10.1007/BF00571444
Miyaguchi, K., & Demura, S. (2006). Muscle Power Output Properties Using the Stretch-shortening Cycle of the Upper Limb and Their Relationships with a One-Repetition Maximum Bench Press. *Journal of Physiological Anthropology*, *25*(3), 239–245. https://doi.org/10.2114/jpa2.25.239
Morgan, W. P., Brown, D. R., Raglin, J. S., O'Connor, P. J., & Ellickson, K. A. (1987). Psychological monitoring of overtraining and staleness. *British Journal of Sports Medicine*, *21*(3), 107–114. https://doi.org/10.1136/bjsm.21.3.107
Morin, J.-B., & Belli, A. (2004). *Evolution of lower limb stiffness during sprint running: Field performance measurements during a 100-m race*. Proceedings, 9th ECSS Congress, Clermont-Ferrand, France.
Morin, J.-B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A Simple Method for Measuring Stiffness during Running. *Journal of Applied Biomechanics*, *21*(2), 167–180. https://doi.org/10.1123/jab.21.2.167
Morin, J.-B., Samozino, P., Bonnefoy, R., Edouard, P., & Belli, A. (2010). Direct measurement of power during one single sprint on treadmill. *Journal of Biomechanics*, *43*(10), 1970–1975. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.012
Morin, J.-B., Samozino, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in Running Kinematics, Kinetics, and

Spring-Mass Behavior over a 24-h Run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(5), 829–836. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181fec518
Morin, J.-B., Tomazin, K., Edouard, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running mechanics and spring–mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *Journal of Biomechanics*, *44*(6), 1104–1107. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.028
Morio, C., Sevrez, V., Chavet, P., Berton, E., & Nicol, C. (2016). Neuro-mechanical adjustments to shod versus barefoot treadmill runs in the acute and delayed stretch-shortening cycle recovery phases. *Journal of Sports Sciences*, *34*(8), 738–745. https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1069379
Morris, S. J., Oliver, J. L., Pedley, J. S., Haff, G. G., & Lloyd, R. S. (2022). Comparison of Weightlifting, Traditional Resistance Training and Plyometrics on Strength, Power and Speed: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Medicine*, *52*(7), 1533–1554. https://doi.org/10.1007/s40279-021-01627-2
Moutet, F. (2003). Flexor tendon pulley system: Anatomy, pathology, treatment. *Chirurgie De La Main*, *22*(1), 1–12. https://doi.org/10.1016/s1297-3203(02)00010-0
Mundry, S., Steinmetz, G., Atkinson, E. J., Schilling, A. F., Schöffl, V. R., & Saul, D. (2021). Hangboard training in advanced climbers: A randomized controlled trial. *Scientific Reports*, *11*(1), 13530. https://doi.org/10.1038/s41598-021-92898-2
Muñoz-López, M., Marchante, D., Cano-Ruiz, M. A., Chicharro, J. L., & Balsalobre-Fernández, C. (2017). Load-, Force-, and Power-Velocity Relationships in the Prone Pull-Up Exercise. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*(9), 1249–1255. https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0657
Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: A reexamination. *Journal of Biomechanics*, *20*(2), 147–155. https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90306-X
Netter, F. H. (2023). *Atlas Netter d'anatomie humaine*. Elsevier Health Sciences.
Nigg, B. M. (2001). The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *11*(1), 2. https://doi.org/10.1097/00042752-200101000-00002
Nigg, B. M., Baltich, J., Hoerzer, S., & Enders, H. (2015). Running shoes and running injuries: Mythbusting and a proposal for two new paradigms: 'preferred movement path' and 'comfort filter.' *British Journal of Sports Medicine*, *49*(20), 1290–1294. https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095054
Nigg, B. M., Stefanyshyn, D., Cole, G., Stergiou, P., & Miller, J. (2003). The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *Journal of Biomechanics*, *36*(4), 569–575. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00428-1
Nikolaidis, P. (2012). Age- and Sex-Related Differences in Force-Velocity Characteristics of Upper and Lower Limbs of Competitive Adolescent Swimmers. *Journal of Human Kinetics*, *32*(2012), 87–95. https://doi.org/10.2478/v10078-012-0026-4
Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, *136*(2), 217–227. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x
Nimmerichter, A., Schnitzer, L., Prinz, B., Simon, D., & Wirth, K. (2017). Validity and Reliability of the Garmin Vector Power Meter in Laboratory and Field Cycling. *International Journal of Sports Medicine*, *38*(06), 439–446. https://doi.org/10.1055/s-0043-101909
Noé, F., Quaine, F., & Martin, L. (2001). Influence of steep gradient supporting walls in rock climbing: Biomechanical analysis. *Gait & Posture*, *13*(2), 86–94. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00098-9
Norris, M., Anderson, R., & Kenny, I. C. (2014). Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: A systematic review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, *228*(1), 3–15. https://doi.org/10.1177/1754337113502472
Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture*, *7*(1), 77–95. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6
Nummela, A., Keränen, T., & Mikkelsson, L. (2007). Factors Related to Top Running Speed and

Economy. *International Journal of Sports Medicine*, *28*(8), 655–661. https://doi.org/10.1055/s-2007-964896
Ørtenblad, N., Nielsen, J., Boushel, R., Söderlund, K., Saltin, B., & Holmberg, H.-C. (2018). The Muscle Fiber Profiles, Mitochondrial Content, and Enzyme Activities of the Exceptionally Well-Trained Arm and Leg Muscles of Elite Cross-Country Skiers. *Frontiers in Physiology*, *9*, 1031. https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01031
O'Sullivan, K., McAulliffe, S., & DeBurca, N. (2012). The Effects Of Eccentric Training On Lower Limb Flexibility: A Systematic Review. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(7), 648.2-648. https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093494.234
Ozimek, M., Rokowski, R., Draga, P., Ljakh, V., Ambroży, T., Krawczyk, M., Ręgwelski, T., Stanula, A., Görner, K., Jurczak, A., & Mucha, D. (2017). The role of physique, strength and endurance in the achievements of elite climbers. *PLoS One*, *12*(8), e0182026. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0182026
Ozimek, M., Staszkiewicz, R., Rokowski, R., & Stanula, A. (2016). Analysis of Tests Evaluating Sport Climbers' Strength and Isometric Endurance. *Journal of Human Kinetics*, *53*(1), 249–260. https://doi.org/10.1515/hukin-2016-0027
Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2015). Zero- vs. One-dimensional, parametric vs. Non-parametric, and confidence interval vs. Hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, *48*(7), 1277–1285. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051
Pavei, G., Biancardi, C. M., & Minetti, A. E. (2015). Skipping vs. Running as the bipedal gait of choice in hypogravity. *Journal of Applied Physiology*, *119*(1), 93–100. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01021.2014
Pavei, G., Seminati, E., Storniolo, J. L. L., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2017). Estimates of Running Ground Reaction Force Parameters from Motion Analysis. *Journal of Applied Biomechanics*, *33*(1), 69–75. https://doi.org/10.1123/jab.2015-0329
Peters, P. (2001). Orthopedic problems in sport climbing. *Wilderness & Environmental Medicine*, *12*(2), 100–110. https://doi.org/10.1580/1080-6032(2001)012[0100:OPISC]2.0.CO;2
Peyré-Tartaruga, L. A., & Coertjens, M. (2018). Locomotion as a Powerful Model to Study Integrative Physiology: Efficiency, Economy, and Power Relationship. *Frontiers in Physiology*, *9*, 1789. https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01789
Peyré-Tartaruga, L. A., Dewolf, A. H., di Prampero, P. E., Fábrica, G., Malatesta, D., Minetti, A. E., Monte, A., Pavei, G., Silva-Pereyra, V., Willems, P. A., & Zamparo, P. (2021). Mechanical work as a (key) determinant of energy cost in human locomotion: Recent findings and future directions. *Experimental Physiology*, *106*(9), 1897–1908. https://doi.org/10.1113/EP089313
Philippe, M., Filzwieser, I., Leichtfried, V., Blank, C., Haslinger, S., Fleckenstein, J., & Schobersberger, W. (2019). The effects of 8 weeks of two different training methods on on-sight lead climbing performance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *59*(4). https://doi.org/10.23736/S0022-4707.18.08399-8
Philippe, M., Wegst, D., Müller, T., Raschner, C., & Burtscher, M. (2012). Climbing-specific finger flexor performance and forearm muscle oxygenation in elite male and female sport climbers. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(8), 2839–2847. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2260-1
Phillips, K. C., Sassaman, J. M., & Smoliga, J. M. (2012). Optimizing Rock Climbing Performance Through Sport-Specific Strength and Conditioning. *Strength & Conditioning Journal*, *34*(3), 1–18. https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318255f012
Pinot, J., & Grappe, F. (2011). The Record Power Profile to Assess Performance in Elite Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, *32*(11), 839–844. https://doi.org/10.1055/s-0031-1279773
Pitcher, J. B., & Miles, T. S. (1997). Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery. *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology*, *24*(7), 471–476. https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.1997.tb01229.x
Pogliaghi, S., Terziotti, P., Cevese, A., Balestreri, F., & Schena, F. (2006). Adaptations to endurance

