



HAL
open science

Caractérisation des stratégies individuelles d'activation musculaire et de leurs conséquences mécaniques et structurelles

Lilian Lacourpaille

► **To cite this version:**

Lilian Lacourpaille. Caractérisation des stratégies individuelles d'activation musculaire et de leurs conséquences mécaniques et structurelles : Stratégies individuelles d'activation musculaire. Biomécanique [physics.med-ph]. Nantes université, 2024. tel-04546387

HAL Id: tel-04546387

<https://hal.science/tel-04546387>

Submitted on 15 Apr 2024

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

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

Public Domain

HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES HDR

NANTES UNIVERSITE

Spécialité : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Par

Lilian LACOURPAILLE

« Caractérisation des stratégies individuelles d'activation musculaire et de leurs conséquences mécaniques et structurelles »

Travaux présentés et soutenus à l'UFR STAPS de Nantes Université, le 15 mars 2024
Unité de recherche : Motricité, Interactions, Performance (UR 4334)

Rapporteurs :

Laurence CHÈZE	Professeure des Universités, Université de Lyon 1
Nicola MAFFIULETTI	Chercheur, Schulthess Klinik
Vincent MARTIN	Professeur des Universités, Université Clermont Auvergne

Composition du Jury :

Président :	Arnaud GUÉVEL	Professeur des Universités, Nantes Université
Examineurs :	François HUG	Professeur des Universités, Université Côte d'azur
	Antoine NORDEZ	Professeur des Universités, Nantes Université
	Gaël GUILHEM	Chercheur, Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance

J'adresse mes très sincères et respectueux remerciements aux membres du jury, madame la Professeure Laurence CHÈZE, et messieurs les Professeurs Nicola MAFFIULETTI et Vincent MARTIN, qui me font l'honneur d'évaluer ce travail. Je me réjouis profondément à l'idée de pouvoir échanger avec vous, et m'impatiente des réflexions que vous ferez murir en moi.

Les travaux présentés dans ce manuscrit ont été menés dans l'unité de recherche Motricité, Interactions, Performance (UR 4334), hébergée à l'UFR STAPS de Nantes Université. Ils résultent des interactions que j'ai eues avec les personnes citées ci-dessous. Je profite de cet Avant-propos pour vous remercier.

Prs François HUG et Antoine NORDEZ, pour m'avoir formé de la Licence 3, au post-doctorat, et à continuer de le faire aujourd'hui. Vous constituez pour moi, et pour beaucoup, un idéal vers lequel il faut tendre. Évidemment, je parle ici de vos pratiques professionnelles. Vos pratiques sportives sont plus discutables. Merci de m'avoir partagé votre passion pour la recherche et votre vision de celle-ci. J'espère être capable de donner autant à mes étudiants.

Dr Gaël GUILHEM, pour ces 10 années de collaboration, depuis le projet DOSSI et la synchronisation de l'élasto au micro, jusqu'au projet FULGUR, en passant par DOFAS, et bien d'autres. Merci pour ta gentillesse, ta bienveillance, et le partage de ton expérience pendant cette période à l'INSEP. J'ai beaucoup, beaucoup, beaucoup appris à tes côtés. Je suis persuadé que nous avons encore beaucoup de projets passionnants à venir (dès qu'on aura valorisé le projet Norvégien et FULGUR).

Pr Arnaud GUÉVEL, après m'avoir fait bégayer lors de mon oral de stage de Licence 3 sur le délai électromécanique, tu es vite devenu un grand frère (peut-être plus un père, désolé...). Toujours là pour partager ses précieux conseils mais aussi pour les mauvais coups (traversée en Zodiac Hoëdic-La Baule, 1h du mat', Beaufort Force 9). Merci de m'avoir fait confiance pour prendre la suite du DU Kiné du Sport, après l'avoir mis sur les rails. Merci aussi pour ces régates sur le GUEUVEUL Boat, départ du Muesli, escale au Saint-Marcellin, arrivée nocturne à Quiberon.

La TEAM PL, Thomas et Robin.

Je n'aurais jamais cru pouvoir me réjouir chaque jour de voir arriver dans mon bureau, un grand frisé, frêle, avec une tenue de cycliste ajustée, trop ajustée (surtout devant, mais pas derrière), et un vélo cariole. C'est pourtant le cas. Thom, t'es un artiste, un puit de culture et de connaissances scientifiques. J'apprends chaque jour avec toi. Je m'avance sûrement un peu (trop) mais je suis persuadé qu'on arrosera le J Physiol cette année.

Je n'aurais jamais cru avoir la chance de me réjouir chaque jour de voir arriver à côté de mon bureau, un grand à casquette, épais (tu le prends comme tu veux), en short et t-shirt ROGUE, une collation surprotéinée dans le sac. C'est pourtant le cas. Robin, t'es le collègue ~~amis training partner~~ que je rêvais d'avoir. Nos discussions scientifiques, cinématographiques, musicales, footballistiques, et de CrossFit sont toujours passionnantes (j'ai classé par ordre croissant de compétences). Merci à Cyril d'avoir déclenché le PL, une goutte chaque jour pour une meilleure vie.

Les étudiants en thèse que j'ai/j'encadre. Marion Croutier, tu as mis la barre très haute. Merci pour ton travail de thèse, il constitue 98% de ce document. Très heureux que tu sois devenue une collègue, dommage que tu aies cessé de faire de la « vraie » science, sûrement influencée par un homme aussi étrange qu'adorable. Julien Rossato, un suivi longue distance de ta thèse mais très agréable, je te souhaite bonne continuation dans l'univers de la décomposition des UM. Antoine Frouin, une thèse passionnante aux côtés d'un étudiant passionné. Tu peux être fier de ton travail, il recevra toute l'attention qu'il mérite. Titouan Morin, dans quoi tu t'es embarqué ? Un grand merci et un grand bravo pour ta capacité à t'emparer de ce projet et à le faire évoluer.

Mes collègues du laboratoire MIP, merci pour ces échanges autour de la machine à café, lors des déjeuners autour de cette grande table déjà trop petite, ou lors des réunions. Votre bienveillance est une richesse propre au laboratoire MIP. Mention spéciale à Dodo et Val pour ces claquages de caf' à toute heure.

Merci à mes collègues de l'UFR STAPS qui gèrent mes boulettes quand la charge « recherche » prend le dessus, ou mes absences, quand la charge « vacances » est mal positionnée dans le calendrier. Mention spéciale à Marie, sans qui la Licence ES ne serait pas ce qu'elle est.

Ma team QUADRATURE, la SATT Ouest Valorisation, Atlanpole Nantes, mais surtout Delis et Kévin. Quelle aventure incroyable et quel plaisir de la partager avec vous. Franchement, on aurait pu se rencontrer sur Tinder.

Merci à mes amis Philippe, Dylan, Sylvain, et JP pour tout ce que vous m'apportez au quotidien. Du petit café de 17h, à la « soirée bagarre », au déjeuner place Saint Felix, c'est à chaque fois une demie journée de boulot de fusillée, mais ça vaut le coup.

À mes parents et ma sœur qui m'ont toujours soutenu dans mes projets. Vous êtes derrières chaque ligne de ce manuscrit.

À JP et Nala, toujours présents même quand faut bosser.

À Sonia, mon rayon de soleil quotidien. Merci de me soutenir et de me guider dans mes projets. Ta rencontre a changé ma vie.

TABLE DES MATIÈRES

I. CURRICULUM VITAE	6
II. SYNTHÈSE DES TRAVAUX DE RECHERCHE	18
II.A. SYNTHÈSE DU PARCOURS PROFESSIONNEL	19
II.B. PRÉAMBULE MÉTHODOLOGIQUE SUR L'ÉLECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE	20
II.C. INTRODUCTION	24
II.D. DE L'EXISTENCE DE DIFFÉRENCES INTERINDIVIDUELLES D'ACTIVATION MUSCULAIRE AU CONCEPT DE SIGNATURES INDIVIDUELLES D'ACTIVATION	28
II.D.1. Les stratégies d'activation sont-elles robustes dans le temps, et entre les tâches motrices ?	28
II.D.2. Les stratégies d'activation persistent-elles lors d'exercices de renforcement à intensité élevée ?	30
II.D.3. Les stratégies d'activation peuvent-elles être considérées comme des signatures individuelles ?	33
II.E. CONSÉQUENCES MÉCANIQUES ET STRUCTURELLES DES STRATÉGIES INDIVIDUELLES D'ACTIVATION	36
II.E.1. Conséquences mécaniques des stratégies d'activation musculaire	36
II.E.2. Conséquences structurelles des stratégies d'activation musculaire	39
II.E.3. Influence de la tendinopathie d'Achille sur la distribution de l'activation musculaire	43
III. PERSPECTIVES DE RECHERCHE	45
III.A. INTRODUCTION	46
III.B. ESTIMATION DE LA CHARGE INTERNE MUSCULAIRE EN LABORATOIRE	48
III.B.1. Développement d'une méthode d'estimation de la charge interne musculaire	48
III.B.2. Relation entre la distribution de la charge interne musculaire et la distribution des altérations et adaptations musculaires en laboratoire	56
III.C. DÉVELOPPEMENT D'UN TEXTILE CONNECTÉ POUR L'ESTIMATION DE LA CHARGE INTERNE MUSCULAIRE EN CONDITIONS ÉCOLOGIQUES : VERS UNE MEILLEURE COMPRÉHENSION DE L'ÉTIOLOGIE DES TROUBLES MUSCULOSQUELETTIQUES ET UNE OPTIMISATION DES STRATÉGIES DE PREVENTION ET DE REEDUCATION	66
III.C.1. Développement d'un textile connecté pour l'estimation de la charge interne musculaire	66

III.C.2. Vers une meilleure compréhension de l'étiologie des troubles musculosquelettiques et une optimisation des stratégies de prévention et de rééducation	68
IV. CONCLUSION GÉNÉRALE	71
V. RÉFÉRENCES	73

I. CURRICULUM VITAE

Date de naissance : 16/11/1987 (36 ans)

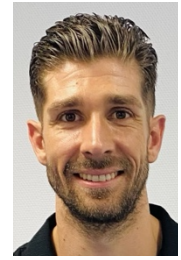
PACSE

Maître de Conférences, UFR STAPS Nantes Université

E-mail : lilian.lacourpaille@univ-nantes.fr

HAL : <https://urlz.fr/pkSF>

Orcid : <https://urlz.fr/pkSG>



SITUATION ACTUELLE

2018 : **Maître de Conférences**, UFR STAPS, Nantes Université, France

EXPÉRIENCES PROFESSIONNELLES

2016-2018 : **Post-doctorat**, UFR STAPS, Nantes Université, France

2014-2016 : **Chercheur**, Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP), Paris, France

2014 : **Stage doctoral** (3 mois), Université de Queensland, Australie

2014 : **Doctorat** UFR STAPS, Nantes Université, France

CURSUS UNIVERSITAIRE

2011 : **Master** (1^{ère} année : 1/42; 2^{ème} année: 2/17), UFR STAPS, Nantes Université, France

2009 : **Licence** (1/87), UFR STAPS, Nantes Université, France

RÉSUMÉ DES PRODUCTIONS

Auteur de :

- **39** articles des revues à comité de lecture
- **5** articles de vulgarisation
- **4** podcasts
- **2** brevets (FR1911014, FR2308074)
- **H index : 20** (auto-citations exclues) [source Scopus]

5 Publications majeures :

- (#1) Morin T, Souron R, Boulaouche I, Jubeau M, Nordez A, **Lacourpaille L.** (2023) Mild damage in knee extensor muscles accumulate after two bouts of maximal eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology*. 123(12):2723-2732. doi: [10.1007/s00421-023-05257-6](https://doi.org/10.1007/s00421-023-05257-6) (Q2, **IF:2.869**)
- (#2) Goreau V, Pigne R, Bernier N, Nordez A, Hug F, **Lacourpaille L.** (2022) Hamstring muscle activation strategies during eccentric contractions are related to the distribution of muscle damage. *Scandinavian Journal in Medicine & Science in Sports*. 32(9):1335-1345. doi: [10.1111/sms.14191](https://doi.org/10.1111/sms.14191)(Q1, **IF: 4.354**)
- (#3) Boyer A, Hug F, Avrillon S, **Lacourpaille L.** (2021) Individual differences in the distribution of activation among the hamstring muscle heads during stiff-leg Deadlift and Nordic hamstring exercises. *Journal of Sports Sciences*. 39(16):1830-1837. doi: [10.1080/02640414.2021.1899405](https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1899405) (Q1, **IF: 3.880**)
- (#4) Hug F, Vogel C, Tucker K, Dorel S, Deschamps T, Le Carpentier E, **Lacourpaille L.** (2019) Individuals have a unique muscle activation signatures. *Journal of Applied Physiology*. 127(4):1165-1174. doi: [10.1152/jappphysiol.01101.2018](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01101.2018) (Q2, **IF: 2.512**)
- (#5) **Lacourpaille L.**, Nordez A, Hug F, Doguet V, Andrade R, Guilhem G. (2017) Early detection of exercise-induced muscle damage using elastography. *European Journal of Applied Physiology*. 2017. 117(10):2047-56. doi: [10.1007/s00421-017-3695-9](https://doi.org/10.1007/s00421-017-3695-9) (Q1, **IF:2.432**)

DISTINCTIONS & PRIX

- 2022 : **Lauréat du Deeptech Starter #2** <https://urlz.fr/pkSJ>
2019 : **Prime d'encadrement et de recherche** (PEDR - A); < 15% des chercheurs obtiennent cette prime
2014 : **International Travel Grant** de la Société Internationale de Biomécanique (ISB)

EXPERTISES SCIENTIFIQUES

Éditeur associé de *Journal of Sports Sciences*

Éditeur associé de *Frontiers in Physiology Exercise Physiology & Elite Sports and Performance Enhancement*

Expertise de 43 articles – 18 journaux internationaux

- European Journal of Applied Physiology (14)
- Journal of Electromyography and Kinesiology (4)
- Journal of Sports Sciences (4)
- Journal of Applied Physiology (2)
- Journal of Biomechanics (2)
- Muscle & Nerve (2)
- Medicine & Science in Sports and Exercise (2)
- Peer J (2)
- Physical Therapy in Sports (2)
- Frontiers in Physiology (2)
- International Journal of Sports Medicine (1)
- Scientific Reports (1)
- Sports Medicine (1)
- Journal of Experimental Biology (1)
- Journal of Science in Sport and Exercise (1)
- Journal of Science and Medicine in Sport (1)
- Plos One (1)
- MDPI (1)

Expertise de projets AFM (Association Française contre les Myopathies) depuis 2021 (2)

Membre invité du jury de thèse de Mathew Brown (29/11/2022)

Titre : *In situ implementation of muscle architecture screening and exoskeleton loading to individualize football player posterior chain strength training programs*

Encadrement : Gaël Guilhem (INSEP), Martin Buchheit (PSG), Mathieu Lacombe (PSG)

SUPERVISIONS D'ÉTUDIANTS

Actuelles : **Doctorants (2)**

- (1) Titouan Morin (2022-2025) (Financement ministériel)

Titre : Quantification de la charge interne musculaire : vers une prédiction des altérations et adaptations musculaires.

Encadrement : Antoine Nordez (40%), Lilian Lacourpaille (30%), Arnault Caillet (30%)

Publication : **Morin et al. 2023 (EJAP)**

(2) Antoine Frouin (2021-2024) (Financement CIFRE)

Titre : Développement d'un programme de renforcement pré-opératoire à la reconstruction du ligament croisé antérieur par Droit interne – Demi tendineux (DIDT).

Encadrement : Antoine Nordez (60%), Lilian Lacourpaille (20%), Guillaume Le Sant (20%)

Publication : **Frouin et al. 2023 (UMB) ; Frouin et al. en révisions (SJMSS)**

Masters 2 Recherche (4)

- Gaetan Le Roux [co-encadrement avec O. Seynnes (Oslo) et A. Nordez (Nantes)]
- Antoine Mauget (100%)
- Baptiste Panhelleux (100%)
- Théo Brossard (100%)

Passées : **Doctorants (2)**

(1) Julien Rossato (2019-2023) (Financement ENS)

Titre : Flexibilité de la commande nerveuse au sein de muscles appartenant au même groupe musculaire

Encadrement : François Hug (80%), Lilian Lacourpaille (10%), Kylie Tucker (10%)

Publication : **Rossato et al. 2022 (J. Neurophysiol.) ; Rossato et al. en révisions (ELife)**

Poste actuel : Post-doctorant (Rome)

(2) Marion Crouzier (2016-2020) (Financement ministériel)

Titre : Muscle coordination and musculoskeletal disorders: investigation of Achilles tendinopathy

Encadrement : François Hug (60%), Lilian Lacourpaille (20%), Kylie Tucker (20%)

Publication : **Crouzier et al. 2018 (EBR), 2019 (JEB), 2020 (MSSE)**

Poste actuel : MCF (Nantes)

Masters 2 Recherche (13)

2022 : (0)

2021 : (3) Titouan Morin (**Morin et al. 2023 ; EJAP**) ; Alexis Mornet & Fabien Varenne (**Hegyi et al. soumis ; SJMSS**)

2020 : (2) Valentin Goreau (**Goreau et al., 2022 ; SJMSS**) ; Jean-Philippe Cadu (**Cadu et al., 2022 ; JSR**)

2019 : (3) Aurélie Boyer (**Boyer et al., 2021 ; JSS**) ; Nathan Bernier ; Clément Griessienger

2018 : (3) Antoine Vergne ; Julien Rossato ; Raphael Hamard

2017 : 0

2016 : (2) Antonio Morales Artacho (**Morales Artacho et al., 2016 SJMSS**) ; Maxime Point (**Point et al., 2017 SJMSS**)

PODCASTS

Lacourpaille L. Maitriser les paramètres de l'entraînement contre résistance pour optimiser l'hypertrophie musculaire. (OlympFit – 130k abonnés Youtube). [<https://urlz.fr/pkSL>]

Lacourpaille L. La vérité sur les préférences motrices. (ABD Podcast – 46k abonnés Instagram) [<https://urlz.fr/pkSN>]

Lacourpaille L. Les stratégies d'activation dans l'entraînement. ABD Podcast [<https://bit.ly/3ayjozL>]

RESPONSABILITÉS PÉDAGOGIQUES

Depuis 2021 Responsable du DU APS de spécialité Haltérophilie, Musculation, Force [<https://shorturl.at/UWYZZ>]

Depuis 2020 Responsable de la Licence Entraînement Sportif [bit.ly/2Gka4Dj]

Depuis 2019 Responsable du DU Kinésithérapeute du Sport [bit.ly/2sXll5v]

DIPLÔMES SPORTIFS

2018 Brevet fédéral 3ème degré Force Athlétique

2018 Coach Haltéro (FFHM)

2011 1^{ère} dan de Taekwondo

FINANCEMENTS (679k€ en tant que porteur de projet)

2023

BPI French Tech – *Porteur de projet*

120k€ - Quantification de la charge interne musculaire : du laboratoire aux environnements pertinents.

Étoiles montantes en Pays de la Loire – *Porteur de projet*

135k€ - Quantification de la charge interne musculaire : vers une prédiction des adaptations et altérations structurelles musculaires.

Fonds Innovation en Santé Global – *Porteur de projet*

20k€ - Quantification de la charge interne musculaire : du laboratoire aux environnements pertinents.

ANR – *Collaborateur scientifique*

504k€ - *Intramuscular FAT quantification by ultrasound imaging.*

Programme Hubert Curien Franco-Norvégien – *Porteur de projet*

2k€ - *Does elastography provide a valid estimation of muscle damage?*

2022 Maturation Program – SATT Ouest Valorisation – *Porteur de projet*

360 k€ - *Quantification of internal muscle load.*

Programme Hubert Curien Franco-Norvégien – *Porteur de projet*

6k€ - *Does elastography provide a valid estimation of muscle damage?*

2020 Programme de maturation – SATT Ouest Valorisation – *Collaborateur scientifique*

92 k€ - *Gel pad for 3D ultrasound.*

2019 ANR – *Collaborateur scientifique*

1 900 k€ - *Vers une planification individualisée de la charge d'entraînement adaptée aux propriétés muscle-tendon pour réduire l'incidence des blessures en sprint.*

ANR – Collaborateur scientifique

453 k€ - INNOVations in elastography to quantify Viscosity and ANisotropy of muscle.

ANR – Collaborateur scientifique

249 k€ - Signatures individuelles des coordinations musculaires et leur rôle dans le développement de troubles musculo-squelettiques.

2017 Ministère des sports – Collaborateur scientifique

41 k€ - Prédiction de la tendinopathie chez le sportif via la mesure des propriétés mécaniques du tendon.

Ministère des sports – Collaborateur scientifique

19 k€ - Analyse biomécanique et morphométrique pour la prévention des pathologies de hanche chez les pongistes de haut niveau.

2015 Ministère des sports – **Porteur de projet**

26 k€ - Caractérisation des propriétés élastiques musculaires par élastographie : une nouvelle approche de la blessure musculaire.

Résumé des publications dans des revues indexées à comité de lecture

Articles publiés en 1^{er} auteur : 12/39 (30,8%)

Articles publiés en 2^{ème} auteur : 8/39 (20,5%)

Articles publiés en dernier auteur : 6/39 (15,4%)

IF moyen = 3,219 (max = 12,241), Q1 = 72%

1275 citations (auto-citations exclues, source Scopus)

Les étudiants encadrés ont été soulignés

REVUES INDEXÉES

2023

(A39) Morin T, Souron R, Boulaouche I, Jubeau M, Nordez A, **Lacourpaille L**. Mild damage in knee extensor muscles accumulate after two bouts of maximal eccentric contractions. In press. *European Journal of Applied Physiology*. doi: [10.1007/s00421-023-05257-6](https://doi.org/10.1007/s00421-023-05257-6) (Q2 Sport Sciences, IF:2.869)

(A38) Frouin A, Guenanten H, Le Sant G, **Lacourpaille L**, Liebard M, Sarcher A, McNair PJ, Ellis R, Nordez A. Validity and reliability of 3D ultrasound to measure the hamstring muscle and tendon volume. 49(6)1457-1464. *Ultrasound in Medicine and Biology*. doi: [10.1016/j.ultrasmedbio.2023.02.012](https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2023.02.012) (Q1 Acoustics and Ultrasonics, IF:3.116)

2022

(A37) Goreau V, Pigne R, Bernier N, Nordez A, Hug F, **Lacourpaille L**. Hamstring muscle activation strategies during eccentric contractions are related to the distribution of muscle damage. *Scand. J. Med. & Sci. in Sports*. 32(9)1335-1345. doi: [10.1111/sms.14191](https://doi.org/10.1111/sms.14191) (Q1, IF: 4.354)

(A36) Cadu JP, Goreau V, **Lacourpaille L**. A very low volume of Nordic hamstring exercise increases maximal eccentric strength and reduces hamstring injury rate in professional

soccer players. In press. *Journal of Sport Rehabilitation*. 31(8)1061-1066. doi: 10.1123/jsr.2021-0445 (Q3, IF: 1.721)

- (A35) Rossato J, Avrillon S, Holobar H, **Lacourpaille L**, Tucker K, Hug F. Less common synaptic input between muscles from the same group allows for more flexible coordination strategies during a fatiguing task. *Journal of Neurophysiology*. 127(2)421-433. doi: 10.1152/jn.00453.2021. (Q1 Physiology, IF: 2.464)

2021

- (A34) Boyer A, Hug F, Avrillon S, **Lacourpaille L**. Individual differences in the distribution of activation among the hamstring muscle heads during stiff-leg Deadlift and Nordic hamstring exercises. *Journal of Sports Sciences*. 39(16)1830-1837. doi: 10.1080/02640414.2021.1899405 (Q1, IF: 3.880)
- (A33) Aeles J, Horst F, Lapuschkin S, **Lacourpaille L**, Hug F. Revealing the unique features of each individual muscle activation signatures. *J Royal Soc. Interface*. 18(174):20200770. doi: 10.1098/rsif.2020.0770 (Q1 Bioengineering, IF: 4.039)
- (A32) Edouard P, Hollander K, Navarro L, **Lacourpaille L**, Hanon C, Morales A, Morin JB, Samozino P, Le Garrec S, Branco P, Junge A, Guilhem G. Lower limb muscle injury location shift from ankle plantar-flexor to hip muscles with increasing discipline-related running speed in international athletics championships. In progress. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 24(7)653-659. doi: 10.1016/j.jsams.2021.02.006 (Q1, IF: 3.954)
- (A31) Al Chanti D, Gonzalez Duque V, Crouzier M, Nordez A, **Lacourpaille L**, and Mateus D. IFSS-Net: Interactive Few-Shot Siamese Network for Faster Muscles Segmentation and Propagation in 3-D Freehand Ultrasound. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 40(10)2615:2628. doi: 10.1109/TMI.2021.3058303 (Q1 Computer Science Applications, IF: 12.241)

2020

- (A30) Andrade R, Freitas S, Hug F, Le Sant G, **Lacourpaille L**, Gross R, Quillard JB, McNair P, Nordez A. Chronic effects of muscle and nerve directed stretching on tissue mechanics. *Journal of Applied Physiology*. 129(5)1011-1023. doi: 10.1152/jappphysiol.00239.2019 (Q2, IF: 2.722)
- (A29) Thomaré J, **Lacourpaille L**, McNair PJ, Crouzier M, Ellis R, Nordez A. A gel pad designed to measure muscle volume using 3D ultrasound. *Journal of Ultrasound and Medicine*. 40(6)1245:1250. doi: 10.1002/jum.15490 (Q2, IF:1.819)
- (A28) Crouzier M, Tucker K, **Lacourpaille L**, Doguet V, Fayet G, Dauty M, Hug F. Force-sharing within the Triceps Sural: An Achilles Heel in the Achilles Tendinopathy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 52(5)1076-1087. doi: 10.1249/MSS.0000000000002229 (Q1, IF:4.309)

2019

- (A27) Avrillon S*, **Lacourpaille L***, Hug F, Le Sant G, Frey A, Nordez A, Guilhem G. Hamstring muscle elasticity differs in specialized high-performance athletes. *The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*. 30(1):83-91. doi: 10.1111/sms.13564 (Q1, IF:3.439)
- (A26) Hug F, Vogel C, Tucker K, Dorel S, Deschamps T, Le Carpentier E, **Lacourpaille L**. Individuals have a unique muscle activation signatures. *Journal of Applied Physiology*. 127(4):1165-1174. doi: 10.1152/jappphysiol.01101.2018 (Q2, IF:2.512)
- (A25) Crouzier M*, **Lacourpaille L***, Nordez A, Deschamps T, Dorel S, Tucker K, Le Carpentier E, Hug, F. Do individual differences in the distribution of activation between synergist muscles reflect individual strategies? *Experimental Brain Research*. 237(3):625-635. doi: 10.1007/s00221-018-5445-6 (Q3 Neurosciences, IF:1.759)
- (A24) Chino K, **Lacourpaille L**, Sasahara J, Suzuki Y, Hug F. Effect of toe dorsiflexion on the regional distribution of plantar fascia shear wave velocity. *Clinical Biomechanics*. 61:11-15. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.11.003 (Q2, IF:1.668)
- 2018**
- (A23) Andrade R, Freitas S, Hug F, Le Sant G, **Lacourpaille L**, Gross R, McNair P, Nordez A. The potential role of sciatic nerve stiffness in the limitation of maximal ankle range of motion. *Scientific Reports*. 2018. 28(8):14532. doi: 10.1038/s41598-018-32873-6 (Q1, IF:4.174)
- (A22) Crouzier M, **Lacourpaille L**, Nordez A, Tucker K, Hug, F. Neuromechanical coupling within the human *triceps sural* muscle group and its consequence on individual force sharing strategies. *Journal of Experimental Biology*. 2018. 5(21). doi: 10.1242/jeb.187260 (Q1 Physiology, IF:2.386)
- (A21) Dubois G, Bachasson D, **Lacourpaille L**, Benveniste O, Hogrel, JY. The anisotropic degree index: A novel parameter to estimate muscle quality based on b-mode ultrasound images. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2018. 44(5):1133-1140. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2017.12.017 (Q1 Acoustics and Ultrasonics, IF:2.658)
- (A20) Nordez A, Ates F, Andrade R, Freitas S, Hug F, **Lacourpaille L**, Gross R, Yucesoy C. Passive stiffness of monoarticular lower leg muscles is influenced by knee joint angle. *European Journal of Applied Physiology*. 2018. 118(3):585-93. doi: 10.1007/s00421-018-3798-y (Q1, IF:3.059)
- 2017**
- (A19) **Lacourpaille L**, Nordez A, Hug F, Doguet V, Andrade R, Guilhem G. Early detection of exercise-induced muscle damage using elastography. *European Journal of Applied Physiology*. 2017. 117(10):2047-56. doi: 10.1007/s00421-017-3695-9 (Q1, IF:2.432)
- (A18) **Lacourpaille L**, Nordez A, Hug F. The nervous system does not compensate for an acute changes in the balance of passive force between synergist muscles. *Journal of Experimental Biology*. 2017. 220(19):3455-63. doi: 10.1242/jeb.163303 (Q1 Physiology, IF:2.575)