training in the healthy elderly: Arm cranking versus leg cycling. *European Journal of Applied Physiology*, *97*(6), 723–731. https://doi.org/10.1007/s00421-006-0229-2
Pousson, M., Van Hoecke, J., & Goubel, F. (1990). Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *Journal of Biomechanics*, *23*(4), 343–348. https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90062-8
Quaine, F., Martin, L., Leroux, M., Blanchi, J. P., & Allard, P. (1996). Effect of Initial Posture on Biomechanical Adjustments Associated with a Voluntary Leg Movement in Rock Climbers. *Archives of Physiology and Biochemistry*, *104*(2), 192–199. https://doi.org/10.1076/apab.104.2.192.12887
Quaine, F., & Vigouroux, L. (2004). Maximal Resultant Four Fingertip Force and Fatigue of the Extrinsic Muscles of the Hand in Different Sport Climbing Finger Grips. *International Journal of Sports Medicine*, *25*(8), 634–637. https://doi.org/10.1055/s-2004-821117
Quaine, F., Vigouroux, L., & Martin, L. (2003). Finger Flexors Fatigue in Trained Rock Climbers and Untrained Sedentary Subjects. *International Journal of Sports Medicine*, *24*(6), 424–427. https://doi.org/10.1055/s-2003-41174
Quaine, F., Vigouroux, L., Paclet, F., & Colloud, F. (2011). The Thumb During the Crimp Grip. *International Journal of Sports Medicine*, *32*(01), 49–53. https://doi.org/10.1055/s-0030-1267230
Quarmby, A., Zhang, M., Geisler, M., Javorsky, T., Mugele, H., Cassel, M., & Lawley, J. (2023). Risk factors and injury prevention strategies for overuse injuries in adult climbers: A systematic review. *Frontiers in Sports and Active Living*, *5*, 1269870. https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1269870
Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Sàez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes: A new insight into the limits of human locomotion. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(5), 583–594. https://doi.org/10.1111/sms.12389
Rahmani, A., Samozino, P., Morin, J.-B., & Morel, B. (2018). A Simple Method for Assessing Upper-Limb Force–Velocity Profile in Bench Press. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *13*(2), 200–207. https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0814
Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B., & Bourdin, M. (2008). Importance of Upper-Limb Inertia in Calculating Concentric Bench Press Force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(2), 383–389. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816193e7
Ramsey, C. A., Lamb, P., Kaur, M., Baxter, G. D., & Ribeiro, D. C. (2019). "How are running shoes assessed? A systematic review of characteristics and measurement tools used to describe running footwear." *Journal of Sports Sciences*, *37*(14), 1617–1629. https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1578449
Remaud, A., Guével, A., & Cornu, C. (2007). Coactivation et inhibition musculaire: Influences sur la régulation du couple de force développé et les adaptations induites par un entraînement en force. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *37*(1), 1–14. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2007.01.002
Ricci, B., Figura, F., Felici, F., & Marchetti, M. (1988). Comparison of male and female functional capacity in pull-ups. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *28*(2), 168–175.
Richert, F. C., Stein, T., Ringhof, S., & Stetter, B. J. (2019). The effect of the heel-to-toe drop of standard running shoes on lower limb biomechanics. *Footwear Science*, *11*(3), 161–170. https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1630016
Robbins, D. W., Young, W. B., Behm, D. G., & Payne, W. R. (2010). Agonist-Antagonist Paired Set Resistance Training: A Brief Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(10), 2873–2882. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181f00bfc
Rochcongar, P. (2004). Évaluation isocinétique des extenseurs et fléchisseurs du genou en médecine du sport: Revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, *47*(6), 274–281. https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2004.05.013
Rodio, A., Fattorini, L., Rosponi, A., Quattrini, F. M., & Marchetti, M. (2008). Physiological Adaptation in Noncompetitive Rock Climbers: Good for Aerobic Fitness? *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *22*(2), 359. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181635cd0

Romero-Franco, N., Jiménez-Reyes, P., Castaño-Zambudio, A., Capelo-Ramírez, F., Rodríguez-Juan, J. J., González-Hernández, J., Toscano-Bendala, F. J., Cuadrado-Peñafiel, V., & Balsalobre-Fernández, C. (2017). Sprint performance and mechanical outputs computed with an iPhone app: Comparison with existing reference methods. *European Journal of Sport Science*, *17*(4), 386–392. https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1249031

Ronai, P., & Scibek, E. (2014). The pull-up. *Strength & Conditioning Journal*, *36*(3), 88–90. https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000052

Ruivo, R., Pezarat-Correia, P., & Carita, A. I. (2012). Elbow and shoulder muscles strength profile in judo athletes. *Isokinetics and Exercise Science*, *20*(1), 41–45. https://doi.org/10.3233/IES-2012-0439

Saeterbakken, A. H., Andersen, V., Stien, N., Pedersen, H., Solstad, T. E. J., Shaw, M. P., Meslo, M., Wergeland, A., Vereide, V. A., & Hermans, E. (2020). The effects of acute blood flow restriction on climbing-specific tests. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, *109*, 7–14. https://doi.org/10.1051/sm/2020004

Saeterbakken, A. H., Loken, E., Scott, S., Hermans, E., Vereide, V. A., & Andersen, V. (2018). Effects of ten weeks dynamic or isometric core training on climbing performance among highly trained climbers. *PLoS One*, *13*(10), e0203766. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0203766

Saeterbakken, A. H., Stien, N., Pedersen, H., Langer, K., Scott, S., Michailov, M. L., Gronhaug, G., Baláš, J., Solstad, T. E. J., & Andersen, V. (2024). The Connection Between Resistance Training, Climbing Performance, and Injury Prevention. *Sports Medicine - Open*, *10*(1), 10. https://doi.org/10.1186/s40798-024-00677-w

Sáez-Sáez De Villarreal, E., Requena, B., & Newton, R. U. (2010). Does plyometric training improve strength performance? A meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *13*(5), 513–522. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.08.005

Saibene, F., & Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, *88*(4), 297–316. https://doi.org/10.1007/s00421-002-0654-9

Samozino, P., Edouard, P., Sangnier, S., Brughelli, M., Gimenez, P., & Morin, J.-B. (2013). Force-Velocity Profile: Imbalance Determination and Effect on Lower Limb Ballistic Performance. *International Journal of Sports Medicine*, *35*(06), 505–510. https://doi.org/10.1055/s-0033-1354382

Samozino, P., Morin, J.-B., Hintzy, F., & Belli, A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics*, *41*(14), 2940–2945. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.028

Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez De Villarreal, E., & Morin, J. -B. (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *26*(6), 648–658. https://doi.org/10.1111/sms.12490

Sánchez-Moreno, M., Cornejo-Daza, P. J., González-Badillo, J. J., & Pareja-Blanco, F. (2020). Effects of Velocity Loss During Body Mass Prone-Grip Pull-up Training on Strength and Endurance Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *34*(4), 911–917. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003500

Sánchez-Moreno, M., Rodríguez-Rosell, D., Pareja-Blanco, F., Mora-Custodio, R., & González-Badillo, J. J. (2017). Movement Velocity as Indicator of Relative Intensity and Level of Effort Attained During the Set in Pull-Up Exercise. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*(10), 1378–1384. https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0791

Saul, D., Steinmetz, G., Lehmann, W., & Schilling, A. F. (2019). Determinants for success in climbing: A systematic review. *Journal of Exercise Science & Fitness*, *17*(3), 91–100. https://doi.org/10.1016/j.jesf.2019.04.002

Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors Affecting Running Economy in Trained Distance Runners: *Sports Medicine*, *34*(7), 465–485. https://doi.org/10.2165/00007256-200434070-00005

Schepens, B., Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N. C. (2001). Mechanical power and

efficiency in running children. *Pflügers Archiv*, *442*(1), 107–116. https://doi.org/10.1007/s004240000511
Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Van Every, D. W., & Plotkin, D. L. (2021). Loading Recommendations for Muscle Strength, Hypertrophy, and Local Endurance: A Re-Examination of the Repetition Continuum. *Sports*, *9*(2), 32. https://doi.org/10.3390/sports9020032
Schoenfeld, B. J., Ogborn, D. I., Vigotsky, A. D., Franchi, M. V., & Krieger, J. W. (2017). Hypertrophic Effects of Concentric vs. Eccentric Muscle Actions: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *31*(9), 2599–2608. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001983
Schreiber, T., Allenspach, P., Seifert, B., & Schweizer, A. (2015). Connective tissue adaptations in the fingers of performance sport climbers. *European Journal of Sport Science*, *15*(8), 696–702. https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1048747
Schweizer, A. (2001). Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *Journal of Biomechanics*, *34*(2), 217–223. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00184-6
Schweizer, A., & Furrer, M. (2007). Correlation of forearm strength and sport climbing performance. *Isokinetics and Exercise Science*, *15*(3), 211–216. https://doi.org/10.3233/IES-2007-0275
Scott, D. W. (2009). Sturges' rule. *WIREs Computational Statistics*, *1*(3), 303–306. https://doi.org/10.1002/wics.35
Seçkin, A. Ç., Ateş, B., & Seçkin, M. (2023). Review on Wearable Technology in Sports: Concepts, Challenges and Opportunities. *Applied Sciences*, *13*(18), 10399. https://doi.org/10.3390/app131810399
Seifert, L., Button, C., & Davids, K. (2013). Key Properties of Expert Movement Systems in Sport: An Ecological Dynamics Perspective. *Sports Medicine*, *43*(3), 167–178. https://doi.org/10.1007/s40279-012-0011-z
Seifert, L., Orth, D., Boulanger, J., Dovgalecs, V., Hérault, R., & Davids, K. (2014). Climbing Skill and Complexity of Climbing Wall Design: Assessment of Jerk as a Novel Indicator of Performance Fluency. *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(5), 619–625. https://doi.org/10.1123/jab.2014-0052
Seifert, L., Wattebled, L., L'Hermette, M., & Herault, R. (2011). Inter-limb coordination variability in ice climbers of different skill level. *Baltic Journal of Sport and Health Sciences*, *1*(80).
Seynnes, O. R., de Boer, M., & Narici, M. V. (2007). Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *102*(1), 368–373. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00789.2006
Sheel, W. A., Seddon, N., Knight, A., Mckenzie, D. C., & R. Warburton, D. E. (2003). Physiological Responses to Indoor Rock-Climbing and Their Relationship to Maximal Cycle Ergometry: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *35*(7), 1225–1231. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000074443.17247.05
Sheppard, J. M., Cronin, J. B., Gabbett, T. J., McGuigan, M. R., Etxebarria, N., & Newton, R. U. (2008). Relative Importance of Strength, Power, and Anthropometric Measures to Jump Performance of Elite Volleyball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(3), 758–765. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a8440
Shimose, R., Matsunaga, A., & Muro, M. (2011). Effect of submaximal isometric wrist extension training on grip strength. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(3), 557–565. https://doi.org/10.1007/s00421-010-1675-4
Shorten, M. R. (1987). *Muscle Elasticity and Human Performance*. https://doi.org/10.1159/000414393
Shorten, M. R., Wootton, S. A., & Williams, C. (1981). Mechanical Energy Changes and the Oxygen Cost of Running. *Engineering in Medicine*, *10*(4), 213–217. https://doi.org/10.1243/EMED_JOUR_1981_010_056_02
Sinclair, J. (2014). Effects of barefoot and barefoot inspired footwear on knee and ankle loading during running. *Clinical Biomechanics*, *29*(4), 395–399. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.02.004
Sinclair, J., Fau-Goodwin, J., Richards, J., & Shore, H. (2016). The influence of minimalist and

maximalist footwear on the kinetics and kinematics of running. *Footwear Science*. https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1142003
Škarabot, J., Brownstein, C. G., Casolo, A., Del Vecchio, A., & Ansdell, P. (2021). The knowns and unknowns of neural adaptations to resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, *121*(3), 675–685. https://doi.org/10.1007/s00421-020-04567-3
Snijders, C. J., Volkers, A. C., Mechelse, K., & Vleeming, A. (1987). Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *19*(5), 518–523.
Snyder, K. L., & Farley, C. T. (2011). Energetically optimal stride frequency in running: The effects of incline and decline. *Journal of Experimental Biology*, *214*(12), 2089–2095. https://doi.org/10.1242/jeb.053157
Snyder, K. L., Kram, R., & Gottschall, J. S. (2012). The role of elastic energy storage and recovery in downhill and uphill running. *Journal of Experimental Biology*, *215*(13), 2283–2287. https://doi.org/10.1242/jeb.066332
Sousa, A. S., & Tavares, J. M. R. (2012). Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review. *Electromyography: New Developments, Procedures and Applications*.
Squadrone, R., Rodano, R., Hamill, J., & Preatoni, E. (2015). Acute effect of different minimalist shoes on foot strike pattern and kinematics in rearfoot strikers during running. *Journal of Sports Sciences*, *33*(11), 1196–1204. https://doi.org/10.1080/02640414.2014.989534
Staron, R. S., Karapondo, D. L., Kraemer, W. J., Fry, A. C., Gordon, S. E., Falkel, J. E., Hagerman, F. C., & Hikida, R. S. (1994). Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. *Journal of Applied Physiology*, *76*(3), 1247–1255. https://doi.org/10.1152/jappl.1994.76.3.1247
Stien, N., Frøysaker, T. F., Hermans, E., Vereide, V. A., Andersen, V., & Saeterbakken, A. H. (2021a). The Effects of Prioritizing Lead or Boulder Climbing Among Intermediate Climbers. *Frontiers in Sports and Active Living*, *3*, 661167. https://doi.org/10.3389/fspor.2021.661167
Stien, N., Pedersen, H., Vereide, V. A., Saeterbakken, A. H., Hermans, E., Kalland, J., Schoenfeld, B. J., & Andersen, V. (2021b). Effects of Two vs. Four Weekly Campus Board Training Sessions on Bouldering Performance and Climbing-Specific Tests in Advanced and Elite Climbers. *Journal of Sports Science and Medicine*, 438–447. https://doi.org/10.52082/jssm.2021.438
Stien, N., Saeterbakken, A. H., & Andersen, V. (2022). Tests and Procedures for Measuring Endurance, Strength, and Power in Climbing—A Mini-Review. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*, 847447. https://doi.org/10.3389/fspor.2022.847447
Stien, N., Saeterbakken, A. H., Hermans, E., Vereide, V. A., Olsen, E., & Andersen, V. (2019). Comparison of climbing-specific strength and endurance between lead and boulder climbers. *PLoS One*, *14*(9), e0222529. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222529
Stien, N., Vereide, V. A., Saeterbakken, A. H., Hermans, E., Shaw, M. P., & Andersen, V. (2021). Upper body rate of force development and maximal strength discriminates performance levels in sport climbing. *PLoS One*, *16*(3), e0249353. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0249353
Suchomel, T. J., Nimphius, S., Bellon, C. R., Hornsby, W. G., & Stone, M. H. (2021). Training for Muscular Strength: Methods for Monitoring and Adjusting Training Intensity. *Sports Medicine*, *51*(10), 2051–2066. https://doi.org/10.1007/s40279-021-01488-9
Sun, M., & Hill, J. O. (1993). A method for measuring mechanical work and work efficiency during human activities. *Journal of Biomechanics*, *26*(3), 229–241. https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90361-H
Sun, X., Lam, W.-K., Zhang, X., Wang, J., & Fu, W. (2020). Systematic Review of the Role of Footwear Constructions in Running Biomechanics: Implications for Running-Related Injury and Performance. *Journal of Sports Science & Medicine*, *19*(1), 20–37.
Sylvester, A. D., Christensen, A. M., & Kramer, P. A. (2006). Factors influencing osteological changes in the hands and fingers of rock climbers. *Journal of Anatomy*, *209*(5), 597–609. https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00640.x
Tam, N., Astephen Wilson, J. L., Coetzee, D. R., Van Pletsen, L., & Tucker, R. (2016a). Loading rate

increases during barefoot running in habitually shod runners: Individual responses to an unfamiliar condition. *Gait & Posture*, *46*, 47–52. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.013

Tam, N., Tucker, R., & Astephen Wilson, J. L. (2016b). Individual Responses to a Barefoot Running Program: Insight Into Risk of Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, *44*(3), 777–784. https://doi.org/10.1177/0363546515620584

Tartaruga, M. P., Brisswalter, J., Mota, C. B., Alberton, C. L., Gomeñuka, N. A., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2013). Mechanical Work and Long-Distance Performance Prediction: The Influence of Allometric Scaling. *Journal of Human Kinetics*, *38*, 73–82. https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0047

Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, *121*(1), 9–22. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1984.tb10452.x

Usaj, A. (2002). Differences in the oxygenation of the forearm muscle during isometric contraction in trained and untrained subjects. *Cellular & Molecular Biology Letters*, *7*(2), 375–377.

Van Cutsem, M., & Duchateau, J. (2005). Preceding muscle activity influences motor unit discharge and rate of torque development during ballistic contractions in humans. *The Journal of Physiology*, *562*(2), 635–644. https://doi.org/10.1113/jphysiol.2004.074567

Van Der Kruk, E., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., & Schwab, A. L. (2018). Power in sports: A literature review on the application, assumptions, and terminology of mechanical power in sport research. *Journal of Biomechanics*, *79*, 1–14. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.08.031

Van Der Worp, M. P., Ten Haaf, D. S. M., Van Cingel, R., De Wijer, A., Nijhuis-van Der Sanden, M. W. G., & Staal, J. B. (2015). Injuries in Runners; A Systematic Review on Risk Factors and Sex Differences. *PLoS One*, *10*(2), e0114937. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0114937

Van Hooren, B., & Zolotarjova, J. (2017). The Difference Between Countermovement and Squat Jump Performances: A Review of Underlying Mechanisms With Practical Applications. *Journal of Strength & Conditioning Research*, *31*(7), 2011–2020. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001913

Van Ingen Schenau, G. J. (1980). Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *12*(4), 257–261.

Van Ingen Schenau, G. J., & Cavanagh, P. R. (1990). Power equations in endurance sports. *Journal of Biomechanics*, *23*(9), 865–881. https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90352-4

Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer: Correlation with the height of a vertical jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *56*(6), 650–656. https://doi.org/10.1007/BF00424805

Vereide, V., Andersen, V., Hermans, E., Kalland, J., Saeterbakken, A. H., & Stien, N. (2022). Differences in Upper-Body Peak Force and Rate of Force Development in Male Intermediate, Advanced, and Elite Sport Climbers. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*, 888061. https://doi.org/10.3389/fspor.2022.888061

Vernillo, G., Giandolini, M., Edwards, W. B., Morin, J.-B., Samozino, P., Horvais, N., & Millet, G. Y. (2017). Biomechanics and Physiology of Uphill and Downhill Running. *Sports Medicine*, *47*(4), 615–629. https://doi.org/10.1007/s40279-016-0605-y

Vigouroux, L. (2016). Chapter 8: Grip capabilities of climbers' hands and fingers. In L. Seifert, P. Wolf, & A. Schweizer (Eds.), *The Science of Climbing and Mountaineering* (1st ed., pp. 129–146). Routledge, Taylor and Francis.