- (A17) Point M, Guilhem G, Hug F, Nordez A, Frey A, **Lacourpaille L**. Cryotherapy induces an increase in muscle stiffness. *The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*. 2017. 28(1):260-6. doi: 10.1111/sms.12872 (Q1, IF:3.649)
- (A16) **Lacourpaille L**, Hug F, Guével A, Péréon Y, Magot A, Hogrel JY, Nordez A. Effects of Duchenne muscular dystrophy on muscle stiffness and response to electrically-induced muscle contraction: a 12-month follow-up. *Neuromuscular disorders*. 2017. 27(3):214-22. doi: 10.1016/j.nmd.2017.01.001 (Q1 Neurology Clinical, IF:2.336)
- (A15) Morales-Artacho A, **Lacourpaille L**, Guilhem G. Effects of warm-up on hamstring muscles stiffness: cycling vs. foam rolling. *The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*. 2017. 27(12):1959-69. doi: 10.1111/sms.12832 (Q1, IF:3.649)
- 2016**
- (A14) Doguet V, Jubeau M, Dorel S, Couturier A, **Lacourpaille L**, Guével A, Guilhem G. Time-Course of Neuromuscular Changes during and after Maximal Eccentric Contractions. *Frontiers in Physiology*. 2016. 18:7-137. doi: 10.3389/fphys.2016.00137 (Q1 Physiology, IF:4.183)
- (A13) **Lacourpaille L**, Nordez A, Doguet V, Hug F, Guilhem G. Effect of damaging exercise on electromechanical delay. *Muscle Nerve*. 2016. 54(1):136-41. doi: 10.1002/mus.25024 (Q2 Physiology, IF:2.236)
- (A12) Guilhem G, Doguet V, Hauraix H, **Lacourpaille L**, Jubeau M, Nordez A, Dorel S. Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. *Acta Physiologica*. 2016. 217(2):152-63. doi: 10.1111/apha.12654 (Q1 Physiology, IF:3.567)
- 2015**
- (A11) Freitas SR, Andrade RJ, **Lacourpaille L**, Mil-homens P, Nordez A. Muscle and joint responses during and after static stretching performed at different intensities. *European Journal of Applied Physiology*. 2015. 115(6):1263-72 (Q1, IF:2.630)
- (A10) Andrade R, **Lacourpaille L**, Freitas S, McNair P, Nordez A. Maximal ankle range of motion is influenced by hip angle but not ankle passive torque nor passive gastrocnemius tension. *The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*. 2015. 26(1):41-7. doi: 10.1111/sms.12406 (Q1, IF:3.400)
- (A9) Crommert ME, **Lacourpaille L**, Heales L, Tucker KT, Hug F. Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. *The Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*. 2015. 25(5):e490-6. doi: 10.1111/sms.12341 (Q1, IF:3.400)
- (A8) **Lacourpaille L**, Hug F, Guével A, Péréon Y, Magot A, Hogrel JY, Nordez A. Non-invasive assessment of muscle stiffness in patients with Duchenne Muscular Dystrophy. *Muscle & Nerve*. 2015. 51(2):284-6. doi: 10.1002/mus.24445 (Q2 Physiology, IF:2.545)

2014

(A7) **Lacourpaille L**, Hug F, Guével A, Péréon Y, Magot A, Hogrel JY, Nordez A. New insights on contraction efficiency in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Journal of Applied Physiology*. 2014. 117(6):658-62. doi: 10.1152/jappphysiol.00544.2014 (Q1, IF:2.653)

(A6) **Lacourpaille L**, Nordez A, Hug F, Couturier A, Dibie C, Guilhem G. Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiologica*. 2014. 211(1):135-46. doi: 10.1111/apha.12272 (Q1, IF:3.826)

2013

(A5) Hug F, **Lacourpaille L**, Maïsetti O, Nordez, A. Slack length of gastrocnemius medialis and achilles tendon occurs at different ankle angles. *Journal of Biomechanics*. 2013. 46(14):2534-8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.015 (Q1, IF:2.845)

(A4) **Lacourpaille L**, Hug F, Nordez A. Influence of passive muscle tension on electromechanical delay in humans. *PLoS ONE*. 2013. 8(1):e53159. doi: 10.1371/journal.pone.0053159 (Q1 Medicine, IF:4.040)

(A3) **Lacourpaille L**, Nordez A, Hug F. Influence of stimulus intensity on electromechanical delay and its mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013. 23(1):51-55. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.06.010 (Q2, IF:2.183)

2012

(A2) **Lacourpaille L**, Hug F, Bouillard K, Hogrel JY, Nordez A. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiological Measurement*. 2012. 33(3): N19-28. doi: 10.1088/0967-3334/33/3/N19 (Q2 Biomedical Engineering, IF:1.903)

2011

(A1) Hug F, **Lacourpaille L**, Nordez A. Electromechanical delay measured during a voluntary contraction should be interpreted with caution. *Muscle & Nerve*. 2011. 44(5): 838. doi: 10.1002/mus.22139 (Q2 Physiology, IF:2.363)

Articles soumis ou en cours d'expertise

(AS4) Frouin A, Le Sant G, Barbier L, Jacquemin E, McNair PJ, Ellis R, Nordez A, **Lacourpaille L**. Individual distribution of muscle hypertrophy among hamstring heads : Adding muscle where you want is not simple. *Under review. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.

(AS3) Le Sant G, Frouin A, Desfontaines N, **Lacourpaille L**, Nordez A. Rehabilitation before surgery contributes to improve mental and physical capacities according to individuals with anterior cruciate ligament injury: a mixed-methods study. *Under review. Journal of Sport Rehabilitation*.

(AS2) Rossato J, Hug F, Tucker K, **Lacourpaille L**, Farina D, Avrillon S. I-Spin live: An open-source based on blind-source separation for decoding the activity of spinal alpha motor neurons in real-time. *Under review. E Life*.

- (AS1) Hegyi A, Sarcher A, Varenne F, Mornet A, Cadu JP, Carcreff L, **Lacourpaille L**. Validating field methods to estimate pelvic tilt in sprinting, and the association with history of hamstring injury in elite female soccer players. Soumis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.

VULGARISATIONS SCIENTIFIQUES

-
- 2022**
- (V6) **Lacourpaille L**. Au cœur du muscle. Sciences et Vie Junior.
- 2020**
- (V5) Avrillon S, **Lacourpaille L**, Hanon C, Guilhem G. Blessure aux ischio-jambiers : comprendre son origine pour agir efficacement. Amicale des Entraîneurs Français d'Athlétisme. [<https://bit.ly/3mg0AYz>]
- 2018**
- (V4) Co-animation du MOOC « Le mouvement humain » [bit.ly/2C3QGp0]
- (V3) Sauret C, [...], **Lacourpaille L**, et al. Effet du type de surface sur la cinématique et la dynamique de la hanche en tennis de table chez des pongistes de haut niveau. *Journal de Traumatologie du Sport*.
- 2017**
- (V2) Morales-Artacho A, **Lacourpaille L**, Guilhem G. L'échauffement muscle son jeu. *Réflexions Sports #17*
- 2016**
- (V1) Guilhem G, Frey A, Avrillon S, **Lacourpaille L**. Blessures musculaire : Zoom sur les ischio-jambiers. *Réflexions Sports #13*

BREVETS

-
- 2023**
- (B2) **Lacourpaille L (50%)**, Caillet A (30%), Hug F (10%), Avrillon S (10%). Quantification de la charge interne musculaire (FR2308074).
- 2020**
- (B1) Nordez A (25%), **Lacourpaille L (15%)**, Thomaré J (15%), Crouzier M (15%), McNair PJ (15%), Ellis R (15%). Gel pad for 3D ultrasound (FR1911014)

SYMPOSIUM

-
- 2021**
- Lacourpaille L**. Does elastography provide a valid estimation of muscle damage? ACAPS, Septembre. Montpellier, France.

CONFÉRENCES INTERNATIONALES (uniquement en 1er auteur)

-
- 2018**
- (C8) **Lacourpaille L**, Crouzier M, Nordez A, Hug F. Redistribution of stress among synergists muscles during an isometric force-matched fatiguing task counteracts initial imbalances. International Society of Electromyography and Kinesiology. Juillet 2018. Dublin, Ireland.

2017

- (C7) **Lacourpaille L**, Nordez A, Hug F. The nervous system does not compensate for an acute changes in the balance of passive force between synergist muscles. *International Society of Biomechanics*. Juillet 2017. Brisbane, Australia.

2016

- (C6) **Lacourpaille L**, Nordez A, Andrade R, Hug F, Guilhem G. Supersonic Shear Imaging is a non-invasive method to early detect muscle damage. Poster. *International Society of Electromyography and Kinesiology*. Juillet 2016. Chicago, United States.

2015

- (C5) **Lacourpaille L**, Nordez A, Andrade R, Hug F, Guilhem G. (2015) Supersonic Shear Imaging is a non-invasive method to early detect muscle damage. Communication orale. *International Congress of Researchers in Sport Sciences*. Octobre 2015. Nantes, France.
- (C4) Point M, Nordez A, Hug F, Guilhem G, **Lacourpaille L**. Effect of air-pulsed cryotherapy treatment on muscle stiffness. *International Congress of Researchers in Sport Sciences*. Octobre 2015. Nantes, France.
- (C3) **Lacourpaille L**, Nordez A, Doguet V, Hug F, Guilhem G. Effect of exercise-induced muscle damage on electromechanical delay. *International Society of Biomechanics in Sports*. Juin 2015. Poitiers, France.

2013

- (C2) **Lacourpaille L**, Hug F, Maïsetti O, Nordez, A. Determination of Achilles tendon slack length using Supersonic shear imaging. *International Society of Biomechanics*. Aout 2013. Natal, Brazil.

2011

- (C1) **Lacourpaille L**, Hug F, Hogrel JY, Nordez, A. Reliability of shear wave elastography to quantify muscle mechanical properties. *Myology*. Mai 2011. Lille, France.

II. SYNTHÈSE DES TRAVAUX DE RECHERCHE

II.A. SYNTHÈSE DU PARCOURS PROFESSIONNEL

Mes activités de recherche en biomécanique ont débuté en 2008 au laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » de l'UFR STAPS de Nantes Université. Mes travaux de recherche de Master (2009-2011) puis de Doctorat (2011-2014) ont mis en évidence l'intérêt de l'échographie ultrarapide et de l'élastographie pour évaluer les propriétés contractiles et mécaniques musculaires de sujets sains, et de patients atteints de la dystrophie musculaire de Duchenne. Mes travaux ont été pionniers dans l'utilisation de l'élastographie pour l'évaluation des propriétés musculaires. Ils m'ont permis d'obtenir en 2014 l'*International Travel Grant* de la Société Internationale de Biomécanique (ISB). Grâce à ce financement, j'ai pu réaliser un stage doctoral de deux mois au sein du *Centre for Clinical Research Excellence* à l'Université de Queensland (Brisbane, Australie).

À la suite de ma thèse, j'ai obtenu un poste de chercheur en biomécanique au laboratoire « Sport, Expertise, Performance » de l'INSEP (2014-2016). Dans cet environnement, et en étroite collaboration avec Gaël Guilhem, j'ai développé des travaux visant à utiliser l'élastographie pour (i) estimer la quantité de dommages musculaires induits par un exercice excentrique intense, et (ii) à mieux comprendre l'influence des propriétés élastiques musculaires sur le risque de blessure aux ischio-jambiers. Cette dernière thématique m'a permis d'obtenir un financement de 26k€ auprès du ministère des sports, et d'encadrer un étudiant de Master 2 (Maxime Point, cf. CV A17) et un stage doctoral international (Antonio Morales-Artacho, cf. CV A15). Dans cet environnement, j'ai aussi assuré des missions d'accompagnement scientifique à la performance auprès de différentes disciplines sportives (e.g., athlétisme, natation, boxe). Cette expérience m'a permis de tisser des liens étroits avec les collègues de l'INSEP qui m'amène aujourd'hui à collaborer avec eux dans le cadre du projet FULGUR financé par l'ANR (~2M€). En outre, cette expérience m'a apporté des connaissances qui facilitent mes collaborations actuelles avec le monde du sport professionnel (cf. CV A36).

J'ai ensuite réalisé deux années de post-doctorat (2016-2018) dans le cadre du consortium international *QUantification of the Elasticity of biological TissuEs*, porté par Antoine Nordez et François Hug. Ce projet m'a permis de développer une approche interdisciplinaire pour estimer la distribution de l'activation et de la force entre les muscles synergistes, et leur

influence dans la survenue des troubles musculosquelettiques. C'est dans ce contexte que j'ai participé à l'encadrement de thèse de Marion Crouzier (cf. CV A22, A25, A28). Ces deux années de post-doctorat ont considérablement influencé ma thématique de recherche actuelle. En effet, depuis mon recrutement en qualité de Maître de Conférences à l'UFR STAPS de Nantes Université (2018), mes principaux efforts se sont concentrés vers deux axes de recherche : **(i) la description des différences interindividuelles de distribution de l'activation entre des muscles synergistes**, et **(ii) de leurs conséquences mécaniques et structurelles musculaires** (en collaboration avec François Hug et Antoine Nordez). Après un bref préambule sur l'électromyographie de surface (EMG) pour estimer l'activation musculaire, puis une introduction, les parties suivantes présenteront successivement les deux axes susmentionnés de mes travaux de recherche passés. La dernière partie de cette Habilitation à diriger Des Recherches (HDR) présentera mes travaux actuels et leurs perspectives.

II.B. PRÉAMBULE MÉTHODOLOGIQUE SUR L'ÉLECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE

Ce mémoire d'HDR s'intéresse à la distribution de l'activation musculaire et à ses conséquences mécaniques et structurelles. De nombreuses études de ce mémoire ont utilisé la technique d'électromyographie (EMG) de surface pour estimer l'activation musculaire¹. Il s'agit ici de présenter les hypothèses principales associées à l'utilisation de cette technique, ses limites méthodologiques, et les recommandations de la littérature. À dessein, cette section ne décrit pas de manière exhaustive l'EMG de surface. Elle permet de mieux comprendre la signification physiologique des résultats présentés dans ce manuscrit.

¹ L'activation musculaire représente l'état du muscle, d'aucune fibre, à 100% des fibres musculaires actives (Winters et al., 1990). L'estimation de l'activation musculaire à partir de l'activité EMG de surface est très indirecte. En effet, l'EMG de surface enregistre un courant transmembranaire délivré aux fibres musculaires, qui peut représenter, sous réserve des conditions de recueil et de traitement du signal utilisées, l'excitation neuromusculaire i.e., dépolarisation du sarcolemme suite à l'excitation nerveuse (Farina et al., 2016). L'activation musculaire résultante dépendra des processus électrochimiques en aval, hautement modulés par la dynamique des échanges calciques. Les caractéristiques des contractions principalement utilisées dans nos travaux (absence de fatigue, contractions standardisées) nous permettent de faire l'hypothèse d'une relation linéaire entre l'excitation musculaire enregistrée par le signal EMG de surface et l'activation musculaire (Vigotsky et al., 2022). Le terme activation musculaire sera donc utilisé tout au long de ce manuscrit pour évoquer l'amplitude du signal EMG normalisé.

Ces 40 dernières années, l'EMG de surface a pris une place de choix parmi les techniques expérimentales d'investigation de l'activation musculaire, passant de 70 à 800 publications par an (<https://shorturl.at/bpyEM>). Cette croissance exponentielle s'explique principalement par sa facilité d'utilisation et son caractère non-invasif. Le signal provenant de l'EMG de surface résulte de la sommation algébrique des potentiels d'action des fibres musculaires activées (figure 1d). Il est étroitement lié au nombre d'unités motrices recrutées et à leur fréquence de décharge. Ainsi, cette technique permet de caractériser de nombreux événements qui participent à la contraction musculaire, selon les variables extraites des signaux (e.g., amplitude, spectre de fréquences, vitesse de propagation des potentiels d'action musculaires, etc.). Cependant, ce signal est aussi influencé par de nombreux facteurs dits physiologiques (e.g., épaisseurs des tissus sous-cutanés, distribution spatiale des unités motrices, vitesse de propagation des potentiels d'action musculaires) et non-physiologiques (e.g., annulation de phases, diaphonie musculaire) (Farina et al., 2004). Pour réduire leurs influences sur le signal, il est donc recommandé de suivre les conditions de recueil et les procédures méthodologiques proposées par le *Consensus for Experimental Design in Electromyography (CEDE) project* (Besomi et al., 2020).

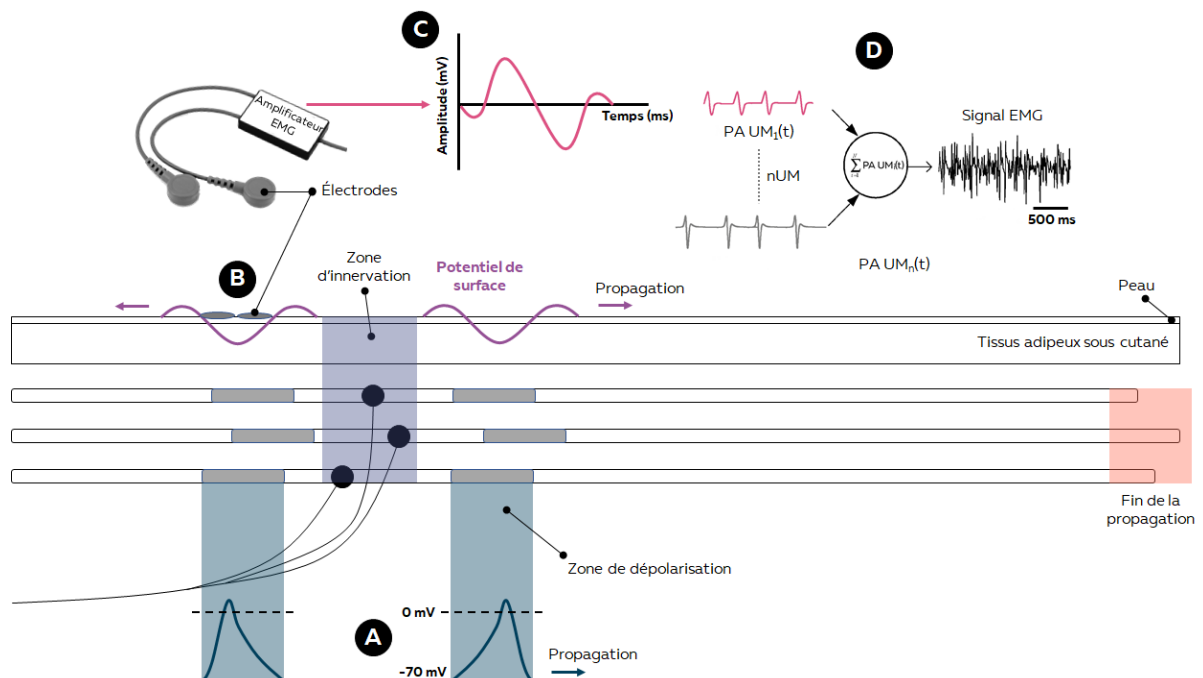


Figure 1. Représentation d'une unité motrice composée de trois fibres musculaires. Un potentiel d'action musculaire est généré (A) se propageant au travers du volume le séparant des électrodes disposées à la surface de la peau (B). Ce signal est amplifié (C) puis additionné aux autres potentiels détectés dans la zone de mesure, générant le signal EMG mesuré par les électrodes (D). Figure extraite de la thèse de Simon Avrillon (2019).

L'utilisation de l'EMG de surface pour la comparaison interindividuelle de distribution de l'activation musculaire doit permettre de répondre à la question suivante : quels sont les muscles actifs et quelle est l'amplitude de cette activation ? Les recommandations spécifiques à cette question sont présentées en détail dans [Hug & Tucker \(2017\)](#). Nous aborderons ici brièvement l'importance de la procédure de normalisation et du traitement du signal.

Normalisation de l'EMG de surface. La normalisation de l'amplitude du signal EMG est généralement exigée pour les études qui visent à comparer le niveau d'activation entre les muscles ou entre les participants ([Winter et Brookes 1991](#) ; [Soderberg et Knutson 2000](#)). Ainsi, l'amplitude du signal EMG est souvent exprimée par rapport à celle mesurée lors d'une contraction volontaire maximale isométrique (MVCI) réalisée à une longueur musculaire donnée ([Arsenault et al. 1986](#)). Cependant, cette méthode présente de nombreuses limites qu'il convient de considérer. Tout d'abord, la région et le volume musculaire sous une électrode de surface change avec la longueur du muscle. Ainsi, selon l'angle articulaire (qui influence la longueur du muscle), l'amplitude maximale du signal EMG peut varier pour une activation musculaire donnée ([Frigon et al., 2007](#)). Aussi, il semblerait que l'activation maximale soit altérée par la longueur du muscle pour certains groupes musculaires (extenseurs du genou ; [Becker et Awiszus, 2001](#) ; ischio-jambiers ; [Onishi et al., 2002](#)) mais pas pour d'autres (fléchisseurs plantaires ; [Kluka et al. 2016](#)). Par exemple, [Onishi et al. \(2002\)](#) rapportent une valeur maximale d'amplitude du signal EMG à $\sim 100^\circ$ de flexion de genou pour le semi-membraneux (SM) et le semi-tendineux (ST), et à $\sim 20^\circ$ de flexion de genou pour le biceps fémoral (BF), avec de faibles différences interindividuelles. Ainsi, certains auteurs suggèrent d'utiliser une condition maximale dynamique pour normaliser le signal EMG ([Rouffet et Hautier, 2007](#)). Toutefois, dans les tâches poly-articulaires, la capacité à activer maximale certains muscles peut être réduite ([Dorel et al., 2012](#)). Il en résulte une large surestimation de l'activation de ces derniers. L'utilisation de contractions sous-maximales pour normaliser l'activité EMG n'est pas non plus une solution adaptée, compte tenu de la non-linéarité de la relation couple-activation des muscles synergistes ([Bouillard et al., 2012](#)). Pour résumer, bien qu'aucune solution ne soit parfaite, il semblerait que l'étude de l'activation musculaire lors de contractions isométriques à différentes longueurs ou dynamiques nécessite

des MVCI à des angles articulaires proches de ceux observés dans la condition testée, ou à *minima*, au milieu de l'amplitude de mouvement (Besomi et al., 2020).

Traitement du signal de l'EMG de surface. Pendant les tâches isométriques, l'activation musculaire peut être estimée par l'amplitude EMG normalisée. Pour ce faire, la valeur efficace ou *Root Mean Square* (RMS) est classiquement calculée. Elle consiste à élever les valeurs au carré et à calculer la racine carrée de la moyenne sur une période donnée. Cependant, lorsqu'on se concentre sur une tâche dynamique, l'amplitude EMG moyenne sur un cycle peut cacher des informations importantes sur les stratégies d'activation (pour revue, voir la Fig. 4, Hug et Tucker, 2017). Typiquement, l'amplitude EMG moyenne permet difficilement de comparer les contributions de chaque muscle dans une tâche dynamique, notamment si le muscle est inactif sur certaines portions du mouvement. Dans ce cas, il convient donc de rapporter l'enveloppe linéaire du signal EMG. Pour représenter l'enveloppe linéaire, un filtre passe-bas (Kleissen 1990 ; Shiavi et al. 1998 ; Hug et Dorel, 2009) est généralement appliqué à un signal EMG RMS (ou rectifié). Une considération méthodologique majeure lors du calcul de l'enveloppe linéaire du signal EMG est le choix du niveau de lissage (Hug et al. 2012), qui est principalement déterminé par la fréquence de coupure passe-bas, elle-même dépendante de la vitesse de mouvement. Pour résumer, les fréquences de coupure classiquement retrouvées dans la littérature se situent entre 3 Hz et 40 Hz, avec une tendance générale autour de 9 Hz pour la marche et la course lente (pour revue, Hug et Tucker, 2017). Ces procédures permettent de conserver toutes les caractéristiques des signaux EMG de chaque individu au cours d'une tâche motrice. Mes travaux de recherche démontreront que ces caractéristiques constituent une grande richesse pour la compréhension des altérations et des adaptations musculaires associées à la réalisation d'une tâche motrice.

II.C. INTRODUCTION

Chaque individu est unique. La biométrie profite des différences interindividuelles pour nous reconnaître via différentes caractéristiques physiques comme celles de nos visages ou nos empreintes digitales. Ces différences s’observent aussi dans les tâches motrices puisque nous sommes capables de reconnaître un proche à sa démarche. Cette observation a été vérifiée expérimentalement grâce à des techniques de *Deep Learning*² à partir de données cinématiques et dynamiques (Pataky et al., 2011 ; Horst et al., 2017). Étonnamment, dans la recherche, les différences interindividuelles sont souvent ignorées, ou peu considérées. Il y a presque 50 ans, l’existence de différences interindividuelles de stratégies d’activation musculaire a été décrite par Van der straat et al. (1975) pendant la marche. Ces auteurs ont même indiqué que cela constituait un résultat majeur de leur travail « *An important finding of the present study is the demonstration of variations in muscle activities from subject to subject* ». Malgré des constatations semblables faites par Arsenault et al. (1986) « *Is there a ‘normal’ profile of EMG activity in gait ?* », et plus tard par Hug et al. (2008) « *Inter-individual variability of EMG patterns and pedal force profile in trained cyclists* », ce résultat reste peu considéré. En d’autres termes, aucune étude ne s’est intéressée aux conséquences de ces différences interindividuelles d’activation musculaire. Cette absence de considération peut s’expliquer par la multitude de facteurs méthodologiques non physiologiques pouvant affecter le signal EMG (Farina et al. 2004), et donc par de potentielles différences interindividuelles « artificielles ». De manière intéressante, deux études décrivent l’existence de corrélations significatives entre la distribution de l’activation musculaire et des caractéristiques anatomiques (e.g., bras de levier du tendon d’Achille, distribution de la surface de section transversale physiologique) non soumises aux limites de l’EMG (Ahn et al., 2011 ; Hug et al., 2015). Plus particulièrement, Ahn et al. (2011) ont mesuré l’activation musculaire du gastrocnémien médial (GM), et du gastrocnémien latéral (GL) pendant une tâche de marche, puis calculé une distribution de l’activation comme suit :

$$\frac{\text{Muscle } i}{\text{Gastrocnémiens}} = \frac{\text{EMG RMS},i}{\text{EMG RMS},GM + \text{EMG RMS},GL} \quad (\text{eq. 1})$$

² Le deep learning est une technique de machine learning (technique permettant à un algorithme d’apprendre à partir de données) reposant sur le modèle des réseaux neurones : des dizaines voire des centaines de couches de neurones sont empilées pour apporter une plus grande complexité à l’établissement des règles.

Cette distribution de l'activation musculaire entre les gastrocnémiens était corrélée positivement avec la distribution de l'épaisseur musculaire ($r^2 = 0,39$; $n = 10$), et négativement corrélée avec la longueur du bras de levier du tendon d'Achille ($r^2 = 0,51$; $n = 10$). En d'autres termes, plus l'activation du GM était élevée par rapport à celle du GL, plus le déséquilibre d'épaisseur musculaire était en faveur du GM, et moins le bras de levier du tendon d'Achille était grand. Cette relation entre la distribution de l'activation et la distribution des capacités de production de force (préalablement inférée par l'épaisseur musculaire dans [Ahn et al., 2011](#)) a également été observée entre le vastus lateralis (VL) et le vastus medialis (VM) ([Hug et al. 2015](#)) (figure 2).