Vigouroux, L., Cartier, T., Rao, G., & Berton, É. (2022). Pull-up forms of completion impacts deeply the muscular and articular involvements. *Science & Sports*, *38*, 150–160. https://doi.org/10.1016/j.scispo.2022.03.006

Vigouroux, L., & Devise, M. (2024). Pull-Up Performance Is Affected Differently by the Muscle Contraction Regimens Practiced during Training among Climbers. *Bioengineering*, *11*(1), 85. https://doi.org/10.3390/bioengineering11010085

Vigouroux, L., Devise, M., Cartier, T., Aubert, C., & Berton, E. (2018). Performing pull-ups with small climbing holds influences grip and biomechanical arm action. *Journal of Sports Sciences*, *37*(8), 886–894. https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1532546
Vigouroux, L., Goislard de Monsabert, B., & Berton, E. (2015). Estimation of hand and wrist muscle capacities in rock climbers. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(5), 947–957. https://doi.org/10.1007/s00421-014-3076-6
Vigouroux, L., & Quaine, F. (2006). Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*, *24*(2), 181–186. https://doi.org/10.1080/02640410500127785
Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., & Moutet, F. (2006). Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*, *39*(14), 2583–2592. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.027
Vigouroux, L., Quaine, F., Paclet, F., Colloud, F., & Moutet, F. (2008). Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: A biomechanical explanation. *Clinical Biomechanics*, *23*(5), 562–570. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.12.009
Vigouroux, L., Rossi, J., Foissac, M., Grélot, L., & Berton, E. (2011). Finger force sharing during an adapted power grip task. *Neuroscience Letters*, *504*(3), 290–294. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.09.050
Watts, P. B. (2004). Physiology of difficult rock climbing. *European Journal of Applied Physiology*, *91*(4), 361–372. https://doi.org/10.1007/s00421-003-1036-7
Watts, P. B., Daggett, M., Gallagher, P., & Wilkins, B. (2000). Metabolic Response During Sport Rock Climbing and the Effects of Active Versus Passive Recovery. *International Journal of Sports Medicine*, *21*(3), 185–190. https://doi.org/10.1055/s-2000-302
Watts, P. B., Newbury, V., & Sulentic, J. (1996). Acute changes in handgrip strength, endurance, and blood lactate with sustained sport rock climbing. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *36*(4), 255–260.
Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N. C. (1995). External, Internal and Total Work in Human Locomotion. *Journal of Experimental Biology*, *198*(2), 379–393. https://doi.org/10.1242/jeb.198.2.379
Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1983). A model for the calculation of mechanical power during distance running. *Journal of Biomechanics*, *16*(2), 115–128. https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90035-0
Williamson, T., & Price, P. D. B. (2021). A comparison of muscle activity between strict, kipping and butterfly pull-ups. *The Journal of Sport and Exercise Science*, *5*(2), 149–155. https://doi.org/10.36905/jses.2021.02.08
Wilson, G. J., Murphy, A. J., & Pryor, J. F. (1994). Musculotendinous stiffness: Its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of Applied Physiology*, *76*(6), 2714–2719. https://doi.org/10.1152/jappl.1994.76.6.2714
Wilson, J. M., & Flanagan, E. P. (2008). The Role of Elastic Energy in Activities with High Force and Power Requirements: A Brief Review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *22*(5), 1705. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31817ae4a7
Winkler, M., Künzell, S., & Augste, C. (2023). Competitive performance predictors in speed climbing, bouldering, and lead climbing. *Journal of Sports Sciences*, *41*(8), 736–746. https://doi.org/10.1080/02640414.2023.2239598
Winter, D. A. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, *46*(1), 79–83. https://doi.org/10.1152/jappl.1979.46.1.79
Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed). Wiley.
Yamauchi, J., & Ishii, N. (2007). Relations Between Force-Velocity Characteristics of the Knee-Hip Extension Movement and Vertical Jump Performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(3), 703. https://doi.org/10.1519/R-20516.1
Youdas, J. W., Amundson, C. L., Cicero, K. S., Hahn, J. J., Harezlak, D. T., & Hollman, J. H. (2010). Surface Electromyographic Activation Patterns and Elbow Joint Motion During a Pull-Up,

Chin-Up, or Perfect-Pullup™ Rotational Exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(12), 3404. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181f1598c
Zampagni, M. L., Brigadoi, S., Schena, F., Tosi, P., & Ivanenko, Y. P. (2011). Idiosyncratic control of the center of mass in expert climbers. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *21*(5), 688–699. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01098.x
Zamparo, P., Pavei, G., Nardello, F., Bartolini, D., Monte, A., & Minetti, A. E. (2016). Mechanical work and efficiency of 5 + 5 m shuttle running. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(10), 1911–1919. https://doi.org/10.1007/s00421-016-3443-6

ANNEXES

ANNEXE A. Article dans *Kinésithérapie Scientifique* n°642 – mai 2022.
ANNEXE B. Article dans *CTC Entreprise*

Annexe A.

RATIO FLÉCHISSEURS/EXTENSEURS DES MUSCLES DES DOIGTS CHEZ LES GRIMPEURS : Proposition d'une méthodologie kinésithérapique.

Kinésithérapie Scientifique n°642 – mai 2022

Par Laurent Vigouroux, Aurélie Dutertre, Marine Devise & Clément Lechaptois

Ratio Fléchisseurs/Extenseurs des muscles des doigts chez les grimpeurs : proposition d'une méthodologie kinésithérapique

RÉSUMÉ | *SUMMARY*

Comme toutes pratiques sportives intensives, l'escalade génère des déséquilibres musculaires, en particulier au niveau des muscles des mains et des doigts pour lesquels il est observé une augmentation du déséquilibre des capacités des extenseurs en comparaison aux fléchisseurs.

Cet article propose une méthodologie pour évaluer ce déséquilibre sur la base de mesures simples utilisant une prise d'entraînement instrumentée et une base de données.

En complément, une méthodologie de renforcement musculaire des muscles extenseurs est proposée pour remédier à ce déséquilibre.

Like all intensive sports activities, climbing generates muscular imbalances, particularly in the hand and finger muscles, for which an imbalance of the extensors compared to the flexors has been observed.

This article proposes a methodology to assess this imbalance based on simple measurements using an instrumented training device and database.

In addition, a methodology for strengthening the extensor muscles is proposed to treat this imbalance.

MOTS CLÉS | *KEYWORDS*

▶ Déséquilibre musculaire ▶ Évaluation diagnostique ▶ Main ▶ Renforcement musculaire ▶ Sport

▶ Muscular imbalance ▶ Diagnostic evaluation ▶ Hand ▶ Muscular strengthening ▶ Sport

Laurent VIGOUROUX*

Maître de conférences, HDR
en Biomécanique et Physiologie

Aurélie DUTERTRE

Praticienne kinésithérapeute
Membre du staff médical
des équipes FFME
Grenoble (38)

Marie DEVISE*

Ingénieure d'étude en Biomécanique
et Physiologie

Clément LECHAPTOIS*

Ingénieur d'étude en Mécanique

* Institut des Sciences
du mouvement
UMR CNRS 7287
Université Aix-Marseille (13)

L'escalade est une activité sportive qui connaît un accroissement important autant du point de vue du nombre de pratiquants que des sites de pratiques naturels et artificiels. L'étude FIFAS de 2016 [1] estime qu'il existe en France un million d'individus ayant pratiqué l'escalade les 6 derniers mois et il existe plus de 1 000 clubs sportifs FFME (Fédération Française de la Montagne et de l'Escalade). L'accès de cette discipline au JO de Tokyo en 2021 vient ponctuer ce succès et l'amplifiera probablement dans les prochaines années.

Ce sport consiste à se déplacer sur un support vertical à la seule aide de ses mains et de ses pieds [2]. Ainsi, le pratiquant va adopter une motricité de quadrupédie verticale caractérisée par une gestion fine des équilibres à réaliser entre les appuis manuels et podaux [3]. Les efforts appliqués sur les prises se situent donc dans des intensités proches du poids de corps qui est réparti sur les appuis [4]. Néanmoins, les grimpeurs peuvent parfois réaliser des mouvements dynamiques (saut, jeté, etc.) et/ou se trouver avec un seul appui (un bras par exemple), ce qui amplifie les contraintes musculo-squelettiques appliquées sur le membre concerné. L'augmentation des pratiquants ainsi que les exigences physiques de ce sport amènent logiquement à une augmentation de patients souffrant de blessures spécifiques pour cette discipline [5].

Les blessures les plus caractéristiques concernent celles liées à des chutes au sol mal assurées ou mal contrôlées (fractures, entorses, luxations, etc.) [6]. Elles concernent également les membres inférieurs et supérieurs liés à des usages des articulations (chevilles, genoux, épaules) dans des positions articulaires extrêmes mises en torsion sous l'effet du mouvement réalisé [5].

Enfin, les principales blessures et les plus typiques concernent la main et les doigts et sont liées aux efforts importants appliqués sur des prises exigeantes pouvant être inférieures à 1 cm d'épaisseur [7]. En particulier, les tendinopathies des fléchisseurs des doigts, le déchirement des muscles lombricaux, les endommagements ou ruptures de poulies digitales, les entorses d'articulations digitales, les endommagements des ligaments annulaires du poignet, les déchirements des muscles fléchisseurs des doigts sont des blessures couramment observées chez les grimpeurs [5].

La mécanique et la compréhension des blessures de la main et des doigts a fait l'objet d'un grand nombre de publications scientifiques décrivant le pathomécanisme à l'origine de la blessure, ou encore leurs traitements chirurgi-

Conflit d'intérêt :
Laurent Vigouroux et Clément Lechaptois déclarent être impliqués dans le développement de l'outil SmartBoard® au sein de l'entreprise « *Science for climbing* » mais déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêt avec la publication de cette étude.
Les autres auteurs déclarent ne pas avoir un intérêt avec un organisme privé industriel ou commercial en relation avec le sujet présenté

caux ou conservateurs [8, 9]. En particulier, les ruptures de poulies digitales sont bien décrites et expliquées. Pour ces blessures, les efforts générés en bout de doigt sont responsables de haut-niveau de contraintes dans le système musculo-squelettique [10, 11]. Sous l'effet de ces contraintes, les mains des grimpeurs vont développer un grand nombre d'adaptations pouvant être osseuses, ligamentaires et/ou musculaires [6, 12].

Dans leur étude de 2015, Vigouroux *et al.* [12] décrivent les adaptations musculaires caractéristiques des grimpeurs à l'aide d'une procédure de tests et de l'usage de la modélisation biomécanique en laboratoire. Dans cette étude, il est démontré que les grimpeurs développent tout particulièrement la capacité de production de force (+37,1 % par rapport à des non-grimpeurs) des muscles fléchisseurs des doigts profond (FDP) et superficiel (FDS). Étonnamment, les grimpeurs ne présentent pas de capacités supérieures des muscles fléchisseurs du poignet et extenseurs du poignet par rapport à des non-grimpeurs. De manière inquiétante, ces auteurs démontrent que les grimpeurs ont une tendance à la réduction des capacités de production de force des muscles extenseurs des doigts.

Du point de vue des ratios agonistes-antagonistes, révélateurs de la capacité de stabilisation musculaires et de contrôle des articulations, les grimpeurs présentent donc des ratios extrêmement défavorables (2,6 *vs* 2 pour des grimpeurs et non-grimpeurs respectivement). Ainsi, avec un ratio de 2,6, les capacités des muscles fléchisseurs des doigts des grimpeurs sont environ 2,6 fois supérieurs à la capacité des extenseurs. Cela suggère donc que la pratique amène à des déséquilibres qui pourraient être à l'origine de pathologies même si aucun lien entre ce ratio et les pathologies n'a encore été démontré à ce jour.

Du point de vue de la prévention tout comme du point de vue de la réhabilitation, il apparaît donc crucial pour les kinésithérapeutes d'évaluer et de considérer ce facteur.

La procédure développée par Vigouroux *et al.* [12] pour déterminer le ratio Fléchisseurs des doigts/Extenseurs des doigts (ratio F/E) est une procédure de laboratoire nécessitant la réalisation de 8 tâches et l'utilisation d'un ergomètre spécifique, ainsi que d'une modélisation numérique complexe. Cette procédure de laboratoire semble donc difficile à systématiser dans une approche clinique en cabinet.

L'objectif de cette étude est de développer une procédure simplifiée permettant un accès aisé à un ratio exprimant la capacité de flexion et la capacité d'extension des doigts.
Le second objectif est de constituer une base de données sur laquelle les praticiens pourront se référer afin d'évaluer l'amplitude du déséquilibre chez leur patient.
Enfin, le dernier objectif est de présenter une intervention kinésithérapeutique proposée à des grimpeurs de l'équipe de France pour traiter de cette problématique.

MÉTHODE

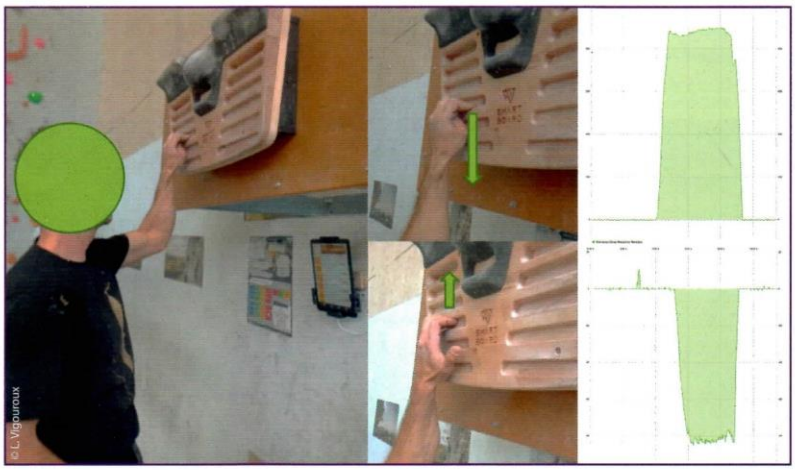
Participants

Cinquante-et-un grimpeurs expérimentés ont été testés (10 femmes et 41 hommes, 23,8 ± 4,7 ans, 173,7 ± 8,7 cm, 65,2 ± 8,2 kg, niveau après-travail entre 6c et 8c+). Tous les grimpeurs avaient une pratique régulière (≥ 2 fois par semaine) depuis au moins 2 ans.

Évaluation *in situ* du ratio F/E

L'évaluation du ratio nécessite l'utilisation d'un ergomètre permettant l'évaluation précise de la force (en Newtons) exercée sur une prise d'escalade par les doigts des participants. Dans cette étude, une SmartBoard® (Peypin d'Aigues, France) a été utilisée. Ce dispositif est une prise d'escalade d'entraînement et instrumentée de capteurs de force à jauges de contrainte permettant une mesure de la force avec une précision de 0,8 N et un échantillonnage à 50 Hz (fig. 1).

Les données de force sont transmises *via* Bluetooth à une application permettant de contrôler le déclenchement des exercices, traiter les données et récolter les résultats.



▶ Figure 1

Photos du dispositif SmartBoard® (à gauche) sur lequel les tests de flexion maximale des doigts (photo et graphique en haut à droite) et les tests d'extension maximale des doigts (photo et graphique en bas à droite) ont été réalisés

Les flèches indiquent les orientations de la force, vers le bas pour la flexion et vers le haut pour l'extension
La force de flexion génèrent des forces positives sur le graphique tandis que l'extension génère des forces négatives

Avant la réalisation des tests, un échauffement standardisé était réalisé. Il débutait par 10 mn de réveil musculaire et cardiaque (footing léger, mouvement articulaire en particulier bras et doigts). Dans un second temps, entre 10 et 20 mn d'escalade, selon les habitudes des participants, sont réalisées sur des traversées en augmentant progressivement l'intensité jusqu'à deux lettres de cotation du niveau maximal du participant.

Enfin, une phase de 6-7 mn d'habituation sur la SmartBoard® était réalisée. Cette phase consistait à suivre un exercice guidé pour réaliser une dizaine de tractions et une quinzaine de suspensions sur des prises et à des intensités variées.

■ Test de force en flexion

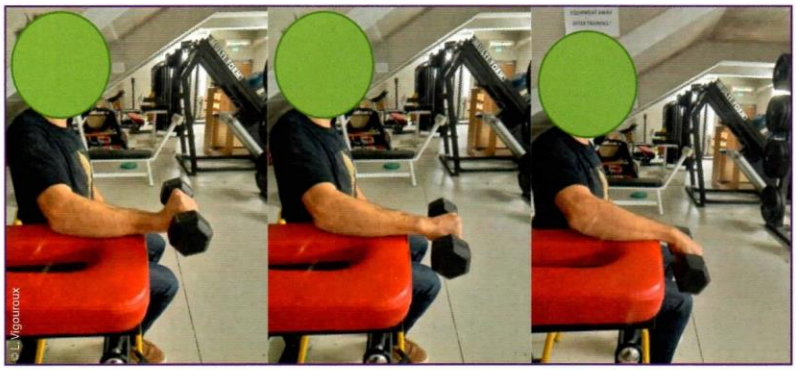
Après l'échauffement, le grimpeur était placé debout devant la SmartBoard®. Il était demandé de placer la partie palmaire des phalanges distales (P3) des doigts sur la partie préhensible d'une prise de 12 mm de profondeur. Les grimpeurs adoptaient une posture dite semi-arquée ou tendu selon leur préférence qui consiste à fléchir/étendre les articulations interphalangiennes proximales et distales avec une légère flexion de la métacarpo-phalangienne.

Il était ensuite demandé aux participants d'exercer la force verticale maximale possible en tirant le plus fort possible (ou en essayant de se suspendre) pendant 5 s environ. Si le grimpeur était capable de se suspendre entièrement sur la prise, il était suffisamment lesté de manière à exercer une force supérieure à son poids de corps. 2 essais étaient réalisés sur la main droite et la main gauche alternativement. Le meilleur essai de chaque main était retenu.

La somme des forces maximales exercées sur la main droite et la main gauche est considérée comme le niveau de force maximale en flexion du participant (MF).

■ Test de force en extension

Sur le dessus de la prise 12 mm (c'est-à-dire un rebord inversé de 12 mm), le participant exerce la force maximale pouvant être exercée vers le haut. Pour cela, la partie dorsale P3 des doigts sont plaqués sur le haut de la prise, les doigts sont pliés, et le pouce écarté afin qu'il ne participe pas à l'effort. Le participant avait pour instruction d'essayer d'étendre ses doigts pendant 5 s environ. Dans cette tâche, il lui était demandé de conserver une position de doigt similaire à la position utilisée pour la flexion, seul le point d'appui (dorsal *vs* palmaire) était changé. 2 essais étaient réalisés sur la main



▶ **Figure 2**

Photos du déroulement du mouvement de renforcement des muscles extenseurs du poignet et des doigts

droite et sur la main gauche. La somme des forces en extension sur la main droite et la main gauche est considérée comme le niveau de force maximale en extension du participant (ME). Le meilleur essai était sélectionné.

À la suite de ces essais, le ratio F/E était calculé comme étant le rapport entre la MF et la ME. La moyenne des résultats obtenus a été calculée. 5 classes ont été définies à partir de l'étendue des ratios mesurés. Le nombre de participants apparaissant dans chaque classe a été comptabilisé.

Effet d'un entraînement typique d'escalade

Pour étudier l'effet d'un entraînement typique d'escalade sur MF, ME et les ratios, 11 participants ont suivi un entraînement typique des doigts des grimpeurs pendant 4 semaines avant d'être retestés post-entraînements sur les mêmes tests présentés préalablement.

Le protocole d'entraînement consiste en 2 séances par semaine séparées d'au moins un jour. Sur la prise 12 mm, les participants exerçaient des efforts représentant 80 % de leur MF, en alternant une phase de suspension de 10 s et une phase de repos de 6 s, 12 fois.

Une fois que la fatigue intervient le participant doit exercer son maximum pour tenter d'atteindre le niveau de 80 % requis. Cependant, si le participant n'est plus capable d'exercer 70 % de la MF, la série s'arrête. 3 séries sont à réaliser, espacées de 8 mn de récupération.

Les résultats de MF, ME et ratio F/E sont comparés pré-entraînements et post-entraînements grâce à un *t-test*. Un seuil de probabilité à $p < 0,05$ était considéré comme une différence significative.