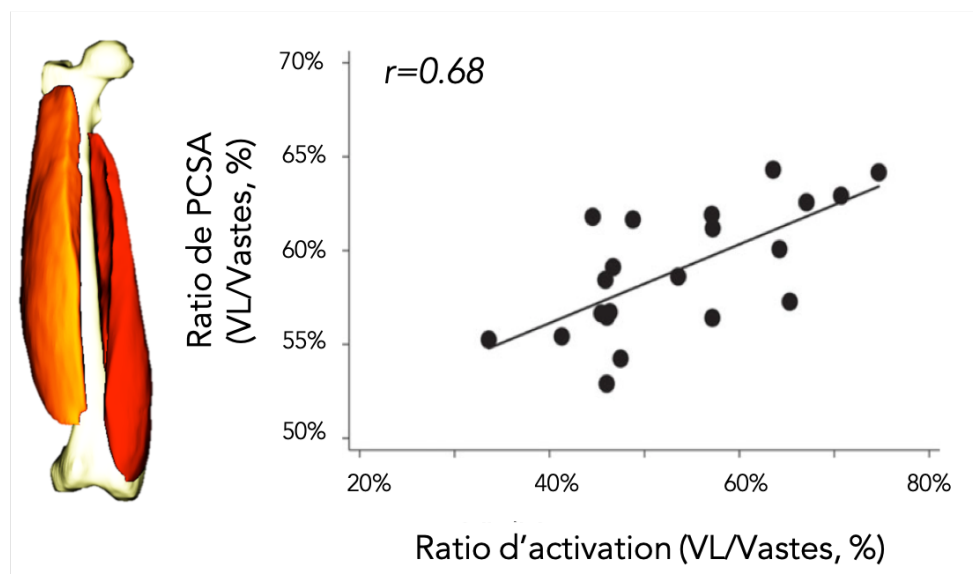


Figure 2. Relation entre la distribution de l'activation et la distribution des capacités de production de force entre les muscles vastes. VL : vaste latéral. PCSA : surface de section transversale physiologique. Figure extraite de la thèse de Marion Crouzier (2020).

Brièvement, [Hug et al. \(2015\)](#) ont rapporté une corrélation positive ($r = 0,68$; $n = 22$) entre la distribution de l'activation des muscles vastes lors d'une extension du genou isométrique sous-maximale (25% de la contraction maximale volontaire isométrique), et la distribution de la surface de section transversale physiologique (volume musculaire mesuré par IRM, et architecture mesurée par échographie panoramique ; PCSA). Bien que ces résultats renforcent l'idée de « réelles » différences interindividuelles d'activation musculaire, il est nécessaire de décrire leur robustesse dans le temps et entre les tâches motrices. C'est une étape préalable indispensable à l'étude de leurs potentielles conséquences mécaniques et structurelles.

Il est couramment admis qu'une altération de la distribution de l'activation musculaire contribue au développement et/ou à la persistance de troubles musculosquelettiques (e.g.,

tendinopathie, blessure musculaire, syndrome fémoro-patellaire). Typiquement, l'étude prospective de [Alfredson et al. \(1998\)](#) visant le traitement de la tendinopathie d'Achille intégrait notamment des flexions plantaires genou fléchi pour maximiser l'activation du soléaire. Une modification de la distribution de l'activation musculaire et/ou des capacités de production de force entre le soléaire et les gastrocnémiens étaient donc considérée comme une piste de traitement. Pour un moment de force donné, une augmentation de la contribution du soléaire dans l'activation totale réduira mécaniquement l'activation des gastrocnémiens. Il en résulte une distribution modifiée des contraintes musculaires et tendineuses ([Wyndow et al., 2010](#)). De la même manière, un déséquilibre d'activation entre le VL et le VM a longtemps été suspecté dans l'étiologie du syndrome fémoro-patellaire ([Owings et Grabiner, 2002](#) ; [Powers et al., 1996](#)). Il est important de noter qu'un déséquilibre d'activation entre les muscles synergistes ne se traduit pas systématiquement par un déséquilibre de force/moment de force. En effet, il faut considérer la capacité de production de force (PCSA), la tension spécifique, les relations force-longueur et force-vitesse, et le bras de levier pour estimer le moment de force produit par chaque muscle. Ainsi, la stratégie d'activation peut ne pas altérer ([figure 3a](#)), réduire ([figure 3b](#)), ou exacerber ([figure 3c](#)) un déséquilibre de force entre les muscles synergistes. Il est important de noter que l'activation moyenne des deux muscles sera impactée par la stratégie d'activation pour un niveau de force donné ([figure 3](#)). On aperçoit ici le rôle majeur de la stratégie d'activation sur la distribution des forces sur les structures musculaires et non-musculaires (tendon et articulation).

Ma synthèse de recherche s'articule en deux parties. La première visera à présenter notre série d'études conduisant aux concepts de signatures individuelles des activations musculaires. La seconde visera à déterminer si les signatures individuelles des activations musculaires conduisent à des conséquences mécaniques et structurelles musculaires spécifiques. Ces deux questions scientifiques n'ont jamais été interrogées dans la littérature alors que ces connaissances peuvent jouer un rôle majeur dans la compréhension des mécanismes à l'origine des troubles musculosquelettiques et dans l'élaboration des programmes de prévention et de rééducation.

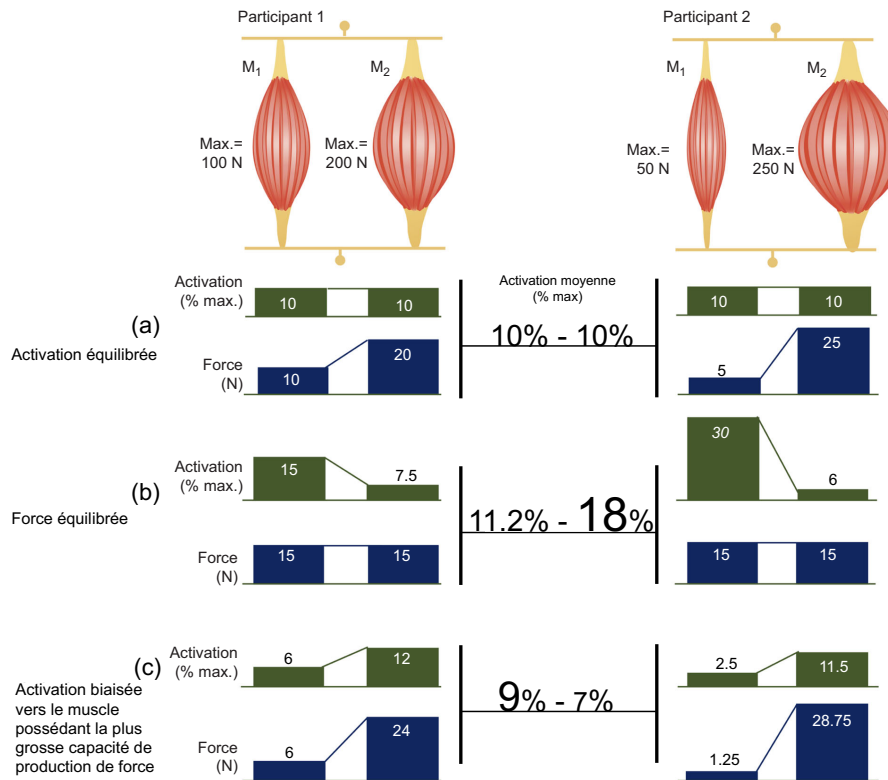


Figure 3. Illustration des stratégies de distribution de l'activation et de la force pour deux participants, présentant un faible (participant 1) et large (participant 2) déséquilibre des capacités de production de force entre deux muscles synergistes agissant sur une même articulation (M1 et M2). Dans toutes les situations, la force à produire est de 30N, et les deux participants ont une capacité de production de force totale de 300 N. Selon les scénarii (a, b,c), il en résulte un déséquilibre de force et d'activation plus ou moins grand. En outre, les scénarii conduisent à des différences interindividuelles d'activation moyenne (au centre de la figure). (a) l'activation est également partagée entre les muscles synergistes, auquel cas le déséquilibre de la force correspondrait aux déséquilibres de capacités de production de force. (b) la distribution de la force est équilibré, ce qui nécessite un déséquilibre d'activation élevé, et une activation moyenne résultante élevée. (c) le muscle ayant la plus grande capacité de génération de force reçoit une plus grande activation, dans ce cas l'activation globale serait réduite, ce qui conduit à un grand déséquilibre de force (scénario proposé par plusieurs modèles biomécaniques tels que celui de Crowninshield et Brand, 1981). Notez qu'il existe une solution 4 (non représentée) dans laquelle il n'y a pas de couplage spécifique entre l'activation et les capacités de génération de force.

II.D. DE L'EXISTENCE DE DIFFÉRENCES INTERINDIVIDUELLES D'ACTIVATION MUSCULAIRE AU CONCEPT DE SIGNATURES INDIVIDUELLES D'ACTIVATION

PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES

Boyer A, Hug F, Avrillon S, **Lacourpaille L.** (2021) Individual differences in the distribution of activation among the hamstring muscle heads during stiff-leg Deadlift and Nordic hamstring exercises. *Journal of Sports Sciences*. 39(16) :1830-1837. doi: 10.1080/02640414.2021.1899405 (Q1, IF: 3.880)

Aeles J, Horst F, Lapuschkin S, **Lacourpaille L.**, Hug F. (2021) Revealing the unique features of each individual's muscle activation signatures. *Journal of Royal Society Interface*. 18(174):20200770. doi: 10.1098/rsif.2020.0770 (Q1 Bioengineering, IF: 4.039)

Hug F, Vogel C, Tucker K, Dorel S, Deschamps T, Le Carpentier E, **Lacourpaille L.** (2020) Each individual unique muscle activation signatures. *Journal of Applied Physiology*. 127(4):1165-1174. doi: 10.1152/jappphysiol.01101.2018 (Q2, IF:2.512)

Crouzier M*, **Lacourpaille L***, Nordez A, Deschamps T, Dorel S, Tucker K, Le Carpentier E, Hug, F. (2019) Do individual differences in the distribution of activation between synergist muscles reflect individual strategies? *Experimental Brain Research*. 237(3):625-635. doi: 10.1007/s00221-018-5445-6 (Q3 Neurosciences, IF:1.759)

MÉDIAS

Lacourpaille L. (2021) *Les stratégies d'activation dans l'entraînement.* (ABD Podcast – 43k abonnés Instagram)

Lacourpaille L. (2020) *La coordination musculaire.* (ABD Podcast – 43k abonnés Instagram)

FINANCEMENT

ANR – Collaborateur scientifique (249 k€)

Signatures individuelles des coordinations musculaires et leur rôle dans le développement de troubles musculosquelettiques.

ENCADREMENTS

Thèse (1) – Marion CROUZIER (20%)

Master (1) – Aurélie BOYER (100%)

II.D.1. Les stratégies d'activation sont-elles robustes dans le temps, et entre les tâches motrices ?

Quelques études se sont intéressées aux différences interindividuelles des activations musculaires pendant des tâches locomotrices ([Ahn et al. 2011](#) ; [Arsenault et al. 1986](#) ; [Hug et al. 2010](#)) et des tâches isométriques monoarticulaires ([Masood et al. 2016](#) ; [Hug et al. 2015](#)). Par exemple, la distribution de l'activation entre le VL et le VM pendant une extension isométrique sous-maximale du genou varie considérablement d'un individu à l'autre (cf. [figure 2](#)). Bien que ce résultat ouvre des perspectives considérables, il semble utile de (i) tester la reproductibilité de la distribution des musculaires, (ii) déterminer la robustesse de ces stratégies entre plusieurs tâches motrices, et (iii) décrire la variabilité interindividuelle des stratégies d'activation d'un échantillon de grande taille.

Cette étude constitue la première étude de la thèse de Marion Crouzier ([Crouzier et al., 2018](#)) que j'ai co-encadrée avec K. Tucker (University of Queensland, Australie), sous la direction de

François Hug. Pour cette étude, 85 volontaires ont effectué une série de tâches isométriques monoarticulaires (extension de genou et flexion plantaire à 25% de la MVCI) et des tâches locomotrices [marche ($0.83 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et pédalage (150 W)]. Parmi ces participants, 62 ont effectué une seconde session expérimentale comprenant uniquement les tâches isométriques. Les distributions de l'activation entre les chefs superficiels des quadriceps, (VL, VM et droit fémoral (RF)), et entre les chefs du triceps sural (GM, GL, SOL) ont été mesurées par EMG de surface (signaux EMG normalisés par rapport à ceux mesurés pendant la MVCI). Dans cette étude, nous n'avons volontairement pas marqué la position des électrodes EMG sur la peau entre les deux sessions afin de réduire l'influence de la variabilité spatiale de l'activation (Holtermann et al., 2005) sur les différences interindividuelles. Concernant les tâches isométriques, l'amplitude de l'EMG a été moyennée sur une période de 5 sec lors de deux contractions espacées de 20 à 30 sec de récupération. La tâche de pédalage a été estimée entre -5,5 et 44,4% de chaque cycle, ce qui correspond à la phase descendante de la pédale [340° - 160° ; Brochner Nielsen et al. (2017)]. Un ensemble de 15 cycles successifs, sans artefact, a été utilisé pour moyenniser l'activation de chaque participant. Une procédure similaire a été utilisée pour la marche. Comme l'activation des quadriceps est très faible en situation de marche à vitesse faible ($< 5\%$ de la RMS EMG max), nous avons préféré calculer uniquement l'activation du triceps sural dans cette tâche. L'activation a été mesurée entre 0 et 65% du cycle de marche, ce qui correspond à la phase d'appui (Hebenstreit et al., 2015).

Lors des contractions isométriques, la distribution de l'activation musculaire était très variable entre les individus (figure 4) ($15,8\% < CV < 42,7\%$) et robuste à travers les sessions réalisées sur différents jours ($0,57 < ICC < 0,82$). De plus, les stratégies individuelles observées lors des contractions isométriques étaient corrélées à celles observées lors de tâches locomotrices [$0,37 < r < 0,76$ pour le quadriceps ($n= 83$) ; $0,30 < r < 0,66$ pour le triceps sural ($n= 82$) ; tous les $P < 0,001$]. Les résultats indiquent donc que les participants qui biaisent leur activation vers un muscle particulier le font pendant de multiples tâches. Bien que les différences interindividuelles des activations musculaires aient déjà été décrites, cette étude fournit des preuves qu'elles résultent de différences réelles, car reproductibles et robustes entre les tâches.

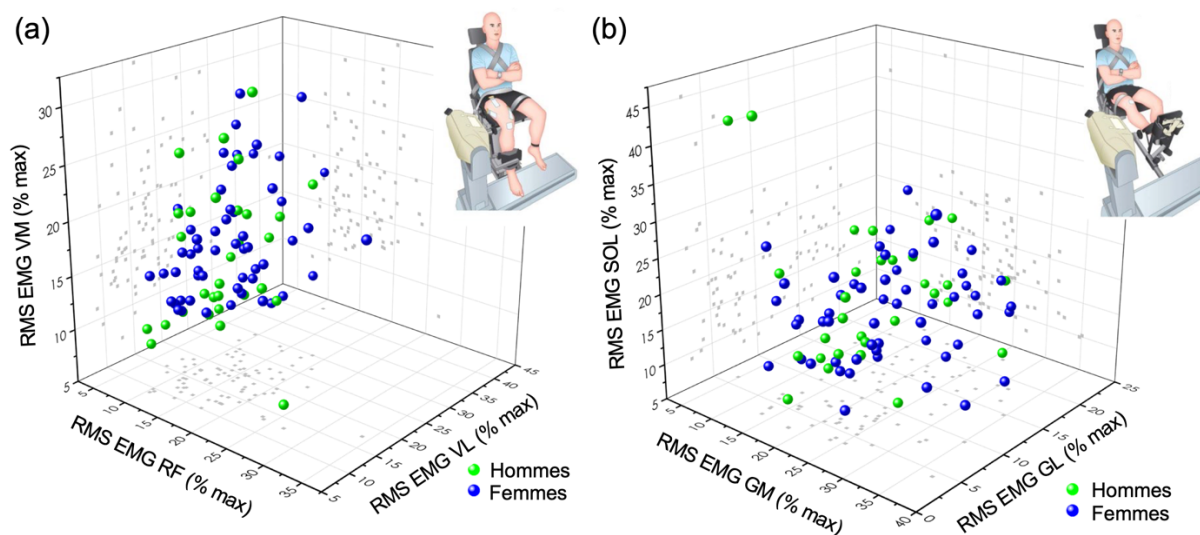


Figure 4. Variabilité des stratégies d'activation pendant la tâche d'extension isométrique sous-maximale du genou (a) et de flexion plantaire (b). Amplitude EMG normalisée (RMS EMG) pour chaque muscle. La dispersion des points dans cet espace 3D confirme que les stratégies de distribution de l'activation entre les muscles synergistes sont spécifiques à chaque individu. VM : vaste médial ; VL : vaste latéral ; RF : droit fémoral ; GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; SOL : soléaire. Figure adaptée de Crouzier et al. (2018).

Bien que les tâches sous-maximales utilisées dans cette étude soient relativement proches de certaines activités de la vie quotidienne, elles ne permettent pas d'inférer sur des tâches effectuées à haute intensité, notamment celles utilisées dans le cadre de programmes de préventions/rééducations des troubles musculosquelettiques ou d'entraînements sportifs.

II.D.2. Les stratégies d'activation persistent-elles lors d'exercices de renforcement à intensité élevée ?

Pour la prise en charge de nombreux troubles musculosquelettiques, il est utile de favoriser l'activation d'un muscle au sein d'un groupe de muscles (Fyfe et al., 2013). Dans le cas de la blessure musculaire aux ischio-jambiers, une étude réalisée sur 386 footballeurs blessés rapporte que 83% des lésions affectent le biceps fémoral (BF), contre 12% et 5% pour le semi-membraneux (SM) et le semi-tendineux (ST), respectivement. Bien que le lien entre l'activation et les adaptations musculaires soit complexe (Vigotsky et al., 2018, 2022), il semblerait utile de proposer des exercices permettant de favoriser l'activation du BF afin de maximiser les adaptations neuromusculaires. Dans cette perspective, les travaux récents fournissent des recommandations générales sans considérer les potentielles différences interindividuelles d'activation musculaire. D'après une revue de Bourne et al. (2018), il semblerait que les exercices mobilisant les ischio-jambiers en extension de hanche permettent d'obtenir un ratio

d'activation BF/ST (%) supérieur (~0,6-1,6%) à celui obtenu lors d'exercices de flexion de genou (~0,1-0,6%). Les travaux cités dans cette revue présentent deux biais majeurs. Le premier concerne la différence de charge relative utilisée entre les deux types d'exercices. Les exercices de flexion de genou sont très souvent réalisés à des charges maximales ou supra-maximales³ tandis que les exercices d'extension de hanche sont réalisés à des charges sous-maximales (8-12 répétitions maximales ; RM). Il est probable que ces différences de charge relative influencent la distribution de l'activation au sein du groupe musculaire comme observé sur les fléchisseurs plantaires (Crouzier et al., 2019). Le deuxième biais de ces travaux concernent l'absence de considération des différences interindividuelles. Il est donc difficile de savoir si tous les individus présentent la stratégie décrite plus haut. Cette information est cruciale pour mieux comprendre le fonctionnement du système neuromusculaire et aussi pour définir les potentiels besoins d'individualisation des protocoles de prévention et de rééducation. Dans le cadre du stage Recherche de Master 1 d'Aurélié Boyer, nous avons mis en place une étude visant à tester l'hypothèse selon laquelle tous les individus **(i) activeraient préférentiellement le même chef des ischio-jambiers dans chaque exercice** [Nordic Hamstring curl (dominante genou) et soulevé de terre jambes tendues (dominante hanche)] et **(ii) modifieraient leurs stratégies d'activation de la même manière entre les deux exercices** (Boyer et al., 2021).

Après une session de familiarisation et d'évaluation du 1RM, 20 participants ont réalisé une série de cinq répétitions de Nordic Hamstring curl et de soulevé de terre jambes tendues dans un ordre aléatoire (figure 5). Pour les deux exercices, la charge relative était identique (i.e., 1RM). L'activation musculaire a été mesurée par EMG de surface. Afin de considérer la variabilité spatiale de l'activation musculaire rapportée dans une précédente étude (Hegyí et al., 2018), trois électrodes ont été positionnées sur chaque chef des ischio-jambiers. L'activation des trois électrodes a été moyennée afin d'obtenir une valeur représentative de chaque muscle. Ce système EMG était synchronisé à un goniomètre électronique placé sur la hanche ou sur le genou, selon l'exercice, afin de détecter le début et la fin de chaque répétition (0 à 90° de flexion de hanche pour le soulevé de terre jambes tendues et 90 à 0° de flexion de genou pour le Nordic hamstring curl). En outre, six participants ont réalisé une troisième session identique à la seconde afin d'estimer la reproductibilité de la mesure de

³ Le Nordic hamstring curl est très souvent réalisé au poids du corps ce qui ne permet pas de réaliser l'exercice sur l'amplitude complète (e.g., Bourne et al., 2017).

l'activation musculaire et de calculer une différence minimale détectable. Cette dernière nous a permis de comparer les muscles entre eux et entre les exercices afin de détecter une différence substantielle du niveau d'activation.

Concernant le premier objectif de cette étude, nous avons mis en évidence que tous les individus n'activaient pas le même chef des ischio-jambiers de manière préférentielle. En d'autres termes, 9 des 20 participants présentaient une activation plus élevée pour le BF, tandis qu'une activation plus élevée était observée pour le SM et ST pour 2/20 participants (figure 5a, panel de gauche). Les autres participants ne présentaient pas de différences substantielles entre les trois chefs musculaires. Pour le soulevé de terre jambes tendues, l'activation était plus élevée pour le BF et le SM respectivement chez 6/20 et 7/20 participants (figure 5a, panel de droite). Aucun participant n'a présenté une activation préférentielle du ST lors de cet exercice. **Concernant le deuxième objectif de cette étude**, nous avons observé une variation presque systématique des ratios d'activation du ST/IJ et SM/IJ entre les deux exercices (figure 5b). Plus particulièrement, 18/20 participants présentent une diminution du ratio ST/IJ en soulevé de terre jambes tendues par rapport au Nordic hamstring curl, et vice versa pour le ratio SM/IJ. De manière intéressante, l'amplitude de ces variations varie considérablement d'un individu à un autre. Aucune tendance ne se dégage pour le ratio BF/IJ (figure 5b). Enfin, comme dans l'étude précédente (Crouzier et al., 2018), nous avons rapporté des corrélations significatives entre les deux exercices, pour chaque ratio d'activation [$0,42$ (ST/IJ) $< r < 0,66$ (SM/IJ)]. Cette étude démontre que les différences interindividuelles observées lors de tâches locomotrices sous-maximales existent également lors d'exercices effectués à intensité élevée. Il est important de noter que ces observations, bien que robustes, ne constituent pas des preuves de l'existence d'une stratégie d'activation musculaire propre à chaque individu.

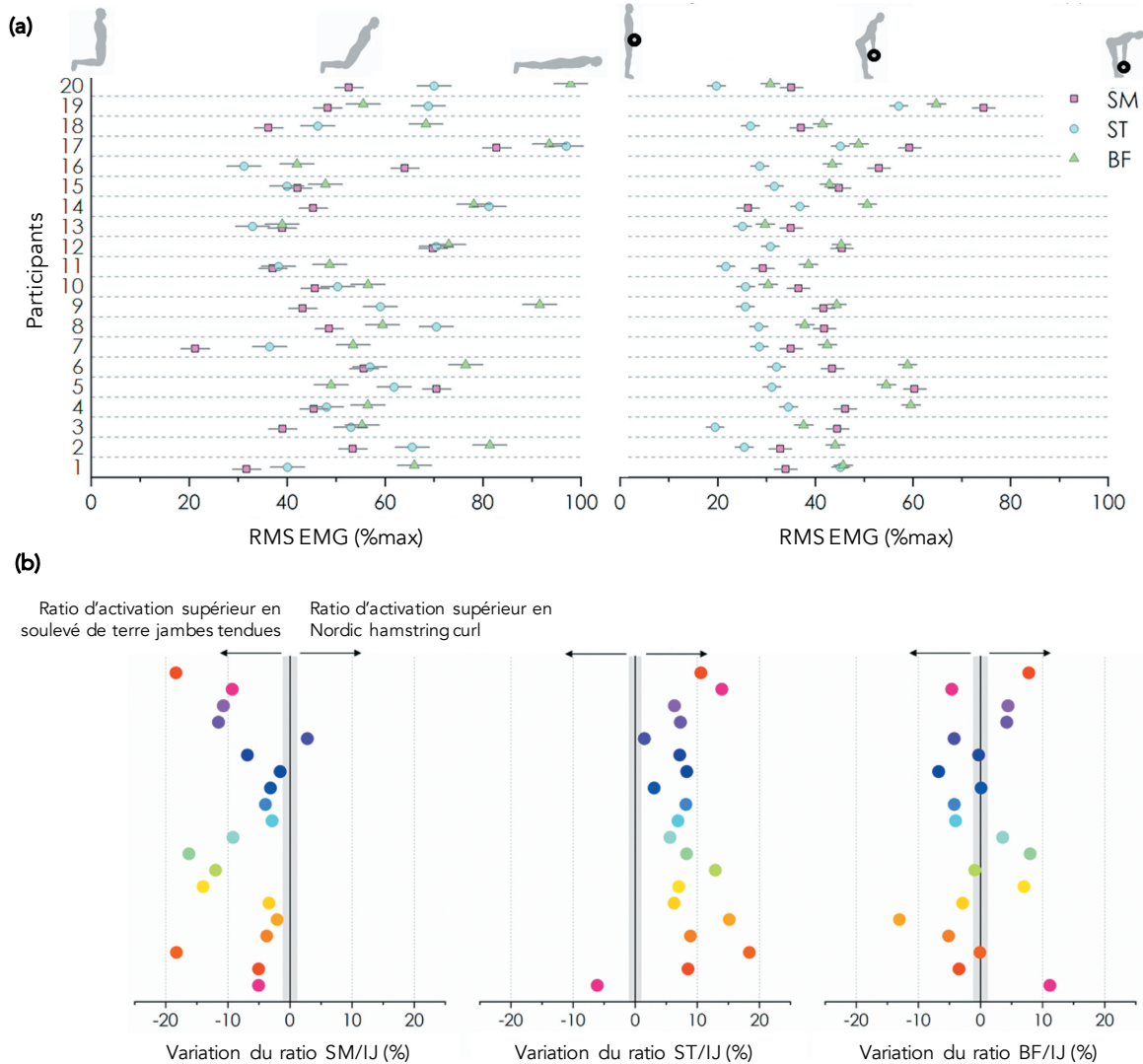


Figure 5. (a) Activation musculaire des ischio-jambiers [semi-membraneux (SM, carré rose), semi-tendineux (ST, rond bleu), et biceps fémoral (BF, triangle vert)] en Nordic hamstring curl (panel de gauche) et soulevé de terre jambes tendues (panel de droite). Les lignes grises horizontales autour des symboles représentent la différence minimale détectable. (b) Variation du ratio d'activation musculaire pour chaque chef des ischio-jambiers entre le Nordic hamstring curl et soulevé de terre jambes tendues. Lorsque la variation est négative, elle indique que le ratio d'activation est supérieur en soulevé de terre jambes tendues par rapport au Nordic hamstring curl. Les bandes grises verticales représentent la différence minimale détectable. Chaque rond coloré représente un participant. IJ : ischio-jambiers. D'après Boyer et al. (2021).

II.D.3. Les stratégies d'activation peuvent-elles être considérées comme des signatures individuelles ?

A l'instar d'une empreinte digitale, chaque individu possède une signature individuelle de mouvement. Des études rapportent par exemple qu'il est possible de reconnaître un individu à partir de son patron de marche (Pataky et al., 2012, Horst et al., 2017). En enregistrant la force de réaction au sol chez 128 participants, des auteurs ont montré qu'un algorithme de *machine learning* peut associer entre 80 et 99 % des cycles de marche au bon individu (Horst et al., 2017). L'origine de ces signatures est inconnue. Elles peuvent résulter de différences

anatomiques qui conduiraient à des patrons de mouvement différents entre les individus pour une activation identique. Elles peuvent également résulter de signatures individuelles des activations musculaires. **C'est cette dernière hypothèse que nous avons souhaité tester dans l'étude suivante (Hug et al., 2019).**

Lors d'une première session, nous avons mesuré l'activation musculaire par EMG de surface de huit muscles du membre inférieur (VL, VM, RF, GM, GL, SOL, BF, tibialis antérieur : TA) lors de tâches standardisées de marche ($1.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et de pédalage [80W, 150W, 10% de la puissance maximale (P_{max}), 15% de P_{max}] chez 80 individus. Une deuxième session, identique à la première, a été réalisée par 53 participants. Les données EMG ont été filtrées, inspectées, et rectifiées. Sur ces signaux, nous avons utilisé l'approche *Leave-one-out* qui vise à entraîner l'algorithme avec un ensemble de 29 cycles (marche et pédalage) et à tester le taux de reconnaissance avec le 30^{ème} cycle (figure 6a). Ensuite, nous avons utilisé l'approche *Leave-session-out* afin que l'algorithme s'entraîne et se teste à partir d'un ensemble de 30 cycles de la session 1 et de la session 2, respectivement (figure 6b).