Intervention qualitative, traitement kinésithérapique

Trois grimpeurs de haut niveau ont suivi une intervention kinésithérapique. Ces grimpeurs ont d'abord été testés en début de saison afin d'établir leur MF, ME et ratio F/E. Pour chaque exercice, la fréquence et la manière de faire est essentielle.

Puis, ils ont suivi le protocole durant 6 semaines avant d'être retestés. L'objectif du protocole était de renforcer la ME et diminuer le ratio F/E. Cet objectif s'inscrit dans le cadre du décret 2004-502 du 29 juillet 2004 dont les termes sont « ... *prévenir l'altération des capacités fonctionnelles, concourir à leur maintien et, lorsqu'elles sont altérées, de les rétablir ou d'y suppléer.* ».

Le protocole d'intervention consiste en la réalisation de mouvements excentriques sous

charge. Ce protocole s'inspire de McLeod [13] et de Gauthier et Tintrelin [14].

■ Méthodologie

Le mouvement à réaliser consiste à manipuler un haltère et étirer de manière excentrique les muscles de l'avant-bras. Ainsi, le participant va chercher à abaisser lentement l'haltère tenu dans sa main en résistant à la chute du poids.

L'exercice pouvait se réaliser sur le bord d'une table ou plus simplement en posant le coude et l'avant-bras sur la cuisse (fig. 2). Le coude était fléchi à environ 90° en début d'intervention puis sa position variait au fur et à mesure des séances afin d'éviter des problèmes et toute inflammation au niveau des épicondyles. Le pouce était sous l'haltère mais n'était pas utilisé comme effort de préhension. L'haltère était légèrement inclinée de manière à positionner le petit doigt légèrement plus haut que le pouce.

Ainsi, le sportif avait 4 à 5 s pour abaisser doucement et régulièrement le poids jusqu'à ce que soit atteint la limite d'étirement. À ce stade, le poids était relevé avec l'autre main. Une attention toute particulière a été portée à la récupération entre ces exercices pour assurer le bon déroulement du protocole.

Le protocole se déroulait sur 6 semaines, 2 séances par jour (matin et soir). Les séries étaient de 15 répétitions sur chaque bras et le nombre de séries augmentaient au fur et à mesure des semaines.

Le protocole suivait le déroulement suivant :

- *1ère semaine :* 5 kg – 3 séries par bras ; coude à 90°
- *2e semaine :* 6 kg – 3 séries par bras ; coude positionné entre 70° et 100°
- *3e semaine :* 8 kg – 3 séries par bras ; coude positionné entre 50° et 120°
- *4e semaine :* 10 kg – 4 séries par bras ; coude positionné entre 45° et 150°
- *5e semaine :* 11 kg – 5 séries par bras ; coude positionné entre 35° et 180°
- *6e semaine :* 12 kg – 6 séries par bras ; coude positionné ente 35° et 180°

La valeur des poids est indiquée ici à titre d'exemple. La charge d'entraînement réalisée s'inspire de Lopez-Rivera et Gonzalez-Badillo [15]. Chaque semaine, le poids utilisé correspondait au poids maximal pouvant être maintenu en position étendue pendant 10 s.

Au cours de la séance, le poids était sensiblement ajusté afin de viser une réalisation du mouvement optimale (plage d'angulation parcourue entre 4 et 5 s). Les participants alternaient main droite et main gauche laissant ainsi au minimum une minute de repos entre les séries pour chaque bras.

En dehors de ces séances, les participants gardaient leur pratique d'escalade habituelle.

▶ Tableau I

Résultats obtenus pour l'ensemble des participants sur les scores de flexion maximale (MF), extension maximale (ME) et le ratio Flexion/Extension (ratio F/E)
La colonne de gauche représente tous les participants
Les colonnes de droite représentent les résultats des 11 participants ayant suivi un protocole d'entraînement (avant et après)
L'étoile signifie qu'il existe une différence significative ($p < 0,01$) avant et après entraînement

	Total des participants (n = 51)	Groupe entraînement escalade avant (n = 11)	Groupe entraînement escalade après (n = 11)
MF (N)	834,7 ± 171,2	828,4 ± 124,3	898,8 ± 121,2*
ME (N)	131,2 ± 26,4	118,9 ± 15,4	131,0 ± 22,9
Ratio F/E	6,51 ± 1,33	7,02 ± 1,1	6,93 ± 0,67

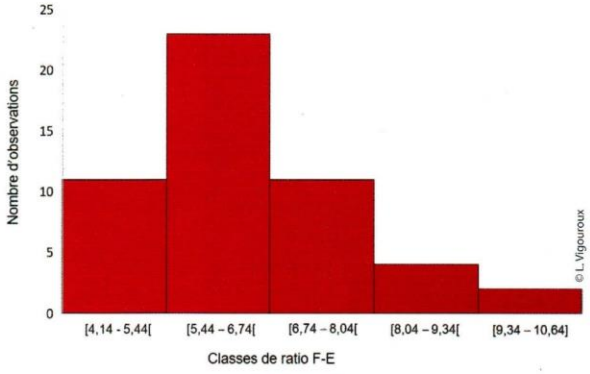
RÉSULTATS ET DISCUSSION ■

■ Forces maximales de flexion et d'extension, ratio Flexion/Extension

Les résultats obtenus pour la MF, la ME et le ratio F/E sont présentés dans le tableau I.

Concernant les 51 participants, la moyenne du ratio se situe à 6,51 ± 1,33, ce qui signifie que la force exercée en flexion par les doigts est 6,51 fois supérieur à celle exercée en extension. Cette amplitude de ratio est particulièrement grande en comparaison à d'autres articulations telles que le genou (de 1,66 à 1,81 dans Calmel *et al.* [16]), l'épaule (de 1,16 à 3,34 dans Hugues *et al.* [17]) ou le poignet (1,72 à 3 dans Pocholle [18]). Ceci démontre bien l'importance de travailler à ce ratio pour la main et les doigts.

Il est à noter qu'ici le ratio représente le rapport de production de force au bout des doigts



▶ **Figure 3**

Résultats classés obtenus pour l'ensemble des ratios Flexion/Extension (ratio F/E)
L'amplitude des histogrammes représentent le nombre de participants répertoriés dans la classe de ratio indiquée en abscisse

et qu'il n'est pas directement comparable aux ratios étudiés dans Vigouroux *et al.* [12]. En effet, ces derniers calculent un ratio au niveau musculaire (muscles fléchisseurs et extenseurs des doigts) tandis que nous mesurons le résultat de performance en bout de doigt. Ceci explique pourquoi nos ratios sont plus importants (autour de 6,5) que dans cette précédente étude (autour de 2,6).

Lorsque l'on regarde la dispersion des résultats des individus en les classant en 5 groupes (fig. 3), on observe que le plus grand nombre d'individus (23) présente un ratio entre 5,44 et 6,74. Les seconds groupes les plus nombreux (11 dans les 2 groupes) présentent des ratios entre 4,14 et 5,44 ou entre 6,74 et 8,04. Seulement 6 individus présentent des ratios supérieurs à 8,04 jusqu'à 10,64. Ainsi, ces mesures suggèrent que lorsque l'escalade est pratiquée pendant une période supérieure à 2 ans, les adaptations des muscles ne sont pas similaires entre les individus.

Certains individus présentent des ratios qui peuvent être considérés comme inquiétants en comparaison avec les autres (groupes > 8,04). Dans ce cas, il semble pertinent d'envisager un protocole permettant de rééquilibrer ce ratio vers des valeurs plus communément observées (entre 5,44 et 6,74).

Effet de l'entraînement typique d'escalade

La comparaison de la force maximale de flexion avant entraînement et après entraînement montre une différence significative ($t(10) = 6,89$; $p < 0,01$). Les grimpeurs gagnent en moyenne 70,4 N avec l'entraînement, soit 8,5 % de la force initiale.

La force en extension ne montre pas de différence significative avant et après entraînement même si une légère tendance est observée ($t(10) = 1,58$; $p = 0,14$) avec un gain proche de 10 % d'augmentation entre avant et après. La variabilité entre les individus explique la non-significativité de cette différence.

Enfin, le ratio F/E ne montre pas d'évolution significative ($t(10) = 0,21$; $p = 0,84$). Ainsi, cette expérience montre que si un entraînement typique d'escalade permet d'augmenter la force des fléchisseurs, celle-ci n'est pas accompagnée d'un changement significatif du ratio.

Un entraînement d'escalade en flexion classique de courte durée n'est donc pas à même de faire évoluer le ratio F/E. Il s'avère donc primordial d'accompagner ce type d'entraînement par des exercices ou des interventions supplémentaires si l'objectif est d'atteindre un ratio moins défavorable pour les extenseurs.

Effet de l'intervention kinésithérapique

Le tableau II présente les résultats des ME, MF et ratio MF-ME. Les résultats montrent que le protocole d'intervention a des effets différents selon le grimpeur. En effet, le premier grimpeur montre une augmentation légère de ses capacités en flexion et en extension mais le ratio reste quasi similaire (différence de -0,22).

Le deuxième grimpeur montre également une augmentation de ses capacités en flexion et extension et présente un ratio sensiblement diminué (différence de -1,09).

Enfin, le dernier grimpeur présente une baisse de ses capacités de flexion mais une augmentation de ses capacités d'extension ce qui emmène à une différence de ratio importante (différence de -1,82). Cette différence de comportement peut

▶ **Tableau II**

Résultats de la force maximale de flexion (MF), de la force maximale d'extension (ME) et du ratio Flexion/Extension (ratio F/E) obtenus avant et après protocole d'intervention pour le renforcement des muscles extenseurs de l'avant-bras

	MF avant (N)	MF après (N)	ME avant (N)	ME après (N)	Ratio F/E Avant	Ratio F/E Après
Grimpeur 1	821	869	121,6	145	6,75	6,53
Grimpeur 2	881,3	987,2	136	183	6,48	5,39
Grimpeur 3	878,9	822,2	123,9	155,9	7,09	5,27

s'expliquer par des pratiques extra-protocole différentes des grimpeurs ou des capacités d'adaptation au protocole différentes. Néanmoins, ces résultats montrent que ce protocole peut être efficient dans le renforcement des extenseurs car tous les grimpeurs ont renforcé ME et diminué le ratio F/E, ce qui semble être un argument pour la prévention des blessures. Ce protocole doit toutefois être testé sur un plus grand nombre et adapté à chaque patient afin de le rendre aussi efficient que les bénéfices observés sur le ratio F/E du grimpeur 3.

Ainsi, dans cette étude nous avons fait le choix de travailler avec des exercices excentriques qui semblent être un bon moteur d'amélioration. Une étude testant plus de participants est cependant nécessaire pour conclure définitivement. Il convient toutefois de noter qu'il existe d'autres outils pouvant être utilisés (élastiques, étirements, massages, électrostimulation) et d'autres exercices (ciblant les extenseurs des doigts spécifiquement) en complément ou en remplacement [19-21] qui mériteraient d'être également testés plus précisément.

CONCLUSION

Cette étude propose une méthodologie de renforcement musculaire, en vue de prévenir des blessures liées à la pratique prolongée de l'escalade et des déséquilibres musculaires entre fléchisseurs et extenseurs de la main qu'elle génère. Cette méthodologie se compose d'une évaluation du ratio F/E au niveau des doigts et de son référencement au travers de 5 classes de grimpeurs.

Nous proposons ensuite un protocole pour tenter de réduire l'amplitude des différences entre extenseurs et fléchisseurs sur la base de mouvements excentriques. Cette proposition doit être approfondie et complétée mais elle représente une des solutions possibles alternatives aux entraînements typiques des grimpeurs. En effet, cette étude montre qu'un entraînement typique d'escalade ne modifie en rien le ratio F/E.

Au-delà du ratio F/E, il serait intéressant de compléter cette évaluation en étudiant les capacités des fléchisseurs, en particulier les différences de capacités selon les techniques de doigts des grimpeurs (arquée ou tendue). Ceci pourrait être également une piste de détection ciblée pour prévenir l'apparition de rupture de poulies digitales. ✖

BIBLIOGRAPHIE

[1] Fédération française des industries sport & loisirs. *Étude escalade*. Éditions FIFAS, 2016.

[2] Vigouroux L. Fiche résumé des connaissances en escalade. In: Slawinski J, Termoz N. *Licence STAPS*. Éditions Dunod, 2017.

[3] Quaine F, Martin L, Leroux M, Blanchi JP, Allard P. Effect of initial posture on biomechanical adjustments associated with a voluntary leg movement in rock climbers. *Arch Physiol Biochemistry* 1996;104(2):192-9.

[4] Noé F, Quaine F, Martin L. Influence of steep gradient supporting walls in rock climbing: Biomechanical analysis. *Gait & Posture* 2001;13(2):86-94.

[5] Gnecchi S, Moutet F. *Escalade : pathologies de la main et des doigts*. Éditions Broché, 2010.

[6a] Schöffl W. Chapter 4: Sport climbing related injuries and overuse syndromes. In: Seifert L, Wolf P, Schweizer A (eds) *The science of climbing and mountaineering*. London: Routledge Taylor and Francis Group, 2016.

[6b] Vigouroux L. Chapter 8: Grip capabilities of climbers'hands and fingers. In: Seifert L, Wolf P, Schweizer A (eds) *The science of climbing and mountaineering*. London: Routledge Taylor and Francis Group, 2016.

[7] Quaine F, Vigouroux L, Martin L. Finger flexors fatigue in trained rock-climbers and untrained sedentary subjects. *Int J Sport Med* 2003;24:424-7.

[8] Moutet F. Flexor tendon pulley system: Anatomy, pathology, treatment. *Chir Main* 2003;22(1):1-12.

[9] Schweizer A. Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *J Biomech* 2001;34(2):217-23.

[10] Roloff I, Schöffl VR, Vigouroux L, Quaine F. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the pulley system. *J Biomech* 2005;39:915-23.

[11] Vigouroux L, Quaine F, Colloud F, Paclet F, Moutet F. Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: A biomechanical explanation. *Clin Biomech* 2008;23:562-70.

[12] Vigouroux L, Goislard de Monsabert B, Berton E. Estimation of hand and wrist muscle capacities in rock-climbers. *Eur J Appl Physiol* 2015;115:947-57.

[13] Mc Leod D. *Make or break: Don't let climbing injuries dictate your success*. Rare Breed Productions, 2019.

[14] Gauthier J, Tintrelin C. *L'anatomie appliquée à l'exercice musculaire de la théorie à la pratique*. Éditions Amphora, 2013.

[15] López-Rivera E, González-Badillo JJ. The effects of two maximum grip strength training methods using the same effort duration and different edge depth on grip endurance in elite climbers. *Sport Technol* 2012;5:100-10.

[16] Calmels PM, Nellen M, van der Borne I, Jourdin P, Minaire P. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78(11):1224-30.

[17] Hugues RE, Johnson ME, Shawa PT, O'Driscoll W, An KN. Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *Am J Sports Med* 1999;27(5):651-7.

[18] Pocholle M. L'isocinétisme aujourd'hui : les tests. *Ann Kinesither* 2001;28(5):208-21.

[19] Cuwin S, Rubinovich RM, Stanish WD. Eccentric exercise in chronic tendinitis. *Clin Orthop Res* 1986;208:65-8.

[20] Morigny AL, Keller C. *La prophylaxie en sport de haut niveau expérience de terrain*. Éditions INSEP, 2019.

[21] Xhardez Y. *Vade-Mecum de kinésithérapie et de rééducation fonctionnelle*. 5e édition. Éditions Maloine, 2002.

Annexe B.

Quand CTC simplifie l'étude de la course à pied.

CTC Entreprise – Janvier Février 2019

Par Marine Devise & Nicolas Théveniau

Quand CTC simplifie l'étude de la course à pied

La course à pied peut être étudiée de manière très précise en laboratoire de biomécanique. Toutefois, certains protocoles de recherche peuvent être éloignés de la pratique réelle. De manière complémentaire, CTC a donc développé une méthode simplifiée permettant de s'affranchir du laboratoire pour analyser la course en conditions d'usage.

CTC met au service de ses clients son expertise en biomécanique via l'utilisation de son "Living Lab", dont l'objectif est de quantifier ou comparer des produits en condition d'usage. Grâce à ses différents outils, CTC est, par exemple, capable d'étudier la course à pied grâce à l'utilisation d'un tapis de course instrumenté avec des plates-formes de force (mesurant les forces produites par le pied) couplé à un système d'analyse du mouvement comportant des caméras fixes. Ces équipements sont d'une grande précision mais ils sont lourds, onéreux, difficilement transportables, et ne permettent donc pas d'analyser la course à pied en extérieur. Pourtant, cette analyse est fondamentale pour bien apprécier les performances d'un produit dans ses conditions réelles d'usage. C'est pourquoi nous proposons ici de vous présenter les mesures classiquement réalisées avec les outils d'investigation en laboratoire, puis de vous expliquer comment transposer ces mesures en conditions de terrain, et ce, grâce à des outils et des paramètres plus accessibles.

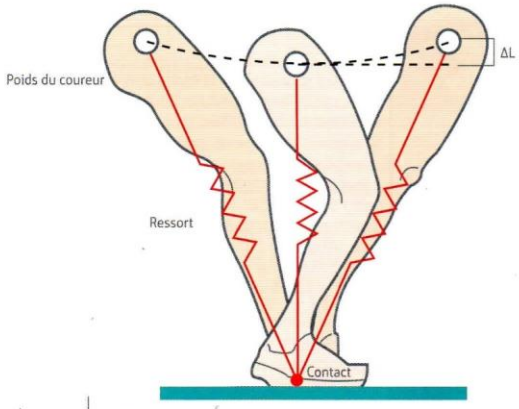


Figure 1 : modèle masse-ressort pendant la phase de contact au sol, en appui sur une plate-forme de force

UN MODÈLE D'ÉTUDE DE LA COURSE EN LABORATOIRE

Dans une optique d'approcher la course à pied de façon macroscopique, les biomécaniciens et physiologistes utilisent des modèles d'intégration simples pour décrire et analyser la locomotion bipède. Ici, le modèle utilisé pour décrire et étudier la course est le modèle masse-ressort (MMR, voir figure 1). Le MMR modélise le coureur comme étant une masse (égale au poids du corps), mettant en charge un ressort linéaire, qui représente la jambe (de la cuisse au pied). À chaque pas, lorsque le coureur pose son pied sur le sol, sa masse compresse le ressort durant la phase d'amortissement, et ensuite le ressort s'étend lors de la deuxième partie de la phase d'appui, avant la phase de vol. Nous obtenons alors ce qu'on appelle la "raideur musculo-tendineuse" (K_{leg}). K_{leg} est un concept utilisé pour décrire et étudier le stockage et la restitution de l'énergie élastique des membres inférieurs pendant la course. En effet, une certaine quantité d'énergie est stockée lors de la phase d'amortissement, puis est réutilisée lors de la deuxième partie de la phase d'appui, grâce à l'action des tendons de la jambe.

Le calcul de référence du MMR (donc de K_{leg}) se base sur la mesure de la vitesse de course et des forces de réaction produites par le pied sur le sol. Pour obtenir ces grandeurs physiques (forces) nous utilisons habituellement des plates-formes de force ou un tapis roulant instrumenté, outils peu pratiques en conditions extérieures. Il y a quelques années, une équipe de chercheurs[1] a développé un calcul simplifié de K_{leg} en utilisant des paramètres plus simples : le poids du coureur, la longueur de jambe et sa compression pendant la phase d'appui (ΔL), la vitesse de course, le temps de contact du pied au sol et le temps de vol (quand les deux pieds ne touchent pas le sol).