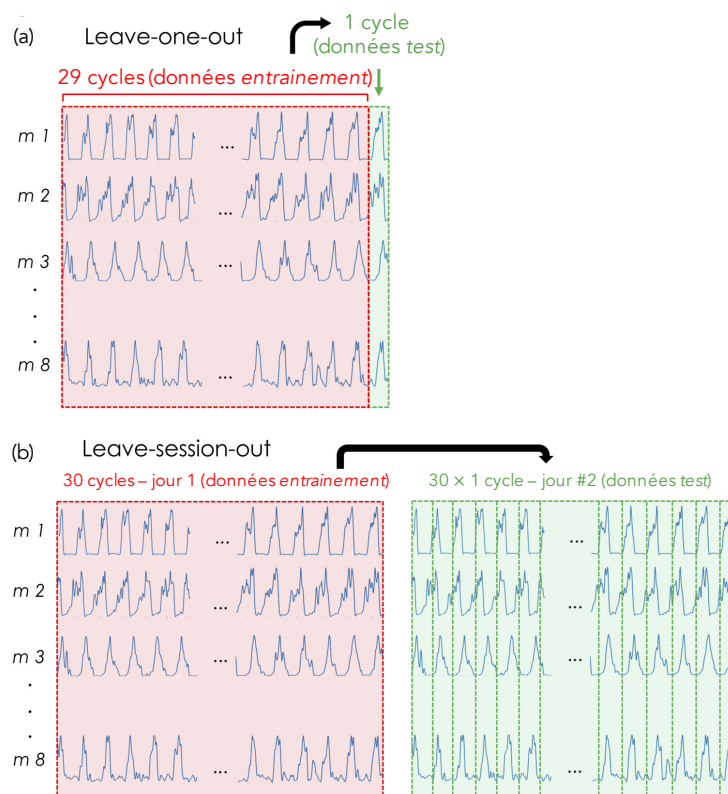


Figure 6. Analyse des données par *machine learning*. La tâche de classification consistait à séparer les données en ensembles d'entraînement et de test. (a) Pour la méthode "*Leave-one-out*" appliquée aux données du jour 1, chaque cycle de pédalage/de marche a été testé à l'aide du classificateur, qui avait été entraîné sur les 29 cycles restants. (b) Pour la méthode "*Leave-session-out*" appliquée aux données des jours 1 et 2, chaque cycle de

pédalage/de marche du jour 2 a été testé à l'aide du classificateur, qui avait été entraîné sur les 30 cycles du jour 1. m1-m8, muscle 1 à 8. D'après Hug et al. (2019).

Chaque instance a été prédite une fois, et nous avons rapporté la précision moyenne des données classées correctement sur le nombre total de cycles (c'est-à-dire 30 cycles x nombre de participants). En utilisant cette technique de *machine learning* nous avons pu associer les cycles au bon individu dans plus de 99 et de 90 % des cas pour l'approche *Leave-one-out* et *Leave-session-out*, respectivement. Ce résultat indique que les caractéristiques contenues dans les *patterns* d'activation musculaire permettent de distinguer les différents individus. **Cette étude était donc la première à démontrer l'existence de signatures individuelles des activations musculaires.** En d'autres termes, la manière d'activer les différents muscles pour produire le mouvement serait propre à chaque individu. Les travaux suivants présentés dans ce manuscrit visent à comprendre les conséquences mécaniques et structurelles de ces signatures individuelles des activations musculaires.

DÉCOUVERTES MAJEURES (PARTIE 1.D.)

« De l'existence de différences interindividuelles d'activation musculaire au concept de signatures individuelles d'activation »



La distribution de l'activation mesurée est très variable au sein d'un large groupe d'individus ($n > 80$), lors de tâches motrices de faibles et de hautes intensités,



La distribution de l'activation est robuste à travers les jours, et entre les tâches motrices,



Il existe des signatures individuelles de distribution de l'activation musculaire.

II.E. CONSÉQUENCES MÉCANIQUES ET STRUCTURELLES DES STRATÉGIES INDIVIDUELLES D'ACTIVATION

PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES



Goreau V, Pigne R, Bernier N, Nordez A, Hug F, **Lacourpaille L**. Hamstring activation strategies during eccentric contractions are related to the distribution of muscle damage. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 32(9):1335-1345. doi: 10.1111/sms.14191 (Q1, IF: 4.354)

Crouzier M, Tucker K, **Lacourpaille L**, Doguet V, Fayet G, Dauty M, Hug F. Force-sharing within the Triceps Surae: An Achilles Heel in the Achilles Tendinopathy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 52(5):1076-1087. doi: 10.1249/MSS.0000000000002229 (Q1, IF:4.309)

Crouzier M, **Lacourpaille L**, Nordez A, Tucker K, Hug, F. Neuromechanical coupling within the human *triceps surae* muscle group and its consequence on individual force sharing strategies. *Journal of Experimental Biology*. 2018. 5(21). doi: 10.1007/s00221-018-5445-6 (Q3 Neurosciences, IF:1.759)

Lacourpaille L, Nordez A, Hug F. The nervous system does not compensate for an acute changes in the balance of passive force between synergist muscles. *Journal of Experimental Biology*. 2017. 220(19):3455-63. doi: 10.1242/jeb.163303 (Q1 Physiology, IF:2.575)

PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE



Nordez A (25%), **Lacourpaille L (15%)**, Thomaré J (15%), Crouzier M (15%), McNair PJ (15%), Ellis R (15%). Gel pad for 3D ultrasound (FR1911014)

FINANCEMENTS



Programme Hubert Curien Franco-Norvégien – Investigateur Principal (8k€)
L'élastographie permet elle une estimation valide de l'amplitude des dommages musculaires.

SATT Ouest Valorisation – Collaborateur scientifique (92 k€)
Gel pad pour échographie 3D.

ENCADREMENTS



Thèses (2) – Marion CROUZIER (20%), Antoine FROUIN (30%)
Master (1) – Valentin GOREAU (100%)

II.E.1. Conséquences mécaniques des stratégies d'activation musculaire

L'activation musculaire ne représente pas la force musculaire. La force produite par un muscle résulte de l'interaction entre son activation par le système nerveux et plusieurs caractéristiques biomécaniques telles que la surface de section transversale physiologique, les relations force-longueur et force-vitesse, et la tension spécifique. À ce jour, la nature de la relation entre la distribution de l'activation et ses caractéristiques biomécaniques est mal connue. **L'objectif des deux études suivantes que nous avons menées était donc de décrire la nature de la relation entre la distribution de l'activation et la distribution de la force passive et de la force active musculaire.**

Le groupe musculaire du triceps sural est central pour les tâches fonctionnelles telles que la marche (Neptune et al., 2001 ; Sutherland, 1966). Il représente aussi un modèle idéal pour comprendre la relation entre la distribution de la force passive et la distribution de l'activation

musculaire. Les trois chefs du triceps sural présentent des variations de force passive différentes lors de la dorsiflexion. En utilisant l'élastographie, notre équipe (Le Sant et al., 2017) et d'autres (Hirata et al., 2015) ont montré que la dorsiflexion passive induisait une augmentation beaucoup plus importante du module de cisaillement (i.e., index de la raideur musculaire ; Koo et al., 2013) du GM que du GL et du SOL en extension complète du genou. Comme il existe une forte relation linéaire entre le module de cisaillement du muscle et la force musculaire (Koo et al., 2013 ; Bouillard et al., 2011 ; Hug et al., 2015 ; Maïsetti et al., 2012) et que la surface de section transversale du GM est 2 fois plus grande que celle du GL (Fukunaga et al., 1992), ces résultats fournissent des preuves solides que la dorsiflexion de la cheville induit une augmentation beaucoup plus importante de la force passive du GM que de celle du GL. **Cette étude visait donc à tester l'hypothèse selon laquelle la distribution de l'activation musculaire évoluerait avec la distribution de la force passive au sein du triceps sural (Lacourpaille et al., 2017).**

Vingt-quatre participants ont effectué des flexions plantaires isométriques de la cheville à 20 Nm et 20 % de la MVCI, à trois angles de la cheville (30° de flexion plantaire, 0° et 25° de flexion dorsale, avec le genou en extension complète). L'activité EMG a été mesurée sur les muscles GM, GL et SOL. Le module de cisaillement musculaire a été mesuré par élastographie afin d'estimer les variations de force (passive et active) de chaque muscle (Hug et al., 2015). Comme attendu, la dorsiflexion passive a induit une augmentation beaucoup plus importante du module de cisaillement passif pour le GM (+658%) par rapport au GL (+489%) et au SOL (+107%), entre la condition de flexion plantaire (-30°) et la condition de flexion dorsale maximale (+25°) (figure 7a). Cependant, la distribution de l'activation pendant les tâches sous-maximales n'a pas compensé ce changement dans la distribution de la force passive. Au contraire, lors de la contraction à 20 % de la MVCI, l'activation du GL était réduite à 0° (-39%) et à 25° de dorsiflexion (-21%) par rapport à la condition 30° de flexion, alors que l'activation du GM et du SOL ne changeait pas (figure 7b). Il en résulte une augmentation du déséquilibre de force entre le GM et le GL avec la flexion dorsale, comme indiqué par l'augmentation du ratio de module de cisaillement GM/GL mesuré par élastographie (index de variation de force). De manière intéressante, l'amplitude de ce ratio variait considérablement d'un individu à l'autre. Il semblerait donc que la distribution de l'activation musculaire amplifie le déséquilibre mécanique de force entre le GM et le GL.

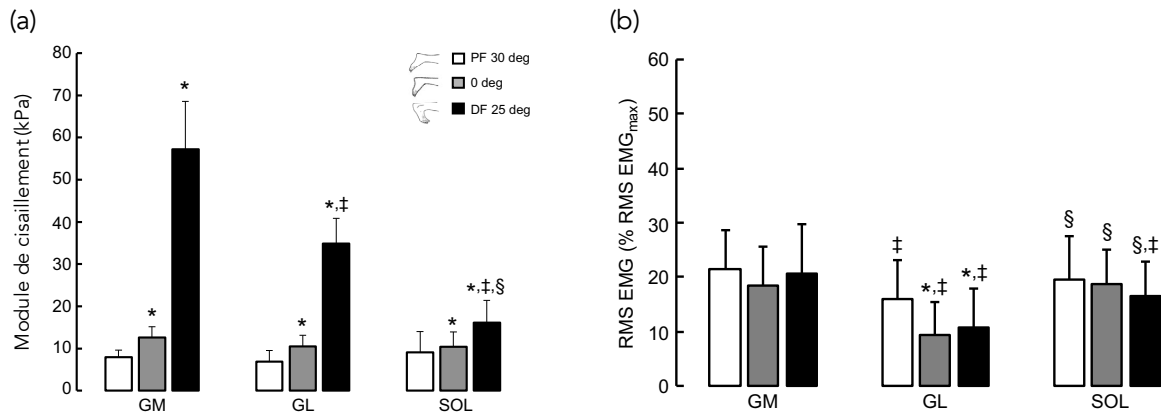


Figure 7. (a) Module de cisaillement passif du gastrocnémien médial (GM), du gastrocnémien latéral (GL) et du soléaire (SOL) mesuré à 30° de flexion plantaire (PF 30 deg), 0° et 25° de dorsiflexion (DF 0 deg, et DF 25 deg). (b) Activation du GM, GL et SOL mesurée à PF 30 deg, 0 deg et DF 25 deg au cours d'une flexion plantaire isométrique réalisée à 20% de la contraction volontaire maximale (MVCI). L'activation musculaire (RMS EMG) est exprimée en pourcentage de la valeur RMS EMG enregistrée au cours de la MVCI (n=24). *Différence significative par rapport à PF 30 deg (P<0,05). †Différence significative par rapport à GM (P<0,05). ‡Différence significative entre GL et SOL (P<0,05). D'après Lacourpaille et al. (2017).

Dans l'étude précédente, ni la PCSA, ni la tension spécifique n'ont été mesurées/estimées. L'objectif de cette étude, menée dans le cadre de la thèse de Marion Cruzier, était donc d'estimer l'amplitude du déséquilibre de force entre les muscles synergistes du triceps sural, et le rôle de la distribution de l'activation (Cruzier et al., 2019).

Vingt volontaires ont effectué des flexions plantaires isométriques (20% de la MVCI), au cours desquelles l'activation du GM, du GL et du SOL a été évaluée par EMG. La PCSA a été estimée par imagerie par résonance magnétique, et considérée comme un indice de la capacité de production de force de chaque muscle. La tension spécifique a été estimée à partir de données génériques (Fitts et al. 1989), et considérée comme identique entre les muscles (12 N.cm⁻²) compte tenu de la faible intensité de la tâche (20% de la MVCI).

La distribution de l'activation et de la PCSA entre les trois muscles variait considérablement d'un participant à l'autre (figure 8). Une corrélation positive significative entre la distribution de l'activation et la distribution de la PCSA a été observée entre GM et GL (r = 0.53). Plus précisément, plus la PCSA du GM est élevée par rapport à celle du GL, plus l'activation est biaisée vers le GM. Il en résulte un large déséquilibre mécanique en faveur du GM, l'amplitude de celui-ci variant grandement d'un individu à l'autre (figure 8). Les conséquences structurelles de ce déséquilibre d'activation et de force sont actuellement inconnues.

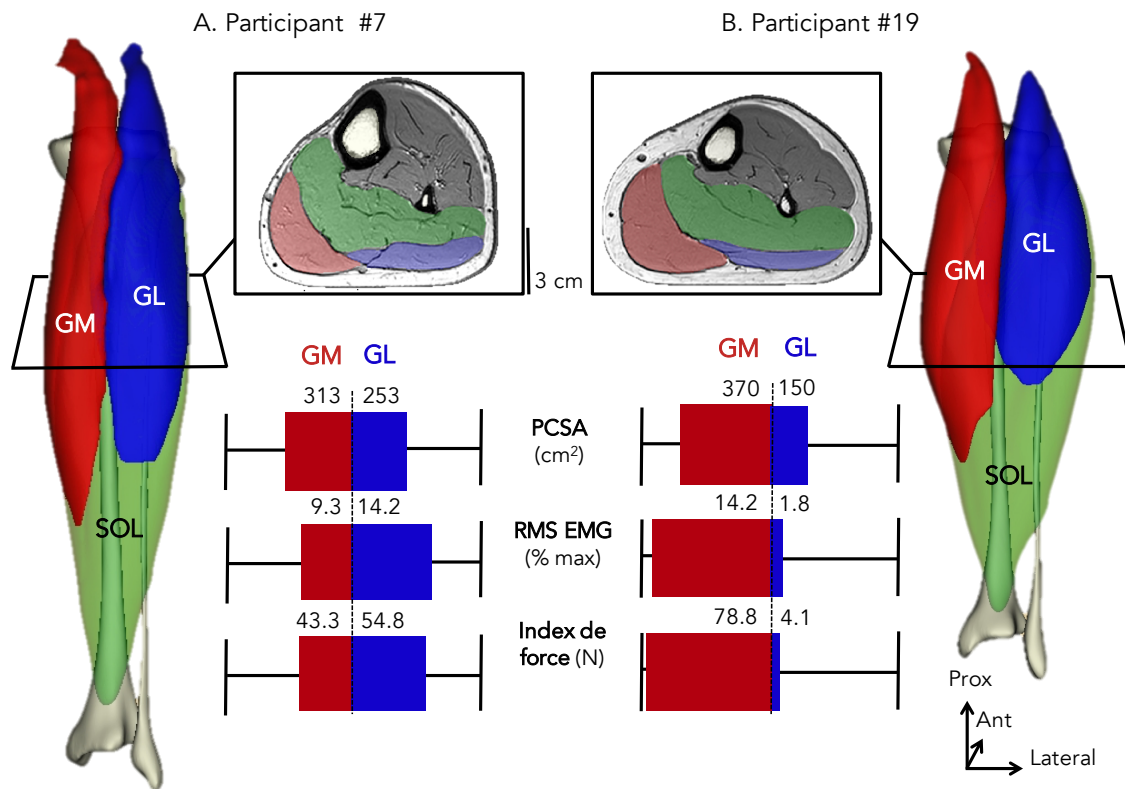


Figure 8. Exemples typiques des indicateurs mesurés pour estimer l'index de force du gastrocnémien médial (GM), gastrocnémien latéral (GL), et du soléaire (SOL) pour les participants #7 et #19. PCSA : Surface de section transversale physiologique, RMS EMG : activation mesurée lors d'une tâche sous maximale (25% de MVC) est exprimée en pourcentage de l'activation maximale. D'après Cruzier et al. (2019).

II.E.2. Conséquences structurelles des stratégies d'activation musculaire

Une grande variabilité interindividuelle des stratégies d'activation est observée pendant les exercices de renforcement des muscles ischio-jambiers (Boyer et al. 2021), mais leurs conséquences restent inexplorées. L'objectif de cette étude, menée dans le cadre du Master 2 Recherche de Valentin Goreau, était de tester l'hypothèse selon laquelle les stratégies d'activation individuelles seraient liées à la distribution des dommages entre les chefs bi-articulaires des ischio-jambiers (SM, ST, et BF) (Goreau et al. 2022).

Vingt-quatre participants ont effectué 5 séries de 15 contractions excentriques maximales des fléchisseurs du genou sur un dynamomètre. Comme présenté dans Boyer et al. (2021), l'activation a été évaluée par EMG de surface grâce à trois électrodes positionnées sur chaque muscle. La force isométrique maximale de flexion du genou a été évaluée avant l'exercice excentrique et 48h après. Le module de cisaillement a été mesuré par élastographie à ondes de cisaillement avant l'exercice et 30 minutes après, afin d'estimer la distribution des dommages musculaires entre les trois chefs musculaires (Lacourpaille et al., 2017b). Puisque cette approche sera aussi utilisée dans mes perspectives de recherche, il est utile de rappeler

les hypothèses faites et les preuves scientifiques actuelles. Plusieurs équipes ont montré que le module de cisaillement des muscles fléchisseurs du coude (Lacourpaille et al. 2014), extenseurs du genou (Heales et al., 2018 ; Chalchat et al., 2022), et fléchisseurs plantaires (Guilhem et al., 2016), mesuré au repos, augmente significativement dans les premiers instants après un exercice excentrique (~30 min post-exercice). Nous avons émis l'hypothèse que ce résultat pourrait avoir pour origine la perturbation de l'homéostasie calcique comme évoqué par Whitehead et al. (2001). Dans ce cas, l'augmentation du module de cisaillement musculaire passif après un exercice initiateur de dommages musculaires serait étroitement liée à la proportion de fibres musculaires altérées. Pour renforcer cette hypothèse, nous avons mené une étude sur 53 participants sains (Lacourpaille et al. 2017b). Ici, nous avons considéré que la chute de force à 48h après l'exercice était représentative de l'amplitude des dommages musculaires (Raastad et al., 2010 ; Paulsen et al., 2012). Nous avons observé que l'augmentation précoce (30 min post-exercice) du module de cisaillement musculaire (moyenne des principaux synergistes) après des contractions excentriques maximales était linéairement corrélée à l'amplitude du déficit de force mesuré 48h après l'exercice (figure 9).

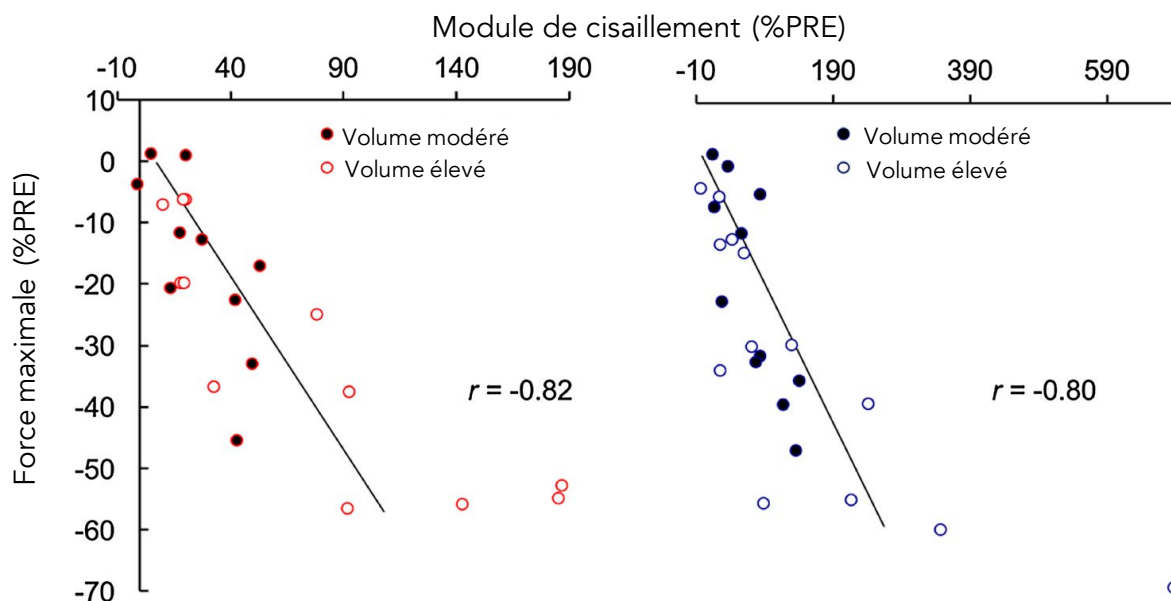


Figure 9. Relation entre la variation de force maximale à 48 heures et la variation du module de cisaillement mesuré à 30 min après l'exercice. PRE : valeur mesurée avant la réalisation de l'exercice excentrique. Pour chaque groupe musculaire, un volume d'entraînement modéré et élevé a été utilisé. D'après Lacourpaille et al. (2017b).

Ce résultat a été retrouvé à la fois sur les extenseurs du genou (c'est-à-dire la moyenne du VL, VM, RF ; $r = -0,82$) et sur les fléchisseurs du coude (moyenne du biceps brachial et du brachial antérieur ; $r = -0,80$). En outre, ces résultats nous ont permis de bénéficier du

programme Hubert Curien Franco-Norvégien (2022, 2023) et de mener une étude visant à déterminer si ces variations de module de cisaillement étaient corrélées à l'amplitude des dommages musculaires mesuré par des indicateurs histologiques issus de biopsies musculaires (e.g., pourcentage de bandes Z altérées/rompues ; Raastad et al., 2010). Bien que les données soient en cours d'analyse, les résultats préliminaires indiquent une relation étroite entre l'augmentation de raideur et l'amplitude des dommages musculaires. En conséquence, dans l'étude de Goreau et al. (2022) nous avons calculé la distribution des dommages musculaires comme suit :

$$\frac{\text{muscle } (i)}{\text{ischio-jambiers } (IJ)} (\%) = \frac{\text{variation de module de cisaillement muscle } (i) (\% \text{ PRE})}{\text{somme des variations de module de cisaillement des IJ } (\% \text{ PRE})} \times 100 \quad (\text{eq. 2})$$

À 48h post-exercice, le moment maximal de flexion du genou avait diminué de $15,9 \pm 16,9\%$, traduisant de la présence de dommages musculaires. Comme observé dans Boyer et al. (2021), le muscle le plus activé variait grandement selon les individus (SM = 6 participants ; ST = 8 participants ; BF = 10 participants). *A contrario*, 16 parmi les 18 participants atteints de dommages musculaires présentaient une augmentation du module de cisaillement du ST/IJ supérieure à celle du SM/IJ [+70,8% ; 95% de l'intervalle de confiance (CI) : 48,7-92,9%] et du BF/IJ [+50,3% ; 95% CI : 29,3-71,4%] (figure 10). Ces deux résultats suggèrent donc que la distribution de l'activation n'est pas associée à la distribution des dommages musculaires. Ce résultat semble évident car l'activation ne considère pas les caractéristiques biomécaniques des différents muscles (e.g., déformation musculaire, vitesse de contraction) alors qu'elles influencent théoriquement l'amplitude des dommages musculaires (Lieber et friden, 1993).

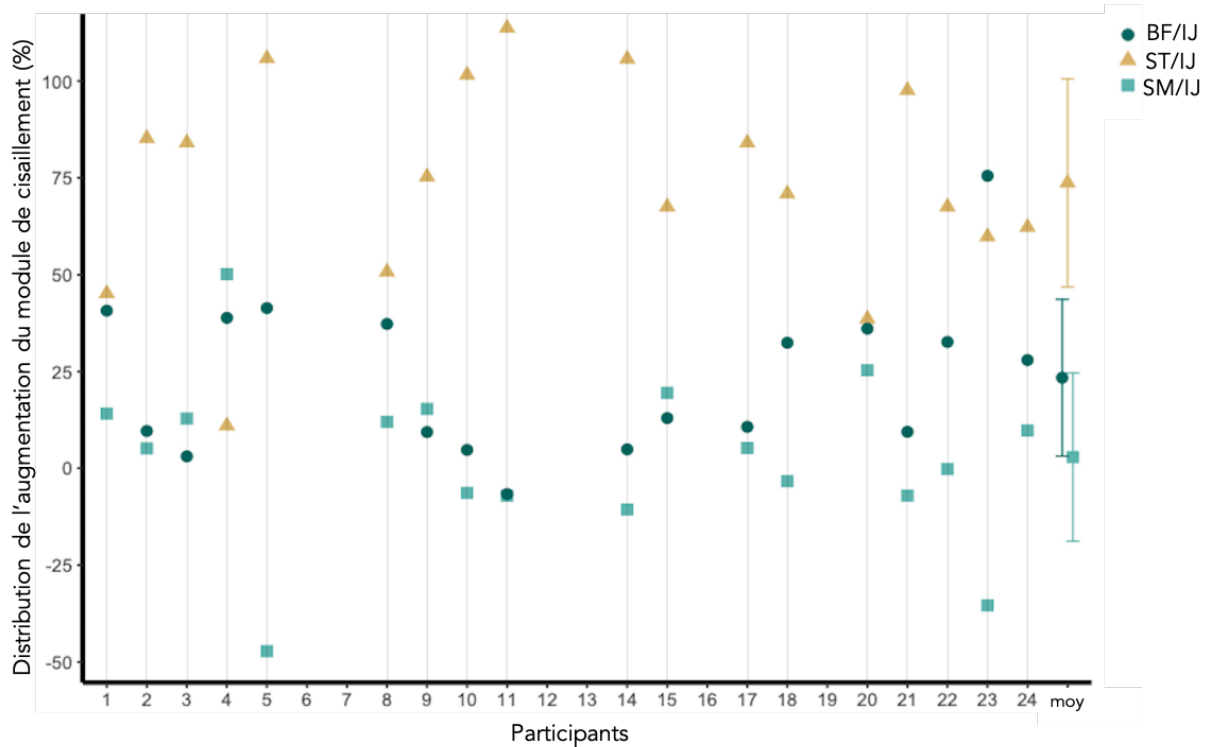
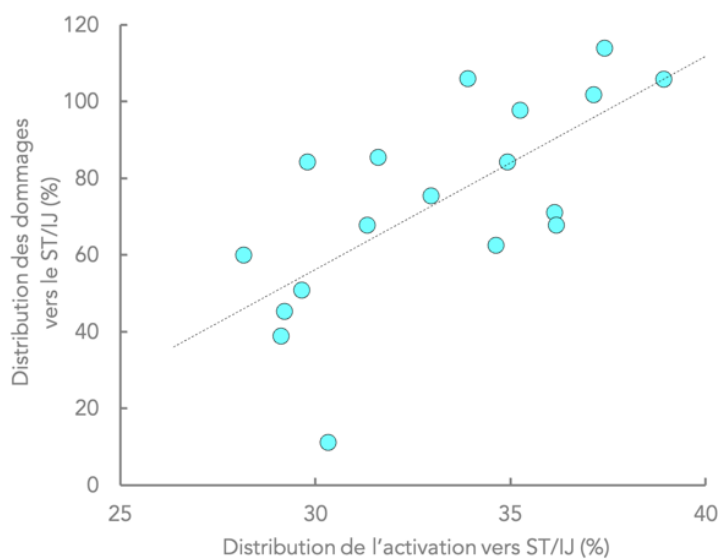


Figure 10. Distribution des dommages parmi les trois chefs des ischio-jambiers (semi-membraneux, SM, carré ; semi-tendineux, ST, triangle ; biceps fémoral, BF, rond). La distribution des dommages (%) a été calculée par le ratio des changements de module de cisaillement (entre avant et 30 min après l'exercice) pour chaque chef des ischio-jambiers. La distribution des dommages n'a pas été calculée pour les participants #6, #7, #12, #13, #16 et #19 qui n'ont pas présenté de changement substantiel du module de cisaillement après l'exercice excentrique [i.e., <12,6%, d'après Le Sant et al (2015)]. La moyenne des participants est présentée à droite (moy). D'après Goreau et al. (2022).

En revanche, si l'on considère un seul muscle, une corrélation significative est observée entre la distribution de l'activation et la distribution des dommages du ST/IJ ($r = 0,69$) (figure 11), et BF/IJ ($r = 0,45$). L'absence de corrélation pour le SM/IJ peut s'expliquer par la faible augmentation de raideur sur ce muscle (SM/IJ le plus élevé : participant #10 = 50,1%). Cette



étude est la première à démontrer les conséquences structurelles (i.e., présence de dommages musculaires) associées à la distribution de l'activation pendant des contractions excentriques maximales.

Figure 11. Corrélation entre la distribution de l'activation et la distribution des dommages musculaires du semi-tendineux [ST/Ischio-jambiers (IJ)] ($r = 0,69$). D'après Goreau et al. (2022).

Enfin, il est important de noter que l'atteinte sélective du ST pour la quasi-totalité des participants est observée dans des proportions variées. En d'autres termes, certains participants peuvent présenter une distribution des dommages assez équilibrée entre les trois chefs (participant #1 : SM = 14,1%, ST = 45,2%, BF = 40,7%) ou très déséquilibrée (participant #11 : SM = 5,1%, ST = 85,2%, BF = 9,6%). Dans un contexte sportif ou de rééducation, pour une chute de force maximale donnée, il est probable que la répétition des efforts musculaires en présence d'une atteinte sélective favorise le risque de survenue de troubles musculosquelettiques ou d'une récurrence.

II.E.3. Influence de la tendinopathie d'Achille sur la distribution de l'activation musculaire

L'altération de la coordination musculaire dans les troubles musculosquelettiques est une croyance de longue date. Toutefois, les évidences scientifiques sont faibles. **La dernière étude de la thèse de Marion Cruzier visait donc à tester l'hypothèse selon laquelle la tendinopathie d'Achille influencerait la distribution de l'activation et des forces musculaires au sein du *triceps sural* (Cruzier et al. 2020).**

Vingt et un patients atteints de tendinopathie d'Achille et 21 participants asymptomatiques appariés (âge, taille, poids, niveau d'activité physique) ont participé à cette étude. L'activation musculaire a été estimée en utilisant l'EMG de surface pendant des flexions plantaires isométriques maximales et sous-maximales (20% et 40% de la MVCI). Afin d'estimer un indicateur de la distribution de la force musculaire, nous avons mesuré le volume musculaire par échographie 3D et la longueur des faisceaux par échographie panoramique. Nous avons introduit l'échographie 3D au laboratoire pour s'affranchir des limites relatives à l'IRM (Barber et al., 2009). Pour ce faire, nous avons i) développé un gel couplant permettant de limiter la compression des tissus lors des acquisitions (brevet FR1911014), ii) validé cette technique pour l'estimation des volumes musculaires et tendineux de deux groupes musculaires (i.e., gastrocnémien médial, Thomaré et al., 2021 ; ischio-jambiers, Frouin et al., 2022), et iii) collaboré avec Diana Matéus (École Centrale Nantes) pour développer une analyse des données semi-automatisée par *deep learning* (Al Chanti et al., 2020).

Nous avons observé que la contribution du GL à l'activation du triceps sural était significativement inférieure de 22,8% chez les sujets atteints de tendinopathie d'Achille par rapport aux participants contrôles, indépendamment de l'intensité de la contraction (tableau

1). De la même manière, la contribution du GL à la PCSA totale du triceps sural (GL/TS) était inférieure pour les patients ($11,8\pm 2,0\%$) comparativement au groupe contrôle ($12,9\pm 1,4\%$). Il en résulte une altération de la distribution des forces au sein du triceps sural pour les participants atteints de la tendinopathie d'Achille. Plus précisément, la contribution du GL à la force totale était inférieure de 28,5% pour les patients atteints de la tendinopathie d'Achille par rapport aux participants contrôles, indépendamment de l'intensité de la contraction. Ces résultats démontrent une différence dans la stratégie de distribution de l'activation et des forces au sein du triceps sural chez les patients atteints de tendinopathie d'Achille. Les travaux futurs viseront à déterminer si ces altérations contribuent au développement de la tendinopathie d'Achille.

Tableau 1. Ratios d'activation des trois chefs du triceps sural.

		% MVCI	GM/TS	GL/TS	SOL/TS
Activation (%)	Contrôle	20	34,9±13,5%	20,8±8,6%	44,3±13,4%
		40	36,1±6,7%	30,0±7,2%	33,8±7,9%
	Tendinopathie d'Achille	20	41,6±13,1%	15,1±8,7%	43,4±14,0%
		40	38,4±11,0%	23,4±9,1%	38,2±11,5%

MVCI : contraction maximale volontaire isométrique ; GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; SOL : soléaire ; TS : triceps sural. Les différences significatives entre les deux groupes (contrôle et tendinopathie d'Achille) apparaissent en gras.

DÉCOUVERTES MAJEURES (PARTIE 1.E.)

« Conséquences mécaniques et structurelles des stratégies individuelles d'activation »



La distribution de l'activation ne compense pas voire favorise, pour certains groupes de muscles, le déséquilibre de force,



Pour un muscle donné, la distribution de l'activation est corrélée à la distribution des dommages musculaires,



La distribution de l'activation au sein du *triceps sural* est altérée chez des patients atteints de la tendinopathie d'Achille.

III. PERSPECTIVES DE RECHERCHE

III.A. INTRODUCTION

Une enquête menée en 2020 rapporte que 77% des 12,7 millions de coureurs français utilisent une montre connectée pendant leur activité physique (<https://cdes.fr/tag/running/>). Les montres connectées mesurent la charge externe d'entraînement, i.e., ce que le sportif a réalisé (e.g., vitesse moyenne \times distance parcourue), et la charge interne cardiovasculaire, ce que l'activité a coûté (e.g., fréquence cardiaque moyenne \times durée de l'effort). En revanche, ces montres connectées ne fournissent aucune information sur la charge interne musculaire (i.e., quels sont les muscles impliqués, à quelles intensités, et pendant combien de temps). Plus largement, il n'existe aucune méthode pour estimer la charge interne musculaire de ces coureurs ou même de personnes qui réalisent des efforts musculaires dans des environnements professionnels, cliniques, ou quotidiens. Deux exemples permettent d'illustrer l'intérêt de la quantification de la charge interne musculaire.

Le premier exemple s'inscrit dans le domaine clinique. Dans le cadre de la prévention et/ou de la rééducation associée à des troubles musculosquelettiques, il est nécessaire d'induire une hypertrophie sélective d'un muscle au sein d'un groupe de muscles. Par exemple, dans la thèse d'Antoine Frouin, nous nous intéressons au rôle d'un entraînement pré-opératoire à la ligamentoplastie du ligament croisé antérieur par la technique du droit interne et demi(semi)-tendineux (DIDT). Dans ce contexte, il peut être intéressant d'induire une hypertrophie sélective du ST pour augmenter la taille du greffon (Conte et al., 2014), et/ou du BF pour augmenter les capacités de production de force de la rotation externe du genou (McNair et al., 1992). Cependant, les résultats obtenus dans la deuxième étude de la thèse d'Antoine Frouin démontrent de larges différences interindividuelles dans la distribution de l'hypertrophie suite à un entraînement de 9 semaines des ischio-jambiers à charge lourde (Frouin et al., en révisions) (figure 12). En d'autres termes, il est difficile de prédire quel muscle

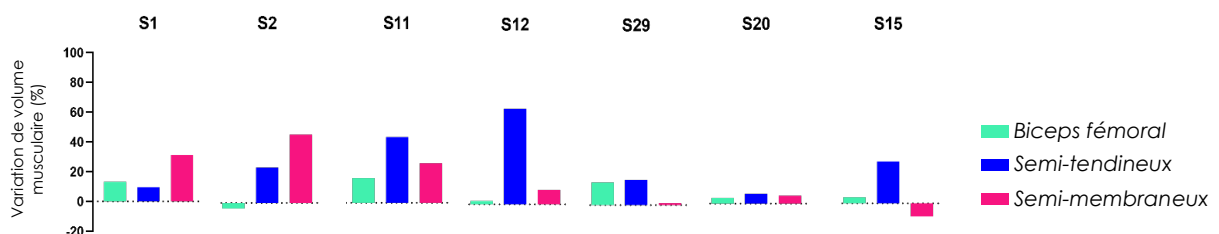


Figure 12. Variation de volume musculaire des trois chefs des ischio-jambiers suite à un protocole de renforcement de 9 semaines, effectué à charges lourdes. Une hypertrophie sélective du semi-tendineux, et du semi-membraneux est observée pour le participant S12 et S1 respectivement, tandis que l'hypertrophie est équivalente entre le biceps fémoral et le semi-tendineux pour le participant S29. D'après Frouin et al. (en révisions).

sera le plus hypertrophié à la suite d'une prise en charge. S'il existe une relation entre la distribution de l'hypertrophie et la distribution de la charge interne musculaire, la quantification de cette charge interne pourrait permettre d'optimiser les protocoles de renforcement. **En d'autres termes, à partir d'une sélection d'exercices, il s'agira de choisir, pour chaque individu, l'exercice qui impose la plus grande charge interne sur le muscle cible.**

Le deuxième exemple s'inscrit dans le domaine du sport, notamment de haut niveau. Une des deux principales théories de la blessure musculaire considère qu'elle survient suite à l'accumulation de dommages musculaires par la répétition d'efforts musculaires intenses (Mohr et al., 2016 ; Opar et al., 2012) (l'autre théorie évoque la survenue d'une contrainte aiguë supérieure aux capacités des tissus). Pour une charge externe donnée, répétée dans le temps, l'accumulation de dommages musculaires conduit à une baisse de la force maximale (Morin et al., 2023) et devrait, en conséquence, conduire à une augmentation de la charge interne musculaire. Comme évoqué plus haut, la diminution des capacités de production de force maximale d'un groupe musculaire peut être associée à de larges dommages localisés sur un seul muscle (scénario n°1 ; figure 10, participant 11) ou à des dommages modérés répartis sur plusieurs muscles (scénario n°2 ; figure 10, participant 1) au sein d'un groupe musculaire (Goreau et al., 2022). Puisqu'il existe une relation entre la force maximale et l'énergie absorbée par un muscle avant sa rupture (Garrett et al., 1987), il est probable que le scénario n°1 augmente le risque de blessure musculaire. **L'altération de la charge interne musculaire pourrait donc augmenter le risque de survenue de blessures musculaires.**

Mes perspectives de recherche ambitionnent (i) de développer une méthode d'estimation de la charge interne musculaire en laboratoire permettant de prédire la distribution des altérations et adaptations musculaires, et d'identifier l'effet d'une blessure antérieure, (ii) de développer un textile connecté permettant d'estimer la charge interne musculaire en conditions écologiques. À moyen terme, ce textile connecté de quantification de la charge interne musculaire permettra de décrire le rôle de la charge interne (iv) dans le développement et (v) la rééducation des troubles musculosquelettiques (blessure musculaire et tendinopathie d'Achille). À long terme, l'objectif sera d'optimiser les stratégies de prévention et de rééducation des troubles musculosquelettiques.

PUBLICATION SCIENTIFIQUE

Frouin A, Le Sant G, Barbier L, Jacquemin E, McNair PJ, Ellis R, Nordez A, **Lacourpaille L**. Individual distribution of muscle hypertrophy among hamstring heads : Adding muscle where you want is not simple. *En révisions. Scandinavian Journal of Medicine in Sport and Science*.

PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE

Lacourpaille L (50%), Caillet A (30%), Hug F (10%), Avrillon S (10%). Quantification de la charge interne musculaire (FR2308074)

MÉDIAS

L'approche EBP pour la force et l'hypertrophie. (OlympFit – 130k abonnés Youtube)

La vérité sur les préférences motrices. (ABD Podcast – 43k abonnés Instagram)

FINANCEMENTS

BFT Lab (BPI) – Porteur de projet (120 k€)
Projet de startup - QUADRATURE

Étoiles montantes en Pays de la Loire – Porteur de projet (135 k€)
Quantification de la charge interne musculaire : du laboratoire aux environnements pertinents

SATT Ouest Valorisation – Porteur de projet (370 k€)
Quantification de la charge interne musculaire

ENCADREMENTS

Ingénieur (1) – Valentin DOGUET (100%)

Thèse (2) – Titouan MORIN (40%), Antoine FROUIN (30%)

Master (3) – Antoine MAUGET (100%), Théo BROSSARD (100%), Baptiste PANHELLEUX (100%)

III.B. ESTIMATION DE LA CHARGE INTERNE MUSCULAIRE EN LABORATOIRE

III.B.1. Développement d'une méthode d'estimation de la charge interne musculaire

Pour estimer la charge interne musculaire, il convient de déterminer un indicateur du volume et un indicateur de l'intensité de l'effort musculaire. Le volume d'un effort musculaire peut être estimé par sa durée. En effet, la durée d'exposition d'un muscle à un effort d'une intensité donnée influence l'amplitude des adaptations (e.g., hypertrophie, [Wackerhage et al., 2019](#) ; augmentation de la longueur des faisceaux ; [Behan et al., 2022](#)) ou des altérations musculaires (e.g., dommages musculaires, [Lacourpaille et al., 2017](#), [Behan et al., 2023](#) ; blessures musculaires, [Gabbett et al., 2019](#), [Malone et al., 2017, 2019](#)) et tendineuses (e.g., tendinopathies, [Cook et al., 2009](#)). L'indicateur de l'intensité de l'effort musculaire doit aussi être associé à l'amplitude des adaptations/altérations mentionnées ci-dessus. De nombreux travaux ont utilisé l'EMG de surface (e.g., [Bourne et al., 2017](#) ; [Ono et al., 2011](#) ; [Boyer et al., 2021](#)) ou d'autres techniques (e.g., IRM fonctionnelle, [Schuermans et al., 2014](#)) pour décrire l'activation de différents muscles lors d'exercices de renforcement. Dans ce contexte,

l'activation est souvent vue comme un indicateur de l'intensité de l'effort musculaire. Toutefois, l'activation musculaire ne considère ni la relation force-longueur (figure 13a), ni la relation force-vitesse (figure 13b), ce qui limite sa capacité à prédire les altérations et adaptations musculaires subséquentes (pour revue, Vigotsky et al., 2018, 2022). La force musculaire (%max) pourrait donc représenter un indicateur valide de l'intensité de l'effort musculaire. En effet, la force musculaire constitue un des deux principaux leviers (l'autre étant le stress métabolique) pour générer des adaptations musculaires (i.e., stress mécanique ; Schoenfeld et al., 2021). Plusieurs études ont rapporté une relation étroite entre la force et l'amplitude de la réponse des principales voies de signalisation impliquées dans l'hypertrophie (e.g., cible de la rapamycine chez les mammifères (mTor), et phosphorylation de la protéine kinase activée par les mitogènes (MAPK)) (Martineau et Gardiner, 2001 ; Hornberger et al., 2006). Cette hypothèse du stress mécanique est d'ailleurs l'hypothèse principale explicative de la supériorité du régime de contraction excentrique, en condition maximale, pour déclencher des adaptations musculaires (Douglas et al., 2017). Malheureusement, la mesure directe des forces musculaires *in vivo* est généralement limitée à des mesures invasives dans les tendons superficiels tels que le tendon d'Achille (Finni et al., 1998 ; Komi et al., 1992). L'estimation des forces musculaires individuelles (pour revue Caillet et al., 2022) via des modèles neuromusculosquelettiques peut donc être considérée comme la méthode la plus adaptée pour traduire de l'intensité de l'effort musculaire. En effet, les relations entre la force musculaire, la vitesse de contractions des fibres (figure 12a), la longueur des fibres (figure 12b), et l'activation musculaire sont bien décrites dans les modèles musculaires de type Hill (Zajac, 1989).

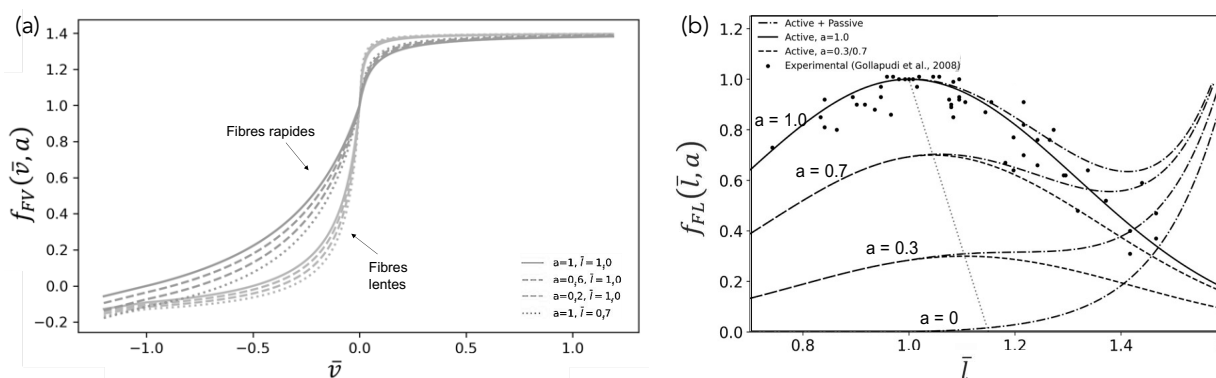


Figure 13. Exemple d'évolution des relations (a) force-vitesse et (b) force-longueur. (a) Il est admis que la force (f_{FV}) diminue et augmente hyperboliquement durant des efforts concentriques [vitesses négatives (\bar{v}) : -1,0 à 0,0] et excentriques (vitesses positives : 0,0 à 1,0) respectivement. Cette relation est donc définie par deux hyperboles avec une jonction au point de vitesse de contraction nulle. Dans cette relation FV, la vitesse maximale de

raccourcissement et le taux d'accroissement de l'hyperbole augmente et diminue respectivement avec le niveau d'activation musculaire (% de l'activation maximale) et la longueur musculaire (% de la longueur optimale) notés a et \bar{l} , respectivement, et selon le type de fibres (i.e., lentes et rapides). (b) Il est admis que la force (f_{FL}) évolue selon la longueur musculaire (\bar{l}) et l'activation a . Les points noirs représentent des données collectées par Gollapudi et Lin (2009) obtenues à partir de fibres musculaires humaines.

Brièvement, on distingue trois approches pour l'estimation des forces musculaires via des modèles neuromusculosquelettiques. **La première approche** est basée sur la dynamique inverse et l'optimisation statique qui utilisent comme point de départ des mesures cinématiques et de forces de contact externes. À chaque instant du mouvement, cette approche va calculer les forces développées pour chacun des muscles, de sorte que les moments articulaires prédits soient égaux aux moments articulaires obtenus par dynamique inverse. Cette approche fait appel à des fonctions objectifs qui visent à minimiser un coût physiologique (e.g., minimiser la fatigue musculaire ; [Dul et al., 1984a, 1984b](#)) ou mécanique (e.g., minimiser la somme des forces musculaires ; [Rorhle et al., 1984](#)). Cette approche est peu coûteuse en temps de calcul mais la précision de l'estimation des forces musculaires est considérablement influencée par le choix de la fonction objectif, dont la validité peut varier selon la tâche, et le membre considéré ([Erdemir et al., 2007](#)). **La deuxième approche** est basée sur la dynamique directe (ou optimisation dynamique). Un groupe d'excitations musculaires est utilisé pour calculer les forces musculaires et les données cinématiques. Ces résultats sont comparés aux données cinématiques expérimentales, et la démarche est itérée en adaptant les excitations musculaires de sorte à minimiser les différences entre les données cinématiques calculées et mesurées ([McLean et al., 2003](#) ; [Buchanan et al., 2004](#)). Il est important de noter que cette approche utilise également différentes contraintes puisqu'une même activation peut conduire à différents mouvements, et qu'un même mouvement peut résulter de multiples stratégies d'activation ([Chèze et al., 2015](#)). En outre, cette approche est très coûteuse en temps de calcul puisqu'elle nécessite des intégrations multiples à chaque pas de temps ([Chèze et al., 2015](#)). **La troisième approche** est basée sur des modèles pilotés par l'EMG. Les signaux EMG expérimentaux sont utilisés pour calculer les activations musculaires, qui sont ensuite intégrées à un modèle musculosquelettique de Hill permettant de calculer la force de chaque muscle et la cinématique ([Llyod & Besier, 2003](#)). Bien que cette approche considère les stratégies individuelles d'activation musculaire, la procédure de calibrage des paramètres des modèles musculosquelettiques à l'individu est complexe et peut conduire à des résultats très différents ([Erdemir et al., 2007](#)). Par ailleurs, cette approche est limitée aux muscles accessibles par EMG de surface, et aux limites inhérentes à la mesure

de l'EMG de surface (Chèze et al., 2015). En conséquence, cette approche a été adaptée pour que les modèles soient informés par l'EMG et non commandé par l'EMG (Sartori et al., 2014). Cette approche hybride minimise les erreurs de moment articulaire (cinématique et de forces de contact externes mesurées expérimentalement) en équilibrant l'excitation musculaire mesurée par EMG de surface avec celle obtenue par optimisation statique, à chaque étape de temps. Elle fonctionne en deux étapes. La première étape vise à calibrer le modèle musculotendineux en personnalisant les paramètres (e.g., longueur optimale musculotendineuse, *slack length* tendineuse, force maximale isométrique, etc.). Elle nécessite de réaliser des essais de calibration qui visent à minimiser les erreurs entre les moments articulaires prédits et ceux mesurés expérimentalement, à partir d'un modèle piloté par EMG et de données cinématiques expérimentales (figure 14 ; Sartori et al., 2012). La seconde étape, dite d'exécution, utilise le modèle calibré pour résoudre la fonction objectif suivante :

$$F_{\text{objectif}} = \alpha E^{\text{trackMoment}} + \beta E^{\text{sumExcitations}} + \gamma E^{\text{trackExcitations}} \quad (\text{eq. 3})$$

Où $E^{\text{trackMoment}}$ et $E^{\text{trackExcitations}}$ sont respectivement, la somme au carré des différences entre les moments et les excitations musculaires prédits par le modèle et ceux mesurés expérimentalement ; $E^{\text{sumExcitations}}$ la somme des excitations au carré pour les autres muscles du modèle. Les coefficients α , β , γ sont des facteurs de pondération de la composante d'optimisation statique afin d'obtenir le meilleur équilibre entre les excitations et les moments articulaires expérimentaux et prédits (Sartori et al., 2014) (figure 14). Il en résulte une estimation optimisée des excitations, des forces musculaires, et des moments articulaires.

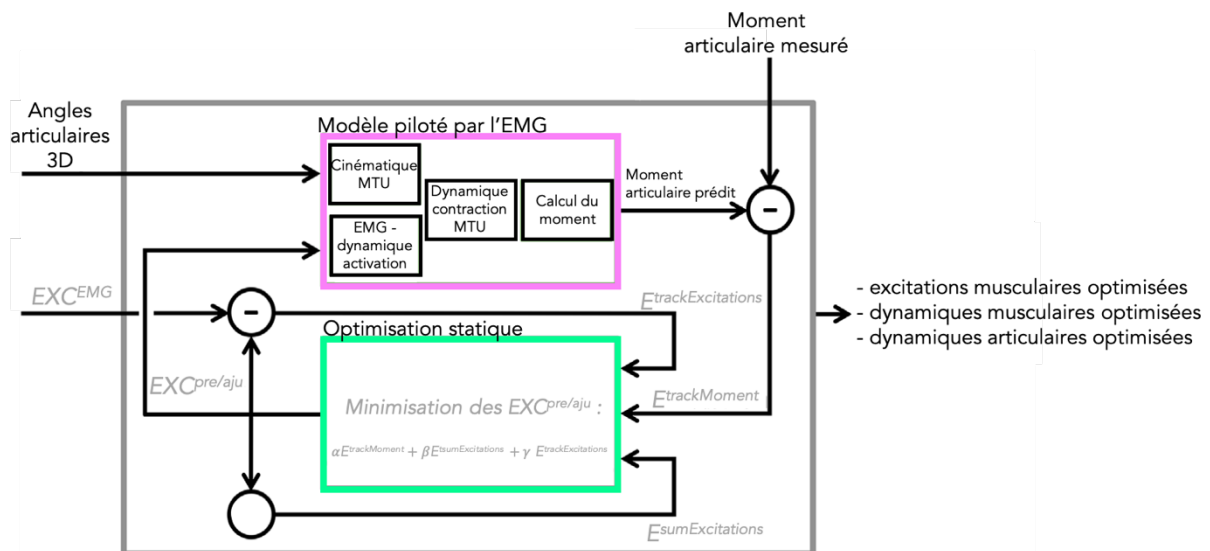


Figure 14. Représentation schématique du modèle hybride informé par EMG de Sartori et al. (2014). L'algorithme est appliqué à chaque pas de temps de la simulation. Le modèle hybride comprend deux composantes principales : le modèle de dynamique avancée piloté par l'EMG et la composante d'optimisation statique. Le modèle piloté par l'EMG est initialement calibré à l'aide des excitations EMG expérimentales (EXC^{EMG}), et d'angles articulaires 3D et de moments articulaires expérimentaux provenant d'un ensemble d'essais de calibration. La composante d'optimisation statique ajuste au minimum les excitations expérimentales (EXC^{adj}) et prédit les excitations pour les muscles ne disposant pas d'EMG expérimentaux (EXC^{pre}). Les coefficients α , β , γ sont des facteurs de pondération de la composante d'optimisation statique afin d'obtenir le meilleur équilibre entre les excitations et moments articulaires expérimentaux et prédits, de sorte à minimiser la somme des différences au carré de moments ($E^{trackMoment}$) et d'excitations musculaires ($E^{trackExcitations}$), et la somme des excitations au carré pour les autres muscles du modèle ($E^{sumExcitations}$). MTU : unité muscle tendon. Figure adaptée de Sartori et al. (2014).

De manière intéressante, Pizzolato et al. (2015) ont intégré cette approche dans une boîte à outils appelée *Calibrated EMG-informed NeuroMusculoSkeletal Modeling Toolbox* (CEINMS, simtk.org/home/ceinms), module du logiciel OpenSim⁴ (Delp et al., 2007). Cette approche a récemment été utilisée pour comparer la force relative de chaque muscle fessier (petit, moyen et grand) lors de différents exercices de prévention et de rééducation (figure 15 ; Collings et al., 2023). Cette approche est particulièrement intéressante car elle a permis de classer les exercices selon la force relative produite par chaque muscle, et donc de juger de leur efficacité dans une perspective de renforcement et d'hypertrophie.

⁴La plateforme de simulation biomécanique OpenSim sous licence Apache 2.0, fournit des modèles musculosquelettiques génériques du corps humain [e.g., Rajagopal2015.osim, (Rajagopal et al., 2016)], qui permettent d'estimer les longueurs musculo-tendineuses en fonction de l'évolution temporelle des cinématiques articulaires par cinématique inverse.