Cette approche a l'avantage de mesurer les facteurs mécaniques de la performance de course en extérieur mais ne permet pas d'avoir une estimation énergétique en conditions de terrain. Le travail mécanique externe (W_{ext}) est un bon indicateur de l'énergie dépensée pendant l'effort. W_{ext} permet de rendre compte de la quantité

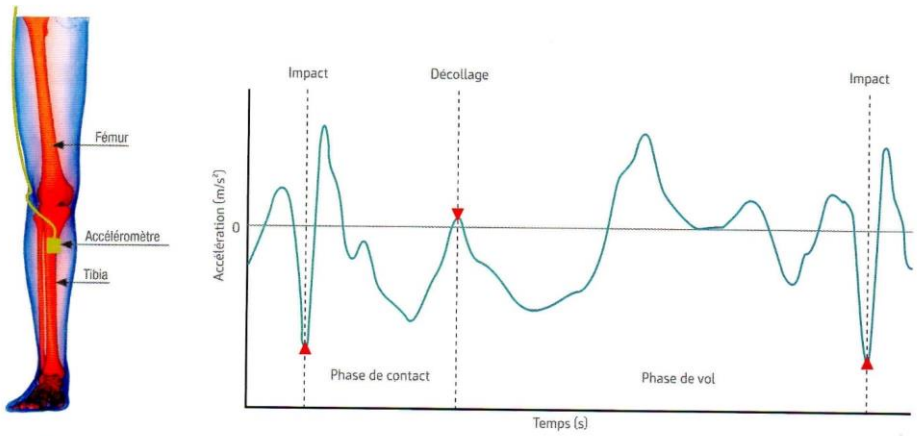


Figure 2 :
À gauche, positionnement de l'accéléromètre sur le tibia.
À droite, exemple d'une courbe d'accélération au cours du temps et détection du contact avec le sol et décollage d'un pied (l'autre pied n'est pas représenté)

d'énergie fournie par les muscles pour mouvoir le centre de gravité du corps par rapport à son environnement. Une étude[2] a montré que W_{ext} était corrélé au coût énergétique (exprimé en énergie nécessaire pour transporter 1 kg sur une distance de 1 m) : ce dernier augmente lorsque W_{ext} augmente. Le coût énergétique étant considéré comme un facteur de performance, W_{ext} en est aussi un par déduction. De plus, W_{ext} nous permet d'étudier la notion de rendement qui représente le rapport entre le travail mécanique produit et l'énergie consommée. Le rendement peut être utile pour analyser l'efficacité d'un coureur. Actuellement, la mesure du travail mécanique externe ne se fait encore qu'en conditions de laboratoire, puisqu'elle requiert les équipements lourds mentionnés précédemment.

LA MÉTHODE SIMPLIFIÉE DE CTC

CTC propose donc une méthode simplifiée, qui cumule la méthode de terrain déjà existante pour calculer K_{leg} ainsi que le calcul classique de l'énergie élastique d'un ressort, tout en supposant que W_{ext} est équivalent à l'énergie élastique :

$$W_{ext} = ½ \times K_{leg} \times \Delta L^2$$

Nous utilisons ici les mêmes paramètres que précédemment cités et facilement mesurables (poids, longueur de jambe, vitesse, temps de contact et de vol). Le poids est donné par la personne elle-même. La longueur de jambe peut être déduite par la taille de la personne, selon une équation scientifiquement prouvée[3] : L = 0,53 x Taille (en m). La vitesse de course peut être mesurée par une application smartphone ou une montre connectée, à plusieurs intervalles de temps pendant une course.

Une étude[4], menée par CTC en collaboration avec le Laboratoire Inter-Universitaire de Biologie de la Motricité (LIBM), à Saint-Étienne, a comparé la méthode de référence du calcul du W_{ext} avec la méthode simplifiée proposée par CTC. Douze sujets ont couru sur un tapis de course instrumenté et les forces exercées sur le tapis ont été collectées. La comparaison entre les résultats issus des deux méthodes de calcul a montré que la méthode proposée était d'une grande précision. En effet, le taux d'erreur est inférieur à 5 % (précisément 3,5 ± 2,3 %), bien moins important que les podomètres, par exemple, qui peuvent obtenir un taux d'erreur moyen de 20 %. De plus, pour quantifier les temps de vol et de contact (nécessaire dans notre modèle), nous avons utilisé deux accéléromètres (un sur chaque tibia), qui ont permis de déterminer le moment du contact du pied avec le sol et la phase de décollage (voir figure 2).

Cette nouvelle méthode proposée par CTC permet donc de quantifier la course à pied au moyen d'outils relativement accessibles, embarqués et faciles à mettre en place, avec des données d'entrée simples. Elle permettra par exemple de comparer différentes chaussures par rapport à leur impact énergétique de course, dans un environnement qui pourra représenter des conditions réelles d'usage, tout en ayant la précision que l'on peut retrouver en conditions de laboratoire. D'autres études sont en cours afin de vérifier si cette méthode permet de discriminer différents modèles de chaussure, par exemple. Cette méthode utilisée dans la performance sportive pourrait également servir à discriminer tout matériel utilisé pendant la course et influençant le rendement du coureur pendant son activité.



Marine Devise
Doctorante Biomécanique
mdevise@ctcgroupe.com

[1] Morin J.B., Dalleau G., Kyröläinen H., et al (2005) "A simple method for measuring stiffness during running" dans Journal of Applied Biomechanics

[2] Bourdin M., Belli A., Arsac L.M., et al (1995) "Effect of vertical loading on energy cost and kinematics of running in trained male subjects" dans Journal of Applied Physiology

[3] Winter D.A. (1979) "Biomechanics of human movement" dans New-York: Wiley & Sons

[4] Abstract publié lors du congrès de l'ECSS 2018 (European College of Sport Science)

Résumé

Ce travail s'intéresse à deux disciplines qui sont, à première vue, très différentes : la course à pied et l'escalade. Pourtant, toutes deux sont des activités de locomotion dans lesquels le système musculosquelettique doit s'adapter à l'environnement et où l'expertise se traduit par des adaptations physiologiques et biomécaniques profondes. L'exploration de ces adaptations peut être menée par des études en laboratoire grâce à des outils et/ou des méthodes de mesure précis, ou *in situ*, avec des outils et méthodes souvent empiriques et moins précises. L'enjeu de ce travail était d'asseoir la possibilité de développer de nouvelles méthodes de mesure capables d'identifier précisément ces facteurs d'adaptation en condition écologique. La première étape de ce travail a donc consisté à développer des outils et des méthodes de mesure de terrain et également à définir les déterminants clés de la performance dans ces deux sports. Selon cette idée, une nouvelle méthode de calcul pour mesurer le travail mécanique externe en course à pied a été proposée et validée à différentes vitesses. En escalade, une prise d'entraînement instrumentée a été développée. En se basant sur la mesure de force, cet outil a permis de mettre en lumière que la performance ne dépend pas seulement de la capacité des doigts, mais aussi de la capacité des bras et des épaules ainsi que de la coordination du corps.

Dans un second temps, ces outils et méthodes ont été mis en œuvre pour étudier l'influence de facteurs extrinsèques ou intrinsèques sur les déterminants clés de la performance des coureurs et grimpeurs. En course à pied, il s'agissait d'étudier l'influence du drop de la chaussure sur la mécanique des coureurs tandis qu'en escalade, il s'agissait (i) d'étudier l'impact de la profondeur de prise sur les capacités de puissance des grimpeurs, (ii) de quantifier les bénéfices de différents entraînements des doigts d'une part, et des bras de l'autre, (iii) tout en soulignant le rôle des muscles extenseurs des doigts sur le risque potentiel de blessure. Au-delà de contribuer à l'avancée des connaissances et des méthodes dans ces deux disciplines, ce travail représente une preuve de concept et une démarche qui peut inspirer et guider d'autres sports dans cette perspective. Ce travail trouve également des applications industrielles puisque les outils et les connaissances développés en escalade sont actuellement utilisés par les fédérations sportives et ont abouti à la création d'une start-up.

Mots clés : Course à pied, Escalade, Biomécanique, Mesures de terrain, Chaussure, Entraînement

---

Abstract

This thesis focuses on two seemingly disparate disciplines at first glance: running and climbing. However, both are locomotor activities in which the musculoskeletal system must adapt to environmental constraints, and expertise leads to profound physiological and biomechanical adaptations. These adaptations can be explored either through laboratory studies using precise measurement tools and/or methods or *in situ*, using tools and methods that are often empirical and less precise. The objective of this work was to determine whether new measurement techniques could be developed to accurately identify these adaptation factors under ecological conditions. The initial stage of this project involved developing field measurements tools and methods, in addition to defining the key determinants of performance in both sports. Based on these considerations, a new calculation method for measuring external mechanical work in running was proposed and validated across a range of speeds. For climbing, an instrumented fingerboard has been developed. This tool, based on force measurement, highlighted that performance depends not only on finger capacity, but also on arm and shoulder capacity, as well as body coordination.

Secondly, these tools and methods were employed to investigate the impact of extrinsic or intrinsic factors on the key determinants of runners' and climbers' performance. In the context of running, the objective was to observe the influence of shoe drop on runners' mechanics. The climbing study had three aims: (i) to study the impact of grip depth on climbers' power capacities, (ii) to quantify the benefits of different training sessions for the fingers on one side and the arms on the other, and (iii) to highlight the role of the finger extensor muscles in the potential risk of injury. In addition to contributing to the advancement of knowledge and methods in these two disciplines, this work serves as a proof-of-concept and an approach that can inspire and guide other sports in these disciplines. Furthermore, the findings have industrial applications, as the tools and knowledge developed in climbing are currently being used by sports federations and have led to the establishment of a start-up company.

Keywords: Running, Climbing, Biomechanics, Field methods, Footwear, Training