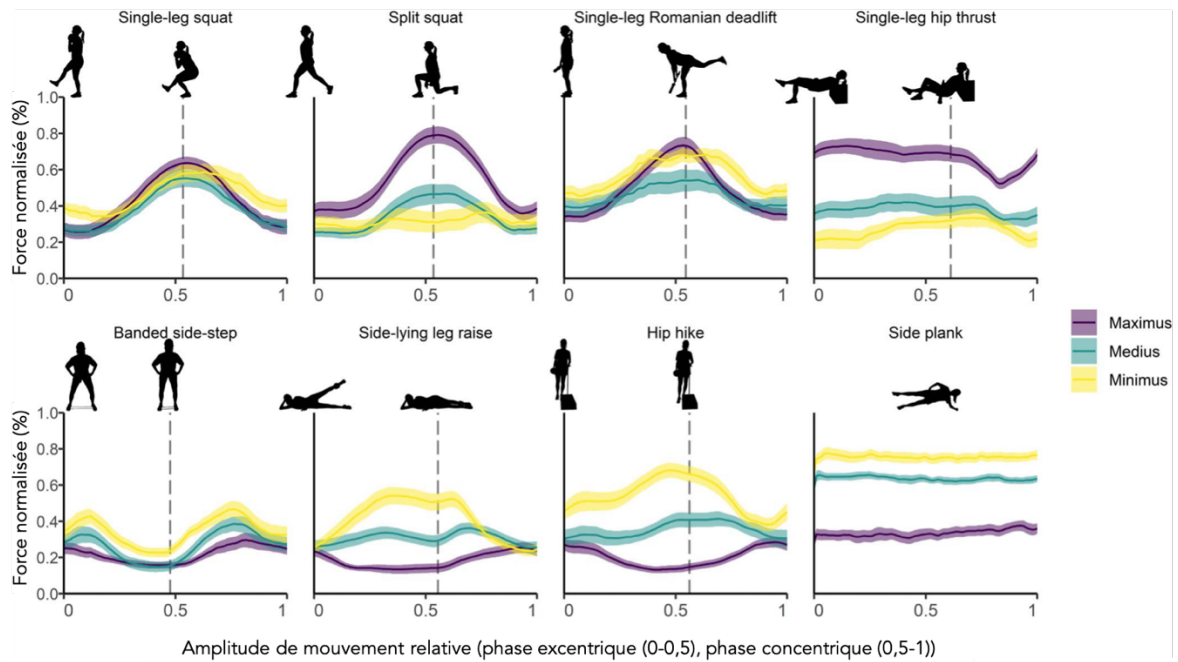


Figure 15. Évolution des forces musculaires normalisées des fessiers pendant les exercices avec une charge de 12RM (l'amplitude de mouvement est décrite de 0 à 1). Les tracés colorés indiquent la force musculaire moyenne des participants ($n = 14$), la zone ombrée indique ± 1 erreur standard, et la ligne verticale en pointillés indique la transition de la phase excentrique à la phase concentrique définie par l'angle de l'articulation de la hanche (note : la transition décalée par rapport à 0,5 indique une phase concentrique ou excentrique plus rapide ou plus lente). D'après Collings et al. (2023).

L'intensité d'un effort musculaire basée sur la force musculaire présente une principale limite. Pour une activation, et une vitesse de contraction donnée, la force musculaire variera selon relation force-longueur (cf. [figure 13b](#)). Or, cette relation est classiquement décrite comme présentant un pic de force totale à la longueur optimale (L_{opt}), suivi d'une diminution de celle-ci, malgré la contribution de la force passive (cf. [figure 13b](#)). Selon cette description, l'intensité d'un effort musculaire devrait décroître au-delà de L_{opt} . Au contraire, de nombreux travaux rapportent une augmentation de l'amplitude des dommages ([Ema et al., 2021](#) ; [Nosaka & Sakamoto, 2001](#) ; [Fouré et al., 2019](#)), de l'hypertrophie ([Grgic et Schoenfeld, 2020](#) ; [Kassiano et al., 2023](#) ; [Pallarés et al., 2021](#)) et de la fatigue musculaire ([Piponnier et al., 2019](#)), lorsque les exercices sont réalisés au-delà de la L_{opt} par rapport à des longueurs inférieures. Concernant les dommages musculaires, ce résultat est vérifié *in-vitro* dans une étude intitulée « *Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain* » ([Lieber et Friden, 1993](#)). Concernant l'hypertrophie, son amplitude supérieure lorsque les exercices sont réalisés à des longueurs musculaires élevées par rapport à longueurs musculaires intermédiaires ou courtes, a été observée sur plusieurs groupes musculaires [*quadriceps* : [McMahon et al., \(2014\)](#) ; *ischio-jambiers* : [Maeo et al., \(2021\)](#) ; *extenseurs du coude* : [Maeo et al., \(2023\)](#) ;

fléchisseurs du coude : Sato et al., (2021)]. Pour les ischio-jambiers, Maeo et al. (2021) rapportent une augmentation du volume des ischio-jambiers supérieure pour le groupe *seated leg curl* (figure 16a) (i.e., grandes longueurs musculaires : flexion de genou avec 90° de flexion de hanche) comparé au *prone leg curl* (figure 16b) (i.e., courtes longueurs musculaires : flexion de genou avec 0° de flexion de hanche) (Figure 16c) après 12 semaines d'entraînement, malgré une force active plus faible pour le groupe *seated leg curl* (Figure 16d).

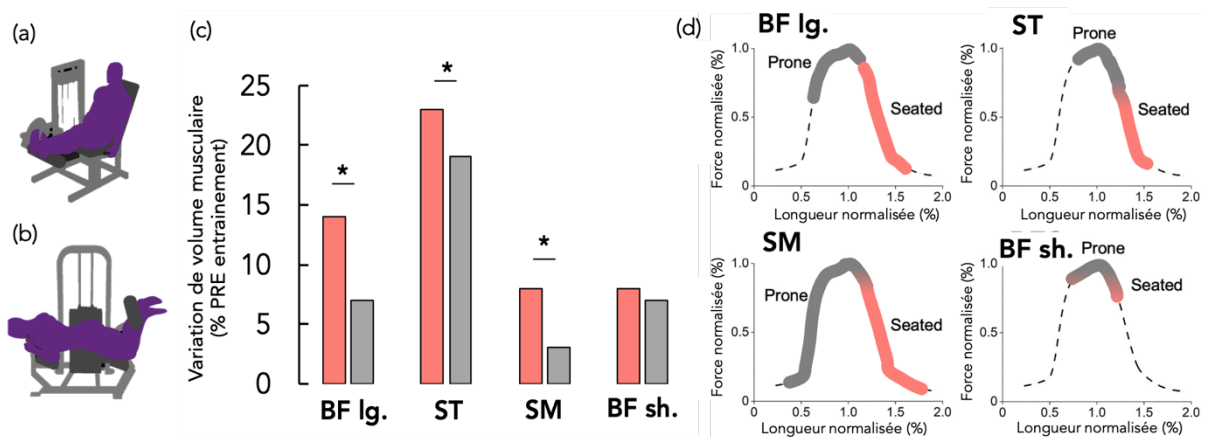


Figure 16. (a) Illustration schématique du *seated leg curl*, (b) illustration schématique du *prone leg curl*, (c) variation du volume musculaire des ischio-jambiers après un protocole de renforcement en prone- (gris) et *seated-leg curl* (rose), (d) relation force-longueur active normalisée des ischio-jambiers estimée à partir du modèle Arnold et al. (2010) en prone- (gris) et *seated-leg curl* (rose). Biceps fémoral longue portion (BF lg.), semi-tendineux (ST), semi-membraneux (SM), biceps fémoral courte portion (BF sh.). * différence significative entre les deux groupes. D'après Maeo et al. (2021).

Les hypothèses explicatives de ce résultat sont inconnues. Nous présentons brièvement les deux principales hypothèses. La première hypothèse serait que l'entraînement à grandes longueurs soit associé à des niveaux de tension musculaire plus importants. Comme évoqué plus haut, l'allure de la relation force-longueur semble varier largement d'un muscle à l'autre. Par exemple, le muscle gastrocnémien médial (penné) du rat présente une tension passive dès les courtes longueurs ($<L_{opt}$), accompagnée d'une augmentation rapide celle-ci. Cette tension passive apparaît plus tardivement pour le semi-membraneux (fusiforme) avec une augmentation plus modérée (Woittiez et al., 1984). Ces différences s'expliquent notamment par la quantité de collagène présente au sein de la fibre (Kovanen et al., 1984), ou encore par les caractéristiques de la titine (Granzier et al., 2000). Bien que ces caractéristiques puissent expliquer une partie des résultats, il est peu probable que tous les muscles présentent une augmentation de la force totale au-delà de L_{opt} . En particulier, l'exemple de l'hypertrophie

sélective du ST (Maeo et al., 2021), avec son architecture quasi-fusifforme, sa typologie plutôt rapide (~45% fibre lente), et sa faible proportion tendineuse (~13%) (Kellis et al., 2018), laisse croire en une hypothèse alternative. La seconde hypothèse, et sûrement la plus probable, est basée sur le rôle de la titine dans la réponse hypertrophique (Wackerhage et al., 2019). En bref, la titine représente la plus grosse protéine de l'organisme. À l'échelle du sarcomère, elle s'étend du disque Z à la ligne M. Puisque la titine est disposée longitudinalement par rapport à la fibre musculaire, elle est particulièrement stimulée à des longueurs élevées. En outre, elle contient une kinase⁵ sensible à la longueur musculaire qui, une fois stimulée, déclenche des événements de signalisation en aval (Puchner et al., 2008) (e.g., phosphorylation de la tyrosine). L'ensemble de ces résultats suggère que l'estimation de l'intensité de l'effort musculaire doit plutôt considérer la longueur musculaire normalisée l^M plutôt que le facteur force-longueur qui décroît au-delà de L_{opt} . Nous avons donc déposé un brevet dont les recommandations portent sur une méthode simple de quantification de la charge interne musculaire prédictive des altérations/adaptations musculaires à un effort musculaire.

La multiplication des trois paramètres suivants (exprimé en pourcentage) : activation musculaire (a^M), facteur force-vitesse (f_{FV}), et longueur musculaire (l^M) ; devrait fournir un indicateur robuste de l'intensité de l'effort musculaire (ie^M).

$$ie^M (\%) = a^M \times f_{FV} \times l^M \quad (\text{eq. 4})$$

Il faut noter que si l'activation est nulle, l'intensité de l'effort sera calculée telle que :

$$ie^M (\%) = a^M \times f_{FV} \times l^M + l^M \quad (\text{eq. 5})$$

Il s'agira ensuite de le multiplier ie^M à la durée de l'effort (d) pour estimer la charge interne musculaire (ci^M) :

$$ci^M = ie^M \times d \quad (\text{eq. 6})$$

La partie suivante du manuscrit vise à mettre à l'épreuve ces équations en condition de laboratoire grâce à des modèles expérimentaux, et potentiellement à pondérer les différentes variables.

⁵ Les protéines kinases jouent un rôle majeur dans les processus d'activation cellulaire via les réactions de phosphorylation (i.e., ajout d'un ion phosphate à une molécule cible)

III.B.2. Relation entre la distribution de la charge interne musculaire et la distribution des altérations et adaptations musculaires en laboratoire

La preuve de concept de la charge interne musculaire en condition de laboratoire constitue le projet de thèse de Titouan Morin (2022-2025). Il vise à tester l'hypothèse que la distribution de la charge interne musculaire est étroitement corrélée à la distribution des altérations et d'altérations musculaires subséquentes à un effort musculaire aigu et chronique, respectivement. Pour ce faire, cette thèse répondra à trois enjeux scientifiques majeurs. **Premièrement**, il s'agira de mieux comprendre l'origine des larges différences interindividuelles de distribution des dommages musculaires induite par une tâche motrice aiguë, intense et/ou inhabituelle (Goreau et al., 2022). Les dommages musculaires constitueront donc un premier modèle d'effort musculaire. **Deuxièmement**, si cette tâche motrice est répétée dans le temps, elle génère une hypertrophie musculaire dont l'amplitude (Hubal et al., 2005) et la distribution (Frouin et al., en révisions) varient grandement entre les individus. L'hypertrophie musculaire représente un second modèle d'effort musculaire. **Troisièmement**, si la tâche motrice est répétée pendant des semaines, avec une charge externe inadéquate, elle pourrait favoriser le développement des troubles musculosquelettiques (Gabbett et al., 2017 ; Malone et al., 2016 ; Cook et al., 2009). Aussi, il est probable que pour une charge externe donnée, certaines distributions de la charge interne musculaire favorisent le risque de développement d'un trouble musculosquelettique. Ainsi, la dernière étude de cette partie visera à tester l'hypothèse selon laquelle les individus ayant un historique de troubles musculosquelettiques présentent une altération de la distribution de la charge interne musculaire.

III.B.2.A. MÉTHODOLOGIE ENVISAGÉE

Étude #1. Relation entre la distribution de la charge interne musculaire et la distribution des dommages musculaires.

Collaborateurs impliqués : A. Sarcher (MIP), M. Jubeau (MIP), S. Avrillon (Imperial College, Londres), A. Caillet (Imperial College, Londres), et F. Hug (Univ. Côte d'Azur)

Contexte. Lorsque l'on s'intéresse à la distribution des dommages musculaires au sein d'un groupe musculaire, on s'aperçoit qu'elle est très souvent hétérogène (Wakahara et al., 2017 ; Lacourpaille et al., 2017 ; Goreau et al., 2017). En rassemblant plusieurs études réalisées sur

les ischio-jambiers, il apparaît que cette distribution des dommages musculaires varie selon l'exercice réalisé (e.g., [Mendiguchia et al., 2013](#) ; [Ono et al., 2011](#)). Lors d'un Nordic hamstring, il semblerait que les dommages musculaires soient localisés au niveau du ST ([Mendiguchia et al., 2013](#)), tandis qu'ils seraient localisés au niveau du SM lors d'un soulevé de terre jambes tendues ([Ono et al., 2011](#)). Ces différences de distribution des dommages musculaires entre les deux exercices pourraient s'expliquer par une distribution différente de la charge interne musculaire. Nous mesurerons également la distribution des forces musculaires relatives via CEINMS ([Pizzolato et al., 2015](#)) afin de comparer les résultats de cette approche à celle que nous avons développée.

Participants. Cette étude sera réalisée sur 40 adultes sains (hommes et femmes). Ils seront divisés en deux groupes équivalents (Nordic hamstring vs. Soulevé de terre jambes tendues). Cette taille d'échantillon est calculée à partir de notre étude précédente ([Boyer et al., 2021](#)) (n= 20) dans laquelle les différences de contribution des différents muscles entre le Nordic hamstring et le Soulevé de terre jambes tendues étaient de ~5,4%. Avec cette taille d'échantillon, nous pouvons être sûrs à 95% que la distribution de l'activation sera différente entre les deux tâches. *Critères d'exclusion : Aucune blessure du membre inférieur au moment du test au cours des 12 derniers mois. Critères d'inclusion : 18-50 ans.*

Protocole. Les participants réaliseront trois sessions expérimentales (figure 17).

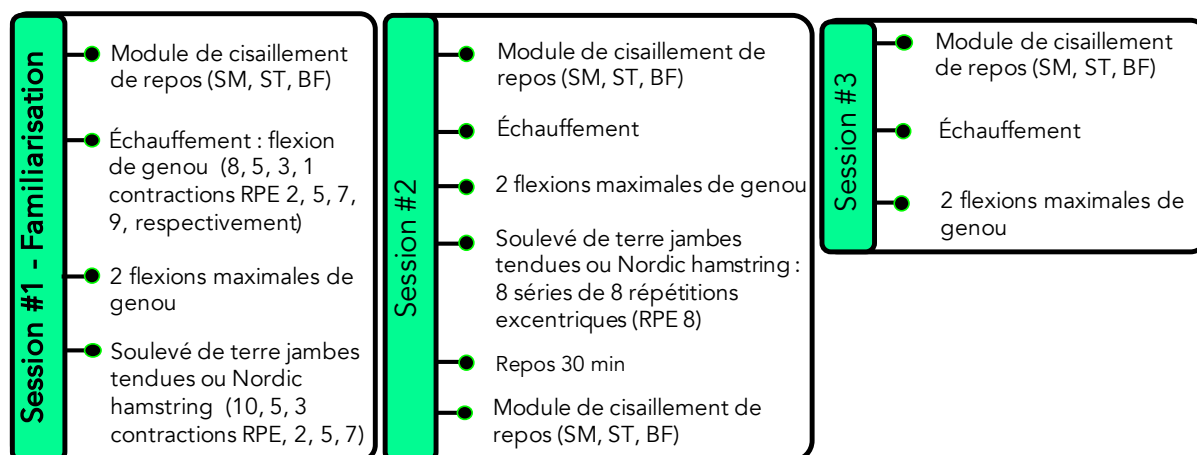


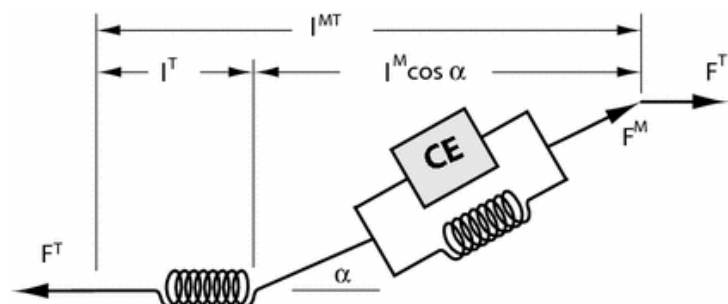
Figure 17. Illustration schématique du protocole. Semi-membraneux (SM), semi-tendineux (ST), et biceps fémoral (BF), effort perçu (RPE).

Mesures. La première session aura pour but de familiariser les participants avec les évaluations, et de s'assurer de la bonne exécution des exercices de Nordic hamstring et de

Soulevé de terre jambes tendues. Lors de la deuxième évaluation, nous mesurerons le module de cisaillement au repos (avant et 30 minutes après l'exercice) des trois principaux ischio-jambiers (SM, ST, BF). L'activation de ces muscles sera estimée par EMG de surface lors des contractions maximales et pendant les exercices de Nordic hamstring ou de Soulevé de terre jambes tendues (Boyer et al., 2021). L'activation du grand et moyen fessier, tenseur du fascia lata, RF, VL, VM, tibialis antérieur, et GM, GL, SOL, sera également mesurée pour l'étape de calibration de CEINMS. La cinématique des membres inférieurs sera évaluée grâce à des centrales inertielle (Di paolo et al., 2021). Les forces de réaction au sol seront mesurées pendant les exercices de renforcement avec une plateforme de force. La troisième session sera réalisée 48 heures après l'exercice et consistera à mesurer la chute de force maximale pour quantifier l'amplitude des dommages musculaires.

Analyses. La perte de force 48h après l'exercice sera utilisée pour estimer l'amplitude des dommages musculaires. Les variations de module de cisaillement au repos seront utilisées comme indicateur de l'amplitude des dommages musculaires individuels, pour ensuite, estimer la distribution des dommages musculaires (Goreau et al., 2022). Concernant l'estimation des forces musculaires relatives, nous utiliserons la boîte à outils CEINMS présentée dans la partie précédente (Pizzolato et al., 2015). Concernant l'estimation de la charge interne musculaire, nous utiliserons l'approche que nous avons brevetée (FR2308074), et traduite au langage informatique du logiciel Matlab. Pour rappel, il s'agit d'estimer les trois paramètres du modèle : l'activation musculaire (a^M), le facteur force-vitesse (f_{FV}), et la longueur musculaire (l^M), pour estimer l'intensité de l'effort musculaire (%). Il est possible d'estimer ces variables avec un modèle musculaire de Hill (Zajac et al., 1989) (figure 18).

Figure 18. Modèle musculaire générique de Hill formé d'une composante active (CE), d'une composante élastique en série et d'une composante élastique en parallèle. F^T : force tendineuse ; l^T : longueur tendineuse ; α : angle de pennation ; l^{MT} : longueur musculo-tendineuse ; l^M : longueur musculaire ; F^M : force musculaire.



Brièvement, après avoir calculé la cinématique angulaire des membres inférieurs via OpenSense (Al Borno et al., 2022), nous utiliserons OpenSim pour estimer les différentes longueurs musculo-tendineuses via un modèle musculosquelettique adapté pour les amplitudes articulaires réalisées (Catelli et al. 2019). Pour chaque participant, le modèle musculosquelettique sera linéairement mis à l'échelle des longueurs de segments déterminées à partir des repères anatomiques. Après la mise à l'échelle du modèle, les longueurs optimales des fibres musculaires et les *slack length* des tendons de chaque unité musculo-tendineuse seront ajustées pour préserver l'angle optimal défini par le modèle initial (Modenese et al. 2019). Les volumes musculaires et les forces maximales isométriques de chaque muscle seront mis à l'échelle selon les équations de régression publiées (Handsfield et al., 2016). Ces variables seront nécessaires pour parvenir à équilibrer la force musculaire et tendineuse de chaque unité musculotendineuse.

Les deux relations suivantes sont utilisées pour identifier les valeurs prises par les trois variables recherchées :

$$l^{MT}(t) = l^T(t) + l^M(t) \quad (\text{eq. 7})$$

$$F^T(t) = F^M(t) \quad (\text{eq. 8})$$

La force $F^T(t)$ développée passivement par le tendon suit une loi force-déformation exponentielle, dont le coefficient de raideur et la longueur de non-transmission de force sont spécifiques au muscle étudié, et pour lesquels des abaques sont disponibles. La force $F^M(t)$ développée par le muscle (noté CE, cf. **figure 18**) est calculé comme le produit de trois facteurs : l'activation musculaire (a^M), le facteur de force-longueur $f_{FL}(t)$, et le facteur force-vitesse $f_{FV}(t)$. Dans notre situation, l'activation musculaire est estimée par EMG de surface, et exprimée en 0 et 1. Les relations force-longueur $f_{FL}(t)$ et force-vitesse $f_{FV}(t)$ sont décrites **figure 13**. Pour estimer l'évolution temporelle de $l^M(t)$ et sa vitesse de contraction $v^M(t)$, nous résoudrons à chaque instant le problème d'équilibre entre le muscle et le tendon grâce à la méthode d'Heuler. Puisque la vitesse de contraction $v^M(t)$ est la dérivée de la longueur musculaire $l^M(t)$, il s'en suit une équation différentielle qui prend en entrée les quantités $l^{MT}(t)$ et $a^M(t)$, qui sont connues. Cette équation est donc résolue à chaque étape de temps. Ainsi, à l'aide de ces modèles neuromusculaires et musculotendineux, il est possible d'estimer l'activation musculaire (a^M), le facteur force-vitesse (f_{FV}), et la longueur musculaire relative (l^M).

Nous considérerons une vitesse de raccourcissement maximale des muscles de $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Arnold et Delp, 2011), et facteur force-vitesse de 1,4 pour la force maximale excentrique ($1,0 = \text{force maximale isométrique}$) (pour revue, Hahn 2018). La durée de l'effort (d , sec) sera calculée en identifiant le début et la fin de la contraction à partir des signaux EMG (Solnik et al., 2008). La multiplication de a^M , f_{FV} , I^M , et d nous permettra d'obtenir la charge interne pour chaque muscle en unité arbitraire.

Indicateurs de réussite. Nous avons réalisé une analyse préliminaire à partir de données collectées dans Goreau et al. (2022). Plus particulièrement, nous avons utilisé l'activation musculaire mesuré par EMG de surface et les angles articulaires mesurés par le dynamomètre lors des contractions excentriques maximales pour calculer l'intensité de l'effort musculaire comme décrit ci-dessus (a^M , f_{FV} , I^M). La figure 19a illustre la relation étroite entre la distribution des dommages musculaires estimée par élastographie (cf. partie II.E.2) et la distribution de l'intensité de l'effort musculaire mesurée par notre approche ($r = 0,88$). À noter que la durée de chaque contraction était considérée comme identique entre les muscles et déterminée à partir des données cinématiques (début et fin de mouvement sur l'amplitude définie). Comme évoqué précédemment, la distribution de l'activation n'est pas corrélée significativement à la distribution des dommages musculaires (figure 19b).

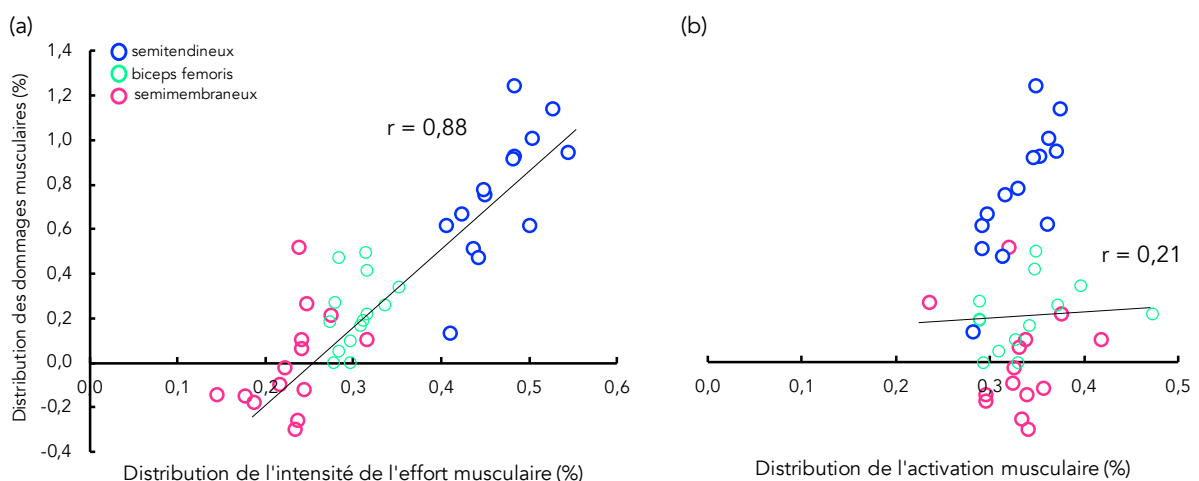


Figure 19. Illustration de la relation entre la distribution des dommages musculaires et (a) la distribution de l'intensité de l'effort musculaire mesuré par notre approche, et (b) la distribution de l'activation mesurée par EMG de surface à partir des données de Goreau et al. (2022). La distribution des dommages musculaires a été calculée à partir de la distribution de la variation du module de cisaillement (Lacourpaille et al., 2017). Notez qu'une distribution des dommages inférieure à 0% ou supérieure à 100% s'explique par une variation négative du module de cisaillement pour un des trois muscles mesurés (i.e., absence de dommages musculaires).

Étude #2. Le suivi de la charge interne musculaire permet-il de prédire l'amplitude et la distribution de l'hypertrophie musculaire ?

Collaborateurs impliqués : A. Sarcher (MIP), A. Nordez (MIP), D. Mateus (Ecole Centrale Nantes)

Contexte. La distribution de l'hypertrophie subséquente à un protocole de renforcement varie largement d'un individu à l'autre (Frouin et al., en révisions) (Figure 12). Toutefois, elle semble influencée par les contraintes mécaniques de la tâche. Bourne et al. (2018) rapportent qu'un entraînement de 10 semaines constitué uniquement du Nordic Hamstring exercise provoque une hypertrophie sélective du ST (+21%) par rapport au SM (+5%) et BF (6%) tandis que l'hypertrophie est plus homogène pour le soulevé de terre jambes tendues. **Le premier objectif de cette étude est donc de déterminer si les différences de distribution d'hypertrophie sont associées à une différence de distribution de charge interne musculaire.** Comme pour l'étude précédente, la force relative sera également mesurée par l'approche CEINMS.

Il est clair que l'amplitude de l'hypertrophie varie considérablement d'un individu à l'autre (Hubal et al., 2005). À ce jour, il est impossible de prédire l'amplitude de la réponse hypertrophique de chaque individu. Pourtant, ces différences interindividuelles de réponses hypertrophiques affectent le temps nécessaire à la récupération du volume musculaire après des troubles musculosquelettiques ou une intervention chirurgicale. Une étude animale récente rapporte que l'amélioration des capacités de force des rongeurs (évaluée par les capacités à grimper) est corrélée à l'augmentation de la surface de section transversale (un indice d'hypertrophie) après un programme d'entraînement de huit semaines (Neto et al., 2022). Chez l'Homme, l'évaluation de la force maximale à chaque séance est chronophage et impossible à effectuer avec certains patients. Ainsi, l'évolution de la charge musculaire interne pendant l'entraînement pourrait être un moyen indirect d'estimer l'amplitude de l'hypertrophie future. En effet, une diminution de la charge musculaire interne pour une charge externe donnée traduit d'une amélioration des capacités de production de force maximale. **Le second objectif sera d'identifier si l'évolution de la charge interne au cours du protocole de renforcement est corrélée à l'amplitude de l'hypertrophie.**

Participants. Cette étude longitudinale sera réalisée sur 66 adultes sains (hommes et femmes) pendant 12 semaines. Le programme de renforcement sera réalisé trois fois par semaine. Les participants seront divisés en trois groupes équivalents (Nordic Hamstring ; Soulevé de terres jambes tendues ; Contrôle). Le calcul de la taille de l'échantillon est basé sur la différence de distribution de l'hypertrophie des ischio-jambiers (+16% entre ST et SM) en 10 semaines (Bourne et al., 2018). Chaque groupe devra compter 20 participants pour démontrer une différence significative entre les groupes, avec une puissance de 0,8 et un taux d'erreur de type 1 de seulement 1 %, car des comparaisons multiples seront effectuées entre les groupes. La taille de l'échantillon de 66 permettra de manière conservatrice un taux d'abandon de 10% (Bennell et al., 2010). *Les critères d'inclusion/exclusion sont similaires à ceux de l'étude #1.*

Protocole. Les participants assisteront à trois sessions expérimentales pendant les 12 semaines. La première session expérimentale aura pour but de familiariser les participants à l'évaluation de la force isométrique maximale et à la réalisation des exercices de renforcement (Nordic Hamstring ou Soulevé de terre jambe tendue). La deuxième session expérimentale visera à évaluer la force maximale des ischio-jambiers en flexion de genou et en extension de hanche. Le volume musculaire sera estimé par échographie 3D (Frouin et al. 2022). La dernière session expérimentale sera réalisée à l'issue des 12 semaines d'entraînement et sera similaire à la deuxième session. Il est important de noter que nous suivrons la charge interne musculaire et la répétition maximale, toutes les trois semaines, afin de répondre au second objectif de l'étude (i.e., prédiction de l'amplitude de l'hypertrophie à partir de la variation de la charge interne).

Mesures. Le volume musculaire mesuré par échographie 3D sera analysé par une approche automatique que nous avons développée (Al chanti et al., 2019). La force maximale, la force normalisée et la charge musculaire interne seront évaluées comme pour l'étude #1.

Analyses. Les analyses et les résultats attendus sont décrits dans la Figure 20.

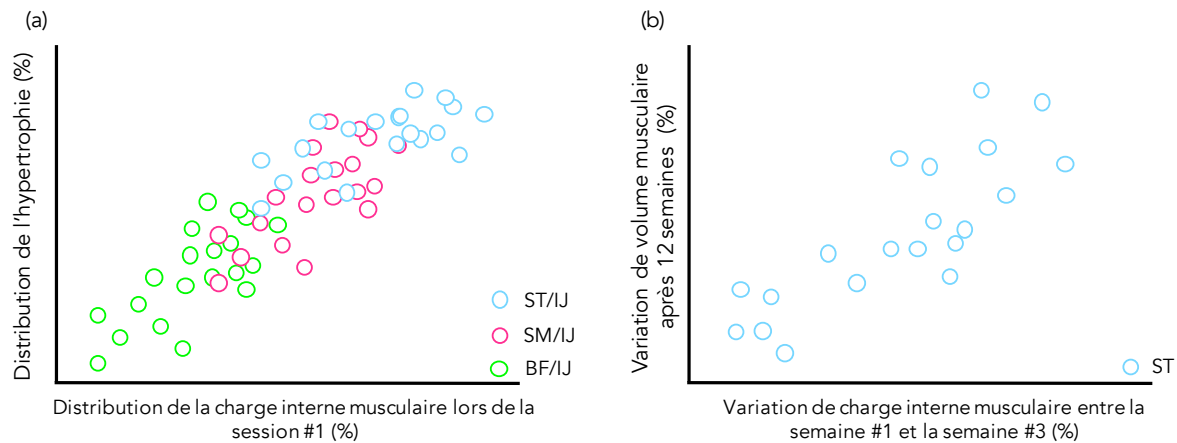
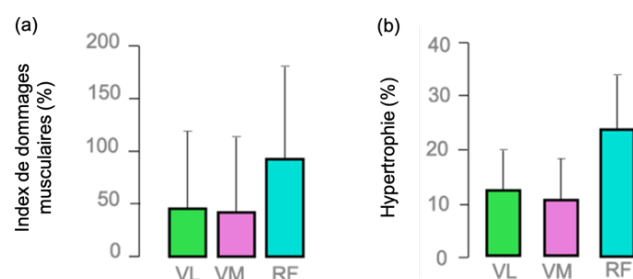


Figure 20. Illustration schématique des résultats attendus pour l'objectif 1 (a), et l'objectif 2 (b) pour les muscles ischio-jambiers. Nous déterminerons si la distribution de l'hypertrophie (semaine 12) est corrélée à la distribution de la charge interne (semaine 1). Pour chaque muscle, nous déterminerons si les changements de volume musculaire sont corrélés aux changements précoces de la charge musculaire interne entre la semaine #1 et #3. Ischio-jambiers (IJ), semi-membraneux (SM), semi-tendineux (ST), biceps fémoris (BF).

Indicateurs de réussite. Nous sommes déjà parvenus à induire une hypertrophie substantielle des ischio-jambiers suite à 9 semaines d'entraînement à charges lourdes (cf. figure 12 ; Frouin et al., en révisions). Concernant l'objectif 1, des études indépendantes ont suggéré la relation entre la distribution des dommages musculaires (Lacourpaille et al., 2017) et la distribution de l'hypertrophie (Wakahara et al., 2017). Brièvement, le muscle qui présente le plus de dommages musculaires au sein des quadriceps est également celui qui présente la plus grande hypertrophie (i.e., droit fémoral) (figure 21). Ce constat est également fait sur les ischio-jambiers (Maeo et al., 2021). Puisque l'analyse préliminaire à l'étude #1 indique que notre indicateur de l'intensité de l'effort musculaire est étroitement lié à la distribution des dommages musculaires (cf. figure 19), il est probable qu'il soit également corrélé à la distribution de l'hypertrophie. En revanche, nous pouvons indiquer que l'objectif 2 présente un caractère plus exploratoire.

Figure 21. Index de dommages musculaires (a) et d'hypertrophie (b) parmi les muscles du quadriceps. Les dommages musculaires et l'hypertrophie ont été caractérisés par élastographie et IRM, respectivement, dans deux études [Lacourpaille et al., (2017) (a), Wakahara et al., (2017) (b)]. VM : vaste médial ; VL : vastus latéral ; RF : droit fémoral



Étude #3. Quantification de la charge interne musculaire chez des individus ayant des antécédents de troubles musculosquelettiques : application à la tendinopathie d'Achille et à la blessure musculaire des ischio-jambiers.

Chercheurs impliqués : A. Sarcher (MIP), M. Crouzier (MIP), S. Avrillon (Imperial College, London), F. Hug (Université Côte d'Azur), JP. Cadu & E. Bernardeau (Département de la performance du FC Nantes).

Contexte. La tendinopathie d'Achille et la lésion musculaire des ischio-jambiers présentent une prévalence de ~22% et ~30%, respectivement dans les activités de course ([de Jonge et al., 2011](#)) et de sprint ([Ekstrand et al., 2016](#)). Pourtant l'étiologie de ces troubles musculosquelettiques est mal connue. Dans la dernière étude de la thèse de Dr Marion Crouzier, nous avons démontré que la distribution de l'activation et de la force était altérée chez des patients atteints d'une tendinopathie lors de flexions plantaires sous-maximales (cf. [partie II.E.1.](#)) ([Crouzier et al., 2019](#)). Une altération de la distribution de l'activation musculaire et de couple de force a également été rapportée par [Avrillon et al. \(2020\)](#) chez des sprinteurs élités ayant un antécédent de blessures musculaires aux ischio-jambiers. D'autres études rapportent des altérations de la cinématique chez ces populations lors de la course ([Mousavi et al., 2019](#) ; [Daly et al., 2015](#) ; [Schuermans et al., 2017a](#)). Il est donc probable que certaines distributions de la charge interne musculaire (liée à la distribution de l'activation et/ou à la cinématique de mouvement) favorisent le risque de développement d'un trouble musculosquelettique. **L'objectif de cette troisième étude sera de quantifier la distribution de la charge musculaire interne et de la force chez des patients ayant un historique de blessure musculaire aux ischio-jambiers (étude #3 de la thèse de Titouan Morin) ou de tendinopathie d'Achille.**

Participants. Cette étude transversale comprendra 92 participants (18 - 50 ans) ayant des antécédents de tendinopathie d'Achille ou de lésion des muscles ischio-jambiers (diagnostiqués par un médecin), et des individus sains (deux groupes contrôles). Le calcul de la taille de l'échantillon est basé sur les différences entre les participants/membres blessés [tendinopathie : -25% pour GL ([Crouzier et al., 2019](#)), blessure des ischio-jambiers : -7% pour BF ([Avrillon et al., 2020](#))] et non blessés dans la distribution de l'activation pendant une contraction sous-maximale. En conséquence, 12 participants et 38 participants constitueront, respectivement, le groupe tendinopathie d'Achille et le groupe ischio-jambiers, pour

démontrer une différence significative avec le groupe contrôle respectif, avec des conditions similaires à celles de l'étude #2. **Critères d'exclusion** : Chirurgie antérieure ou prévue du membre inférieur ; autre pathologie spécifique (fracture, diabète, maladies inflammatoires, systémiques ou neurologiques ; malignité, radiculopathie et rupture de tendon). **Critères d'inclusion** : antécédents de blessure récent (< 1 an) aux ischio-jambiers (douleur postérieure aiguë survenue lors d'un sprint de course et ayant entraîné l'arrêt immédiat de l'entraînement) ou de tendinopathie d'Achille (e.g., douleur autodéclarée, > 3/10, augmentée lors de la marche ou de la course, d'une durée > 3 semaines) au cours de la dernière année à la date du test.

Protocole. Les participants assisteront à une session expérimentale. Après un échauffement standardisé, les participants effectueront deux MVCI des ischio-jambiers ou du triceps sural à des fins de normalisation des signaux EMG. Les participants ayant des antécédents de blessure aux ischio-jambiers et les participants sains appariés effectueront un sprint maximal de 40 m sur la piste de course. Ils effectueront également trois sprints sous-maximaux à 90% de la vitesse maximale. Les participants ayant des antécédents de tendinopathie d'Achille et les participants sains appariés effectueront deux courses d'une minute à la vitesse préférentielle. Ensuite, ils effectueront une course de 2 minutes à 2 m.s⁻¹ et 3 m.s⁻¹ respectivement pour les femmes et les hommes, sur une piste de 400m.

Mesures. La MVCI en flexion de cheville et en flexion de genou seront mesurées. La distribution de la force et de la charge interne musculaire seront mesurées pendant les tâches maximales et sous-maximales de la même manière que dans les études #1 et #2.

Indicateurs de réussite. La difficulté de cette étude réside dans la capacité à recruter les participants ayant un historique récent (<1 an) de tendinopathie d'Achille ou une blessure musculaire aux ischio-jambiers. Dans la thèse de Marion Crouzier, nous sommes parvenus à recruter 21 patients atteints d'une tendinopathie d'Achille. Par ailleurs, nous avons créé un consortium de kinésithérapeutes (> 10 cabinets) mobilisé dans la thèse d'Antoine Frouin afin de recruter des patients atteints d'une rupture du LCA. Enfin, je collabore avec J.P. Cadu et E. Bernardeau depuis 3 ans et nous avons récemment publié un travail sur la prévention de

la blessure musculaire aux ischio-jambiers (<https://bit.ly/3Y4ekbK>). Tous ces arguments nous rendent confiants quant à notre capacité à recruter suffisamment de participants pour l'étude.

III.C. DÉVELOPPEMENT D'UN TEXTILE CONNECTÉ POUR L'ESTIMATION DE LA CHARGE INTERNE MUSCULAIRE EN CONDITIONS ÉCOLOGIQUES : VERS UNE MEILLEURE COMPRÉHENSION DE L'ÉTIOLOGIE DES TROUBLES MUSCULOSQUELETTIQUES ET UNE OPTIMISATION DES STRATÉGIES DE PREVENTION ET DE REEDUCATION

Pour mieux comprendre l'étiologie des troubles musculosquelettiques, il est nécessaire de mener des études prospectives sur de larges cohortes avec un suivi continu de la charge interne musculaire. Pour y parvenir, nous ambitionnons d'intégrer notre méthode d'estimation de la charge interne musculaire dans un textile connecté. Ce projet est soutenu par un programme de maturation de 24 mois financé par la SATT Ouest Valorisation (370k€) (<https://bit.ly/3YT0qtN>). Par ailleurs, notre équipe constituée de Delis AHOU (co-fondateur de MAD-UP ; <https://mad-up.com/fr>) et Kevin CATHÉ-CAMARA, est incubée par Atlanpole Nantes (<https://www.atlanpole.fr>) dans la perspective de création d'une start-up (fin 2024). Les parties suivantes présentent les verrous techniques et scientifiques à lever pour la création de la startup, ainsi que les applications visées par celle-ci.

III.C.1. Développement d'un textile connecté pour l'estimation de la charge interne musculaire

Bien que cette partie technique soit assurée par un prestataire de services, il me semble important d'évoquer ici la principale problématique associée à la composition des électrodes EMG et à leur intégration dans un textile. Le processus de référence pour l'acquisition de signaux EMG utilise des électrodes en gel Ag/AgCl collées sur la peau en regard des muscles d'intérêts. Elles fournissent un signal d'excellente qualité mais ne conviennent pas à une utilisation chronique car elles ne peuvent pas être réutilisées. En effet, le gel électrolytique à l'interface entre la peau et l'électrode s'assèche avec le temps, ce qui provoque une irritation de la peau et une dégradation du signal (Myers et al., 2015). En outre, la préparation de la peau nécessaire à l'utilisation d'électrodes en gel est un processus qui ne convient pas aux applications visées. Des électrodes sèches permettent de s'affranchir de ces limites mais elles sont inconfortables (Myers et al., 2015). Les textiles conducteurs représentent une alternative de choix car ils ne nécessitent pas de gel et peuvent facilement être intégrés dans des

vêtements. Le développement d'électrodes textiles est étudié depuis presque 10 ans. Plusieurs matériaux ont été utilisés tels que l'argent, le graphène, le carbone avec diverses techniques de fabrication (e.g., [Acar et al., 2019](#) ; [Leonardis et al., 2015](#) ; [Worsey et al., 2020](#)). Bien que ces électrodes présentent une excellente qualité de signal, et sont lavables, les textiles développés utilisent généralement des matériaux et des techniques de fabrication spécialisées qui ne sont pas facilement accessibles, limitant une perspective de production en série ([Lyons et al., 2023](#)). En revanche, les textiles conducteurs disponibles dans le commerce (e.g., argent, cuivre et nickel) offrent une solution bon marché et facilement accessible pour la fabrication et l'intégration d'électrodes textiles dans les vêtements (tricotage/tissage, de métallisation ou d'électroplacage) ([Acar et al., 2019](#)). En outre, cette approche a donné des résultats prometteurs pour mesurer l'activité électrique cardiaque ([Yapici et al., 2015](#)), et l'activité du GM lors de différentes tâches motrices ([Lyons et al., 2023](#)). Plus précisément, [Lyons et al. \(2023\)](#) démontrent que l'activité EMG mesurée grâce à un textile en polyester (95% ; 5% élasthanne) intégrant une électrode plaquée de nickel/cuivre ([figure 22a](#)) comparable à celle obtenue par les électrodes conventionnelles (~5% d'erreur RMS), lors de différentes tâches motrices dynamiques ([figure 22b](#)).

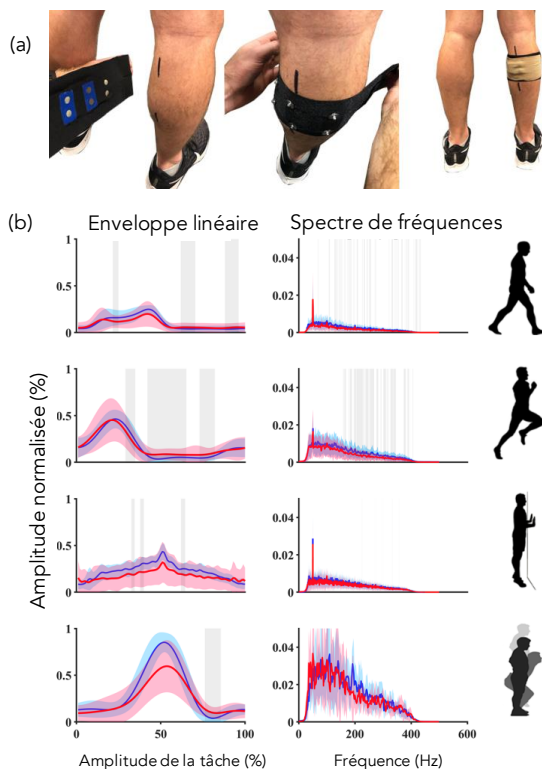


Figure 22. (a) Mise en place du textile à électrodes EMG sur le participant. Notez que la peau du participant n'a pas été préparée. L'amplificateur des signaux EMG a été connecté aux électrodes par des boutons-pression et fixé à l'aide d'un bandage enroulé autour de la jambe du participant. (b) Comparaison de la moyenne (ligne en gras) et de l'écart-type (zone ombrée) des enveloppes linéaires et du spectre de fréquences entre les résultats obtenus à l'aide des électrodes Ag/AgCl de référence (bleu) et des électrodes nickel/cuivre (après 30 lavages) intégrées au textile (rouge) au cours des tâches suivantes : marche : $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; course : $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; flexion plantaire ; saut en contremouvement. Les zones grisées indiquent des différences statistiques significatives entre les deux types d'électrodes. Le nombre total d'essais inclus était de : 51 cycles de marche ; 76 cycles de course ; 25 flexions plantaires ; et 15 sauts en contremouvement. D'après Lyons et al. (2023).

De manière intéressante, ces électrodes présentent une excellente lavabilité (pas de modifications des propriétés après 30 lavages). Bien que non exhaustive, cette présentation des connaissances relatives à l'intégration d'électrodes EMG dans un textile laisse entrevoir des perspectives intéressantes pour les applications que nous envisageons, décrites dans la partie suivante.

III.C.2. Vers une meilleure compréhension de l'étiologie des troubles musculosquelettiques et une optimisation des stratégies de prévention et de rééducation

Les troubles musculosquelettiques affectent directement la mobilité, l'autonomie et la qualité de vie de millions d'Européens. Ils représentent 50 % de l'ensemble des absences au travail, 60 % de la perte de capacité de travail permanente en Europe (rapport de l'organisation OMS, 2019), et 48 % des maladies professionnelles. Dans le contexte sportif, la tendinopathie d'Achille et la blessure musculaire des ischio-jambiers sont les principaux troubles musculosquelettiques (de Jonge et al., 2011 ; Ekstrand et al., 2016). Ils sont la cause la plus fréquente de douleurs sévères et d'incapacité physique à long terme. Malgré ces chiffres, l'étiologie des troubles musculosquelettiques reste mal connue, ce qui réduit l'efficacité des protocoles de prévention et de prise en charge (Ekstrand et al., 2016). Toutefois, une inadéquation du rapport entre la charge externe et la charge interne est considérée comme le principal facteur de risque (Gabbett et al., 2019). Actuellement, seule la charge externe est suivie, et le ratio aigu/chronique est l'indicateur le plus souvent utilisé (Malone et al., 2017) (i.e., moyenne de la charge externe actuelle divisée par la moyenne mobile de la charge externe des quatre semaines précédentes). La limite majeure de l'absence de quantification de la charge interne musculaire est qu'elle ne considère pas les réponses individuelles. L'alternative consiste à mesurer régulièrement les capacités maximales des individus. Wollin et al. (2020) ont montré que la gestion de la charge d'entraînement externe des joueurs de football basée sur les variations de la force maximale deux jours après le match était efficace pour réduire l'occurrence des blessures aux ischio-jambiers. Cependant, cette approche est chronophage et nécessite des moyens humains, ce qui limite le nombre d'individus suivi, et la fréquence et la durée celui-ci. L'intégration de capteurs portables dans les vêtements est donc un candidat prometteur. Elle permettra de mener des études ambitieuses

multicentriques sur de larges cohortes, et d'obtenir les informations relatives à chaque activité, en situation écologique.

Lorsque le textile connecté pourra être produit en pré-séries (i.e., centaines d'exemplaires), l'objectif sera d'équiper des partenaires sportifs où l'incidence des blessures musculaires (e.g., clubs de football professionnels, fédération française d'athlétisme, etc.) et de la tendinopathie d'Achille (e.g., clubs d'athlétisme, volontaires qui préparent différents marathons, etc.) est élevée afin d'effectuer un suivi longitudinal de 12 mois. **L'objectif sera d'identifier s'il existe un lien entre les variations de charge interne musculaire (cf. [partie III.A, eq. 4](#)) et la survenue des blessures musculaires et de la tendinopathie d'Achille.** Il s'agira donc de mettre à disposition le textile connecté et un logiciel permettant d'indiquer la survenue d'un incident.

À partir des données collectées dans cette étude, l'objectif sera de définir des seuils associés à un risque accru de survenue d'un trouble musculosquelettique. Il sera probablement calculé à partir d'un ratio aigu/chronique de la charge interne musculaire. En d'autres termes, si le ratio aigu/chronique de charge interne musculaire augmente de manière brutale par rapport à celui des semaines précédentes, l'utilisateur aura une adaptation automatique des contenus d'entraînement. **À travers cette étude prospective interventionnelle, l'objectif sera de déterminer si la quantification et l'adaptation de la charge interne musculaire permet de réduire la prévalence des blessures musculaires et de tendinopathie d'Achille.** Pour des raisons éthiques, il est difficile de ne pas mettre à disposition une solution utile à la performance pour un groupe de sportifs. Un groupe contrôle ne sera donc pas proposé dans cette étude.

Comme évoqué précédemment, la rééducation associée à plusieurs troubles musculosquelettiques nécessite d'induire des adaptations sélectives d'un muscle au sein d'un groupe de muscles. Dans le cas de la tendinopathie d'Achille, nous avons démontré que la distribution de l'activation et de la force du GL était réduite chez ces patients ([Crouzier et al., 2019](#)). De manière intéressante, [Masood et al. \(2016\)](#) ont observé une augmentation significative de l'activation du GL pendant les tâches de flexion plantaire isométrique chez les patients atteints d'une tendinopathie d'Achille après un programme d'entraînement de 12 semaines. Il est à noter qu'aucun changement dans l'activation du GM ou du SOL n'a été observé avec l'entraînement. Les participants rapportent une amélioration des symptômes

suite à ce programme. Dans la même perspective, il pourrait être intéressant de choisir des exercices permettant d'induire une hypertrophie sélective du BF chez patients atteints d'une blessure de ce muscle. Si la quantification de la charge interne musculaire permet de prédire la distribution et l'amplitude de l'hypertrophie (cf. partie [II.B.2.a., étude #2](#)), il pourrait être intéressant de proposer une rééducation individualisée au regard du choix des exercices (i.e., permettant de maximiser les adaptations vers le BF), et au regard du nombre minimal de séances (i.e., permettant d'atteindre une distribution des volumes musculaires équivalente au membre controlatéral). **L'objectif de cette étude sera donc de déterminer si l'individualisation des exercices et de la durée de la rééducation d'une blessure musculaire aux ischio-jambiers et d'une tendinopathie d'Achille grâce un textile connecté permet d'améliorer les conditions de retour à l'activité (i.e., durée de la rééducation, volume musculaire, force maximale, et taux de récives), par rapport à une rééducation conventionnelle.**

Ces objectifs scientifiques ambitieux feront l'objet d'une demande de financement de type *European Innovation Council Transition* (jusqu'à 2,5 M€). Ce programme permet de financer des activités d'innovation dans des environnements pertinents. Il nécessite que la startup soit existante et que la technologie soit positionnée 5/6 sur l'échelle *Technology Readiness Level* (TRL). Cela signifie que le prototype devra être validé en conditions de laboratoire et en situations écologiques à l'issue du programme de maturation.

IV. CONCLUSION GÉNÉRALE

Au sein du thème 2 « Coordinations motrices » de l'unité de recherche MIP, nous avons démontré l'existence de signatures individuelles des activations musculaires et leurs conséquences mécaniques et structurelles. Dans la continuité de ces travaux, nous avons développé une approche pour estimer la distribution de la charge interne musculaire. L'objectif de mes futurs travaux à court terme sera de déterminer si cette approche permet de prédire la distribution des adaptations et des altérations musculaires. Une fois intégrée dans un textile, cette approche permettra de mener des études longitudinales, sur de larges cohortes, afin de mieux comprendre si le suivi de la charge interne musculaire permet de prévenir le risque de blessure musculaire aux ischio-jambiers et de la tendinopathie d'Achille, et d'optimiser leur rééducation. Au-delà de ces perspectives de recherche, nous pensons que cette approche peut avoir un rôle majeur dans les domaines sportifs, industriels et de santé publique. L'accompagnement de la SATT Ouest Valorisation et d'Atlanpole nous permettra de créer une startup basée sur une innovation scientifique issue de la recherche et de proposer des solutions dans les domaines susmentionnés. Cette dynamique s'inscrit dans la démarche du projet France 2030 (<https://urlz.fr/k5v5>). Nous pourrions bénéficier du soutien du récent Pôle Universitaire d'Innovation de Nantes Université et accéder à de nouvelles sources de financements. Ce rapprochement avec le milieu économique va catalyser nos projets et faire émerger de nouvelles questions scientifiques. Mes efforts sont donc intégralement dédiés à ce projet, qui m'anime chaque jour un peu plus.

V. RÉFÉRENCES

1. Ahn AN, Kang JK, Quitt MA, Davidson BC, Nguyen CT. Variability of neural activation during walking in humans: short heels and big calves. *Biol Lett.* 2011;7(4):539-542. doi:10.1098/rsbl.2010.1169
2. Al Borno M, O'Day J, Ibarra V, et al. OpenSense: An open-source toolbox for inertial-measurement-unit-based measurement of lower extremity kinematics over long durations. *J Neuroeng Rehabil.* 2022;19(1):22. doi:10.1186/s12984-022-01001-x
3. Alfredson H, Pietilä T, Jonsson P, Lorentzon R. Heavy-load eccentric calf muscle training for the treatment of chronic Achilles tendinosis. *Am J Sports Med.* 1998;26(3):360-366. doi:10.1177/03635465980260030301
4. Arnold EM, Delp SL. Fibre operating lengths of human lower limb muscles during walking. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 2011;366(1570):1530-1539. doi:10.1098/rstb.2010.0345
5. Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG. Is there a "normal" profile of EMG activity in gait? *Med Biol Eng Comput.* 1986;24(4):337-343. doi:10.1007/BF02442685
6. Avrillon S, Hug F, Guilhem G. Bilateral differences in hamstring coordination in previously injured elite athletes. *J Appl Physiol (1985).* 2020;128(3):688-697. doi:10.1152/jappphysiol.00411.2019
7. Barber L, Barrett R, Lichtwark G. Validation of a freehand 3D ultrasound system for morphological measures of the medial gastrocnemius muscle. *J Biomech.* 2009;42(9):1313-1319. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.005

8. Becker R, Awiszus F. Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle Nerve*. 2001;24(5):667-672. doi:10.1002/mus.1053
9. Behan FP, Vermeulen R, Whiteley R, Timmins RG, Ruddy JD, Opar DA. The Dose-Response of the Nordic Hamstring Exercise on Biceps Femoris Architecture and Eccentric Knee Flexor Strength: A Randomized Interventional Trial. *Int J Sports Physiol Perform*. 2022;17(4):646-654. doi:10.1123/ijsp.2021-0276
10. Bennell C, Gauthier D, Gauthier D, Melnyk T, Musolino E. The impact of data degradation and sample size on the performance of two similarity coefficients used in behavioural linkage analysis. *Forensic Sci Int*. 2010;199(1-3):85-92. doi:10.1016/j.forsciint.2010.03.017
11. Besomi M, Hodges PW, Clancy EA, et al. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2020;53:102438. doi:10.1016/j.jelekin.2020.102438
12. Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, Cornu C, Hug F. Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *J Biomech*. 2012;45(8):1424-1429. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.020
13. Bouillard K, Nordez A, Hug F. Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS One*. 2011;6(12):e29261. doi:10.1371/journal.pone.0029261
14. Bourne MN, Duhig SJ, Timmins RG, et al. Impact of the Nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring architecture and morphology: implications for injury prevention. *Br J Sports Med*. 2017;51(5):469-477. doi:10.1136/bjsports-2016-096130

15. Bourne MN, Timmins RG, Opar DA, et al. An Evidence-Based Framework for Strengthening Exercises to Prevent Hamstring Injury. *Sports Med.* 2018;48(2):251-267. doi:10.1007/s40279-017-0796-x
16. Boyer A, Hug F, Avrillon S, Lacourpaille L. Individual differences in the distribution of activation among the hamstring muscle heads during stiff-leg Deadlift and Nordic hamstring exercises. *Journal of Sports Sciences.* 2021;39(16):1830-1837. doi:10.1080/02640414.2021.1899405
17. Brøchner Nielsen NP, Hug F, Guével A, Fohanno V, Lardy J, Dorel S. Motor adaptations to unilateral quadriceps fatigue during a bilateral pedaling task. *Scand J Med Sci Sports.* 2017;27(12):1724-1738. doi:10.1111/sms.12811
18. Buchanan TS, Lloyd DG, Manal K, Besier TF. Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J Appl Biomech.* 2004;20(4):367-395. doi:10.1123/jab.20.4.367
19. Catelli DS, Wesseling M, Jonkers I, Lamontagne M. A musculoskeletal model customized for squatting task. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019 22(1):21-24. doi: 10.1080/10255842.2018.1523396.
19. Chalchat E, Siracusa J, Bourrilhon C, Charlot K, Martin V, Garcia-Vicencio S. Muscle Shear Elastic Modulus Provides an Indication of the Protection Conferred by the Repeated Bout Effect. *Front Physiol.* 2022;13:877485. doi:10.3389/fphys.2022.877485
20. Chanti DA, Duque VG, Crouzier M, Nordez A, Lacourpaille L, Mateus D. IFSS-Net: Interactive Few-Shot Siamese Network for Faster Muscle Segmentation and Propagation in Volumetric Ultrasound. *IEEE Trans Med Imaging.* 2021;40(10):2615-2628. doi:10.1109/TMI.2021.3058303

21. Chèze L, Moissenet F, Dumas R. State of the art and current limits of musculo-skeletal models for clinical applications. *Mov Sport Sci/Sci Mot.* 2015;(90):7-17. doi:10.1051/sm/2012026
22. Collings TJ, Bourne MN, Barrett RS, et al. Gluteal Muscle Forces during Hip-Focused Injury Prevention and Rehabilitation Exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2023;55(4):650-660. doi:10.1249/MSS.0000000000003091
23. Conte EJ, Hyatt AE, Gatt CJ, Dhawan A. Hamstring autograft size can be predicted and is a potential risk factor for anterior cruciate ligament reconstruction failure. *Arthroscopy.* 2014;30(7):882-890. doi:10.1016/j.arthro.2014.03.028
24. Crouzier M, Hug F, Dorel S, Deschamps T, Tucker K, Lacourpaille L. Do individual differences in the distribution of activation between synergist muscles reflect individual strategies? *Exp Brain Res.* 2019;237(3):625-635. doi:10.1007/s00221-018-5445-6
25. Crouzier M, Lacourpaille L, Nordez A, Tucker K, Hug F. Neuromechanical coupling within the human triceps sural and its consequence on individual force-sharing strategies. *J Exp Biol.* 2018;221(Pt 21):jeb187260. doi:10.1242/jeb.187260
26. Crouzier M, Tucker K, Lacourpaille L, et al. Force-sharing within the Triceps Sural: An Achilles Heel in Achilles Tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2020;52(5):1076-1087. doi:10.1249/MSS.0000000000002229
27. Daly C, Persson UM, Twycross-Lewis R, Woledge RC, Morrissey D. The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: A case-control study. *Scand J Med Sci Sports.* 2016;26(4):413-420. doi:10.1111/sms.12464

28. de Jonge S, van den Berg C, de Vos RJ, et al. Incidence of midportion Achilles tendinopathy in the general population. *Br J Sports Med.* 2011;45(13):1026-1028. doi:10.1136/bjsports-2011-090342
29. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007;54(11):1940-1950. doi:10.1109/TBME.2007.901024
30. Di Paolo S, Lopomo NF, Della Villa F, et al. Rehabilitation and Return to Sport Assessment after Anterior Cruciate Ligament Injury: Quantifying Joint Kinematics during Complex High-Speed Tasks through Wearable Sensors. *Sensors (Basel).* 2021;21(7):2331. doi:10.3390/s21072331
31. Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(11):2154-2164. doi:10.1249/MSS.0b013e3182625423
32. Dul J, Johnson GE, Shiavi R, Townsend MA. Muscular synergism--II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *J Biomech.* 1984;17(9):675-684. doi:10.1016/0021-9290(84)90121-0
33. Dul J, Townsend MA, Shiavi R, Johnson GE. Muscular synergism--I. On criteria for load sharing between synergistic muscles. *J Biomech.* 1984;17(9):663-673. doi:10.1016/0021-9290(84)90120-9
34. Ekstrand J. Preventing injuries in professional football: thinking bigger and working together. *Br J Sports Med.* 2016;50(12):709-710. doi:10.1136/bjsports-2016-096333
35. Ema R, Nosaka K, Kawashima R, Kanda A, Ikeda K, Akagi R. Muscle length influence on rectus femoris damage and protective effect in knee extensor eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 2021;31(3):597-609. doi:10.1111/sms.13890

36. Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(2):131-154. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005
37. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*. 2004;96(4):1486-1495. doi:10.1152/jappphysiol.01070.2003
38. Farina D, Negro F, Muceli S, Enoka RM. Principles of Motor Unit Physiology Evolve With Advances in Technology. *Physiology (Bethesda)*. 2016;31(2):83-94. doi:10.1152/physiol.00040.2015
39. Fitts RH, Costill DL, Gardetto PR. Effect of swim exercise training on human muscle fiber function. *J Appl Physiol (1985)*. 1989;66(1):465-475. doi:10.1152/jappl.1989.66.1.465
40. Fouré A, Ogier AC, Guye M, Gondin J, Bendahan D. Muscle alterations induced by electrostimulation are lower at short quadriceps femoris length. *Eur J Appl Physiol*. 2020;120(2):325-335. doi:10.1007/s00421-019-04277-5
41. Frigon A, Carroll TJ, Jones KE, Zehr EP, Collins DF. Ankle position and voluntary contraction alter maximal M waves in soleus and tibialis anterior. *Muscle Nerve*. 2007;35(6):756-766. doi:10.1002/mus.20747
42. Frouin A, Guenanten H, Le Sant G, et al. Validity and Reliability of 3-D Ultrasound Imaging to Measure Hamstring Muscle and Tendon Volumes. *Ultrasound Med Biol*. 2023;49(6):1457-1464. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2023.02.012

43. Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, et al. Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J Orthop Res.* 1992;10(6):926-934. doi:10.1002/jor.1100100623
44. Fyfe JJ, Opar DA, Williams MD, Shield AJ. The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2013;23(3):523-530. doi:10.1016/j.jelekin.2012.12.006
45. Garrett WE, Safran MR, Seaber AV, Glisson RR, Ribbeck BM. Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. *Am J Sports Med.* 1987;15(5):448-454. doi:10.1177/036354658701500504
46. Gollapudi SK, Lin DC. Experimental determination of sarcomere force-length relationship in type-I human skeletal muscle fibers. *J Biomech.* 2009;42(13):2011-2016. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.06.013
47. Goreau V, Pigne R, Bernier N, Nordez A, Hug F, Lacourpaille L. Hamstring muscle activation strategies during eccentric contractions are related to the distribution of muscle damage. *Scand J Med Sci Sports.* 2022;32(9):1335-1345. doi:10.1111/sms.14191
48. Granzier H, Helmes M, Cazorla O, et al. Mechanical properties of titin isoforms. *Adv Exp Med Biol.* 2000;481:283-300; discussion 300-304. doi:10.1007/978-1-4615-4267-4_17
49. Guilhem G, Doguet V, Hauraix H, et al. Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. *Acta Physiol (Oxf).* 2016;217(2):152-163. doi:10.1111/apha.12654

50. Hahn D. Stretching the limits of maximal voluntary eccentric force production in vivo. *J Sport Health Sci.* 2018;7(3):275-281. doi:10.1016/j.jshs.2018.05.003
51. Heales LJ, Badya R, Ziegenfuss B, et al. Shear-wave velocity of the patellar tendon and quadriceps muscle is increased immediately after maximal eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol.* 2018;118(8):1715-1724. doi:10.1007/s00421-018-3903-2
52. Hebenstreit F, Leibold A, Krinner S, Welsch G, Lochmann M, Eskofier BM. Effect of walking speed on gait sub phase durations. *Hum Mov Sci.* 2015;43:118-124. doi:10.1016/j.humov.2015.07.009
53. Hegyi A, Péter A, Finni T, Cronin NJ. Region-dependent hamstrings activity in Nordic hamstring exercise and stiff-leg deadlift defined with high-density electromyography. *Scand J Med Sci Sports.* 2018;28(3):992-1000. doi:10.1111/sms.13016
54. Hirata K, Kanehisa H, Miyamoto-Mikami E, Miyamoto N. Evidence for intermuscle difference in slack angle in human triceps sural. *J Biomech.* 2015;48(6):1210-1213. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.01.039
55. Holtermann A, Roeleveld K, Karlsson JS. Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(2):131-137. doi:10.1016/j.jelekin.2004.09.003
56. Horst F, Mildner M, Schöllhorn WI. One-year persistence of individual gait patterns identified in a follow-up study - A call for individualised diagnose and therapy. *Gait Posture.* 2017;58:476-480. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.09.003

57. Hubal MJ, Gordish-Dressman H, Thompson PD, et al. Variability in muscle size and strength gain after unilateral resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(6):964-972.
58. Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(2):182-198. doi:10.1016/j.jelekin.2007.10.010
59. Hug F, Drouet JM, Champoux Y, Couturier A, Dorel S. Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *Eur J Appl Physiol.* 2008;104(4):667-678. doi:10.1007/s00421-008-0810-y
60. Hug F, Tucker K. Muscle Coordination and the Development of Musculoskeletal Disorders. *Exercise and Sport Sciences Reviews.* 2017;45(4):201-208. doi:10.1249/JES.0000000000000122
61. Hug F, Tucker K, Gennisson JL, Tanter M, Nordez A. Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exercise and Sport Sciences Reviews.* 2015;43(3):125-133. doi:10.1249/JES.0000000000000049
62. Hug F, Turpin NA, Dorel S, Guével A. Smoothing of electromyographic signals can influence the number of extracted muscle synergies. *Clin Neurophysiol.* 2012;123(9):1895-1896. doi:10.1016/j.clinph.2012.01.015
63. Hug F, Vogel C, Tucker K, et al. Individuals have unique muscle activation signatures as revealed during gait and pedaling. *Journal of Applied Physiology.* 2019;127(4):1165-1174. doi:10.1152/jappphysiol.01101.2018

64. Kassiano W, Costa B, Nunes JP, Ribeiro AS, Schoenfeld BJ, Cyrino ES. Which ROMs Lead to Rome? A Systematic Review of the Effects of Range of Motion on Muscle Hypertrophy. *J Strength Cond Res.* 2023;37(5):1135-1144. doi:10.1519/JSC.0000000000004415
65. Kellis E. Intra- and Inter-Muscular Variations in Hamstring Architecture and Mechanics and Their Implications for Injury: A Narrative Review. *Sports Med.* 2018;48(10):2271-2283. doi:10.1007/s40279-018-0975-4
66. Kleissen RF. Effects of electromyographic processing methods on computer-averaged surface electromyographic profiles for the gluteus medius muscle. *Phys Ther.* 1990;70(11):716-722. doi:10.1093/ptj/70.11.716
67. Kluka V, Martin V, Vicencio SG, et al. Effect of muscle length on voluntary activation of the plantar flexors in boys and men. *Eur J Appl Physiol.* 2016;116(5):1043-1051. doi:10.1007/s00421-016-3362-6
68. Kovanen V, Suominen H, Heikkinen E. Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. *J Biomech.* 1984;17(10):725-735. doi:10.1016/0021-9290(84)90103-9
69. Krause Neto W, Silva W de A, de Oliveira TVA, et al. Muscle hypertrophy is correlated with load progression delta, climb volume, and total load volume in rodents undergoing different ladder-based resistance training protocols. *Tissue Cell.* 2022;75:101725. doi:10.1016/j.tice.2021.101725
70. Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Couturier A, Dibie C, Guilhem G. Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle

- mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiol (Oxf)*. 2014;211(1):135-146. doi:10.1111/apha.12272
71. Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Doguet V, Andrade R, Guilhem G. Early detection of exercise-induced muscle damage using elastography. *Eur J Appl Physiol*. 2017;117(10):2047-2056. doi:10.1007/s00421-017-3695-9
72. Lacourpaille L, Nordez A, Hug F. The nervous system does not compensate for an acute change in the balance of passive force between synergist muscles. *J Exp Biol*. 2017;220(Pt 19):3455-3463. doi:10.1242/jeb.163303
73. Le Sant G, Ates F, Brasseur JL, Nordez A. Elastography Study of Hamstring Behaviors during Passive Stretching. *PLoS One*. 2015;10(9):e0139272. doi:10.1371/journal.pone.0139272
74. Lieber RL, Fridén J. Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *J Appl Physiol (1985)*. 1993;74(2):520-526. doi:10.1152/jappl.1993.74.2.520
75. Lloyd DG, & Besier TF. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech*. 2003;36(6), 765-776.
75. Lyons NR, Worsey MTO, Devaprakash D, et al. Washable Garment-Embedded Textile Electrodes Can Measure High-Quality Surface EMG Data Across a Range of Motor Tasks. *IEEE Sensors Journal*. 2023;23(17):20150-20158. doi:10.1109/JSEN.2023.3295773
76. Maeo S, Huang M, Wu Y, et al. Greater Hamstrings Muscle Hypertrophy but Similar Damage Protection after Training at Long versus Short Muscle

- Lengths. *Med Sci Sports Exerc.* 2021;53(4):825-837.
doi:10.1249/MSS.0000000000002523
77. Maeo S, Wu Y, Huang M, et al. Triceps brachii hypertrophy is substantially greater after elbow extension training performed in the overhead versus neutral arm position. *Eur J Sport Sci.* 2023;23(7):1240-1250.
doi:10.1080/17461391.2022.2100279
78. Maïsetti O, Hug F, Bouillard K, Nordez A. Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J Biomech.* 2012;45(6):978-984.
doi:10.1016/j.jbiomech.2012.01.009
79. Masood T, Kalliokoski K, Bojsen-Møller J, Finni T. Muscle-tendon glucose uptake in Achilles tendon rupture and tendinopathy before and after eccentric rehabilitation: Comparative case reports. *Phys Ther Sport.* 2016;21:14-19. doi:10.1016/j.ptsp.2015.11.003
80. McLean SG, Su A, van den Bogert AJ. Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement. *J Biomech Eng.* 2003;125(6):864-874. doi:10.1115/1.1634282
81. McMahon G, Morse CI, Burden A, Winwood K, Onambélé GL. Muscular adaptations and insulin-like growth factor-1 responses to resistance training are stretch-mediated. *Muscle Nerve.* 2014;49(1):108-119.
doi:10.1002/mus.23884
82. McNair PJ, Wood GA, Marshall RN. Stiffness of the hamstring muscles and its relationship to function in anterior cruciate ligament deficient individuals. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1992;7(3):131-137.
doi:10.1016/0268-0033(92)90027-2

83. Mendiguchia J, Arcos AL, Garrues MA, Myer GD, Yanci J, Idoate F. The use of MRI to evaluate posterior thigh muscle activity and damage during nordic hamstring exercise. *J Strength Cond Res.* 2013;27(12):3426-3435. doi:10.1519/JSC.0b013e31828fd3e7
83. Modenese L, Ceseracciu E, Reggiani M, Lloyd DG. Estimation of musculotendon parameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique. *J Biomech.* 2016;49(2):141–8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.11.006.
84. Mohr M, Draganidis D, Chatzinikolaou A, et al. Muscle damage, inflammatory, immune and performance responses to three football games in 1 week in competitive male players. *Eur J Appl Physiol.* 2016;116(1):179-193. doi:10.1007/s00421-015-3245-2
85. Morin T, Souron R, Boulaouche I, Jubeau M, Nordez A, Lacourpaille L. Mild to moderate damage in knee extensor muscles accumulates after two bouts of maximal eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol.* Published online June 23, 2023. doi:10.1007/s00421-023-05257-6
86. Mousavi SH, Hijmans JM, Rajabi R, Diercks R, Zwerver J, van der Worp H. Kinematic risk factors for lower limb tendinopathy in distance runners: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 2019;69:13-24. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.01.011
87. Myers AC, Huang H, Zhu Y. Wearable silver nanowire dry electrodes for electrophysiological sensing. *RSC Adv.* 2015;5(15):11627-11632. doi:10.1039/C4RA15101A
88. Neptune RR, Kautz SA. Muscle activation and deactivation dynamics: the governing properties in fast cyclical human movement performance? *Exerc Sport Sci Rev.* 2001;29(2):76-80. doi:10.1097/00003677-200104000-00007

89. Nosaka K, Sakamoto K. Effect of elbow joint angle on the magnitude of muscle damage to the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(1):22-29. doi:10.1097/00005768-200101000-00005
90. Onishi H, Yagi R, Oyama M, Akasaka K, Ihashi K, Handa Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(5):399-406. doi:10.1016/s1050-6411(02)00033-0
91. Ono T, Higashihara A, Fukubayashi T. Hamstring functions during hip-extension exercise assessed with electromyography and magnetic resonance imaging. *Res Sports Med.* 2011;19(1):42-52. doi:10.1080/15438627.2011.535769
92. Opar DA, Williams MD, Shield AJ. Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med.* 2012;42(3):209-226. doi:10.2165/11594800-000000000-00000
93. Owings TM, Grabiner MD. Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles is disrupted during eccentric contractions in subjects with patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2002;30(4):483-487. doi:10.1177/03635465020300040601
94. Pallarés JG, Hernández-Belmonte A, Martínez-Cava A, Vetrovsky T, Steffl M, Courel-Ibáñez J. Effects of range of motion on resistance training adaptations: A systematic review and meta-analysis. *Scand J Med Sci Sports.* 2021;31(10):1866-1881. doi:10.1111/sms.14006
95. Pataky TC, Mu T, Bosch K, Rosenbaum D, Goulermas JY. Gait recognition: highly unique dynamic plantar pressure patterns among 104 individuals. *J R Soc Interface.* 2012;9(69):790-800. doi:10.1098/rsif.2011.0430

96. Paulsen G, Mikkelsen UR, Raastad T, Peake JM. Leucocytes, cytokines and satellite cells: what role do they play in muscle damage and regeneration following eccentric exercise? *Exerc Immunol Rev.* 2012;18:42-97.
97. Piponnier E, Martin V, Bourdier P, et al. Maturation-related changes in the development and etiology of neuromuscular fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 2019;119(11-12):2545-2555. doi:10.1007/s00421-019-04233-3
98. Pizzolato C, Lloyd DG, Sartori M, et al. CEINMS: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *J Biomech.* 2015;48(14):3929-3936. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.09.021
99. Powers CM, Landel R, Perry J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther.* 1996;76(9):946-955; discussion 956-967. doi:10.1093/ptj/76.9.946
100. Puchner EM, Alexandrovich A, Kho AL, et al. Mechanoenzymatics of titin kinase. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2008;105(36):13385-13390. doi:10.1073/pnas.0805034105
101. Raastad T, Owe SG, Paulsen G, et al. Changes in calpain activity, muscle structure, and function after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(1):86-95. doi:10.1249/MSS.0b013e3181ac7afa
102. Rajagopal A, Dembia CL, DeMers MS, Delp DD, Hicks JL, Delp SL. Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2016;63(10):2068-2079. doi:10.1109/TBME.2016.2586891

103. Rouffet DM, Hautier CA. EMG normalization to study muscle activation in cycling. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(5):866-878. doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.008
104. Sartori M, Farina D, Lloyd DG. Hybrid neuromusculoskeletal modeling to best track joint moments using a balance between muscle excitations derived from electromyograms and optimization. *J Biomech.* 2014;47(15):3613-3621. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.10.009
105. Sartori M, Reggiani M, Farina D, Lloyd DG. EMG-Driven Forward-Dynamic Estimation of Muscle Force and Joint Moment about Multiple Degrees of Freedom in the Human Lower Extremity. *Plos One.* 2012; 7(12):e52618. doi: 10.1371/journal.pone.0052618
106. Sato S, Yoshida R, Kiyono R, et al. Elbow Joint Angles in Elbow Flexor Unilateral Resistance Exercise Training Determine Its Effects on Muscle Strength and Thickness of Trained and Non-trained Arms. *Front Physiol.* 2021;12:734509. doi:10.3389/fphys.2021.734509
107. Schoenfeld BJ, Grgic J. Effects of range of motion on muscle development during resistance training interventions: A systematic review. *SAGE Open Med.* 2020;8:2050312120901559. doi:10.1177/2050312120901559
108. Schoenfeld BJ, Grgic J, Van Every DW, Plotkin DL. Loading Recommendations for Muscle Strength, Hypertrophy, and Local Endurance: A Re-Examination of the Repetition Continuum. *Sports (Basel).* 2021;9(2):32. doi:10.3390/sports9020032
109. Schöllhorn WI, Nigg BM, Stefanyshyn DJ, Liu W. Identification of individual walking patterns using time discrete and time continuous data sets. *Gait Posture.* 2002;15(2):180-186. doi:10.1016/s0966-6362(01)00193-x

109. Schuermans J, Van Tiggelen D, Palmans T, Danneels L, Witvrouw E. Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players: Cause or consequence? *Gait Posture*. 2017;57:270-277. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.06.268
110. Shiavi R, Frigo C, Pedotti A. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Med Biol Eng Comput*. 1998;36(2):171-178. doi:10.1007/BF02510739
111. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther*. 2000;80(5):485-498.
112. Solnik S, DeVita P, Rider P, Long B, Hortobágyi T. Teager-Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio. *Acta Bioeng Biomech*. 2008;10(2):65-68.
113. Sutherland DH. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. *J Bone Joint Surg Am*. 1966;48(1):66-71.
114. Thomare J, Lacourpaille L, McNair PJ, Crouzier M, Ellis R, Nordez A. A Gel Pad Designed to Measure Muscle Volume Using Freehand 3-Dimensional Ultrasonography. *J Ultrasound Med*. 2021;40(6):1245-1250. doi:10.1002/jum.15490
114. Van der Straatem J.H.M., Lohman, A.H.M. and Van Linge, B. A combined EMG and photographic study of the muscular control of the knee during walking. *J. hum. Movem. Stud.*, 1975. 1: 25-32.
115. Vigotsky AD, Halperin I, Lehman GJ, Trajano GS, Vieira TM. Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electromyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences. *Front Physiol*. 2018;8:985. doi:10.3389/fphys.2017.00985

116. Vigotsky AD, Halperin I, Trajano GS, Vieira TM. Longing for a Longitudinal Proxy: Acutely Measured Surface EMG Amplitude is not a Validated Predictor of Muscle Hypertrophy. *Sports Med.* 2022;52(2):193-199. doi:10.1007/s40279-021-01619-2
117. Vigotsky AD, Halperin I, Trajano GS, Vieira TM. Longing for a Longitudinal Proxy: Acutely Measured Surface EMG Amplitude is not a Validated Predictor of Muscle Hypertrophy. *Sports Med.* 2022;52(2):193-199. doi:10.1007/s40279-021-01619-2
118. Wackerhage H, Schoenfeld BJ, Hamilton DL, Lehti M, Hulmi JJ. Stimuli and sensors that initiate skeletal muscle hypertrophy following resistance exercise. *J Appl Physiol (1985).* 2019;126(1):30-43. doi:10.1152/jappphysiol.00685.2018
119. Wakahara T, Ema R, Miyamoto N, Kawakami Y. Inter- and intramuscular differences in training-induced hypertrophy of the quadriceps femoris: association with muscle activation during the first training session. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2017;37(4):405-412. doi:10.1111/cpf.12318
120. Whitehead NP, Gregory JE, Morgan DL, Proske U. Passive mechanical properties of the medial gastrocnemius muscle of the cat. *J Physiol.* 2001;536(Pt 3):893-903. doi:10.1111/j.1469-7793.2001.00893.x
121. Winter EM, Brookes FB. Electromechanical response times and muscle elasticity in men and women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1991;63(2):124-128. doi:10.1007/BF00235181
122. Winters JM. Hill-Based Muscle Models: A Systems Engineering Perspective. In: Winters JM, Woo SLY, eds. *Multiple Muscle Systems.* Springer New York; 1990:69-93. doi:10.1007/978-1-4613-9030-5_5

123. Woittiez RD, Huijing PA, Rozendal RH. Twitch characteristics in relation to muscle architecture and actual muscle length. *Pflugers Arch*. 1984;401(4):374-379. doi:10.1007/BF00584338
124. Wollin M, Thorborg K, Drew M, Pizzari T. A novel hamstring strain injury prevention system: post-match strength testing for secondary prevention in football. *Br J Sports Med*. 2020;54(9):498-499. doi:10.1136/bjsports-2019-100707
125. Worsey MTO, Jones BS, Cervantes A, Chauvet SP, Thiel DV, Espinosa HG. Assessment of Head Impacts and Muscle Activity in Soccer Using a T3 Inertial Sensor and a Portable Electromyography (EMG) System: A Preliminary Study. *Electronics*. 2020;9(5):834. doi:10.3390/electronics9050834
126. Wyndow, N., Cowan, S., Wrigley, T. V. and Crossley, K. Neuromotor Control of the Lower Limb in Achilles Tendinopathy *Sports Med*. 2010; 40, 715-727. doi: 10.2165/11535920-000000000-00000
127. Yapici MK, Alkhidir T, Samad YA, Liao K. Graphene-clad textile electrodes for electrocardiogram monitoring. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2015;221:1469-1474. doi:10.1016/j.snb.2015.07.111
128. Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*. 1989;17(4):359-411

Titre : Caractérisation des stratégies individuelles d'activation musculaire et leurs conséquences mécaniques et structurales

Mots clés : force, dommages musculaires, hypertrophie, électromyographie de surface, élastographie

Résumé : Chaque individu est unique, c'est-à-dire qu'il existe des caractéristiques distinctives permettant d'identifier un individu parmi d'autres, que l'on peut considérer comme une signature. La première partie de mes travaux de recherche a permis de démontrer l'existence de signatures individuelles de l'activation musculaire pendant différentes tâches motrices (e.g., marche, pédalage, exercices de renforcement/rééducation). Ces travaux démontrent que certains individus favorisent l'activation de certains muscles par rapport à d'autres, pour un mouvement donné. La deuxième partie de mes travaux de recherche a démontré que ces stratégies individuelles de l'activation musculaire pouvaient participer à un déséquilibre de force entre des muscles synergistes, l'amplitude duquel variait considérablement d'un individu à l'autre. Aussi, ces travaux révèlent une relation étroite entre la distribution de l'activation et la distribution des dommages à l'échelle d'un muscle. Toutefois, la distribution de l'activation musculaire ne permet pas de comparer les dommages entre les muscles puisqu'elle ne considère pas les relations force-vitesse et force-longueur des différents muscles. Nous avons donc développé et breveté une approche qui considère les différentes contraintes imposées aux muscles afin d'estimer l'intensité et le volume d'un effort musculaire.

Le produit de ces deux variables permet de calculer une charge interne musculaire qui devrait être étroitement liée à la distribution des altérations et des adaptations structurelles subséquentes respectivement, à un effort musculaire aiguë et chronique. Cette hypothèse constitue le support scientifique de mes perspectives de recherche qui s'articulent en deux niveaux. Le premier vise à déterminer en conditions de laboratoire si la distribution de la charge interne musculaire i) permet de prédire la distribution des dommages musculaires, ii) permet de prédire la distribution de l'hypertrophie musculaire, iii) est altérée chez des individus ayant un historique de blessure musculaire ou de tendinopathie d'Achille. Le second vise à développer un textile connecté permettant d'estimer la charge interne musculaire en condition écologique. Son développement permettra de mener des études prospectives sur de larges cohortes à travers un suivi continu des données dans des environnements pertinents. Ces travaux permettront de mieux comprendre l'étiologie des tendinopathies et de la blessure musculaire, et de proposer une solution technique permettant d'optimiser les stratégies de prévention et de rééducation.

Title: Characterization of individual muscle activation signatures and their mechanical and structural consequences

Keywords: force, muscle damage, hypertrophy, surface electromyography, elastography

Abstract: Each individual is unique, with distinctive characteristics by which he/she can be identified, leading to the notion of a personal signature. The first part of my research demonstrated the existence of individual signatures of muscle activation during different motor tasks (e.g., walking, pedaling, strengthening/rehabilitation exercises). It demonstrates that certain individuals favor the activation of certain muscles over others, for a given movement. The second part of my research demonstrated that these individual muscle activation signatures could contribute to a force imbalance between synergist muscles, the amplitude of which varied greatly between individuals. In addition, a close relationship was observed between the distribution of activation and the distribution of damage for a given muscle. However, the absence of consideration of the force-velocity and force-length relationships by muscle activation limits our ability to predict the distribution of damage between muscles. We have developed and patented an approach that considers those muscle constraints for estimating the intensity and volume of a muscular effort.

The product of these two variables enables us to calculate an internal muscular load that should be closely linked to the amplitude of structural alterations and adaptations subsequent to acute and chronic muscular effort respectively. This hypothesis forms the scientific basis of my research perspectives, which are articulated on two levels. The first is to determine in laboratory settings whether the distribution of internal muscle load i) predicts the distribution of muscle damage, ii) predicts the distribution of muscle hypertrophy, iii) is altered in individuals with a history of tendinopathy and muscle strain injury. The second is to develop a smart textile that can be used to estimate internal muscle load under ecological conditions. Its development will enable prospective studies to be carried out on large cohorts through continuous data monitoring in relevant environments. This work will provide a better understanding of the etiology of tendinopathy and muscle strain injury, and offer a technical solution for optimizing prevention strategies and rehabilitation programs.