



HAL
open science

Analyse biomécanique de l'adaptabilité motrice chez l'humain : Influence de facteurs endogènes et exogènes sur le maintien de l'équilibre postural et la performance motrice

Teddy Caderby

► To cite this version:

Teddy Caderby. Analyse biomécanique de l'adaptabilité motrice chez l'humain : Influence de facteurs endogènes et exogènes sur le maintien de l'équilibre postural et la performance motrice. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de La Réunion, 2022. <tel-04282072>

HAL Id: tel-04282072

<https://univ-reunion.hal.science/tel-04282072v1>

Submitted on 13 Nov 2023

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.



Distributed under a Creative Commons CC BY 4.0 - Attribution - International License

**École Doctorale « Sciences, Technologies et Santé » (ED STS 542)
Section CNU 74 – Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives**

Habilitation à Diriger des Recherches

Analyse biomécanique de l’adaptabilité motrice chez l’humain : Influence de facteurs endogènes et exogènes sur le maintien de l’équilibre postural et la performance motrice

Teddy CADERBY

Maître de Conférences

Laboratoire IRISSE - EA 4075

Université de La Réunion

Soutenue le 8 juillet 2022 devant le jury composé de :

Professeur Laurence Chèze, Université Claude Bernard Lyon 1	Rapporteur
Professeur Georges Dalleau, Université de La Réunion	Directeur
Professeur Marie-Paule Gonthier, Université de La Réunion	Examinatrice
Professeur Alain Hamaoui, Université Paris-Saclay	Rapporteur
Professeur Bruno Watier, Université Toulouse 3 Paul Sabatier	Rapporteur

Remerciements

Je commencerais tout d'abord par remercier le Professeur Georges Dalleau qui m'a transmis cette passion pour la recherche sur le mouvement humain et qui continue toujours à l'entretenir. Merci Georges pour ton accompagnement sans faille depuis ces nombreuses années, les plus belles sont devant nous !

Je remercie sincèrement les Professeurs Laurence Chèze, Alain Hamaoui et Bruno Watier d'avoir accepté d'expertiser ce travail. C'est toujours un véritable plaisir de vous revoir et aussi un honneur de vous compter parmi les membres de ce jury. Je tiens aussi à remercier le Professeur Marie-Paule Gonthier d'avoir accepté d'examiner ce travail, et aussi pour ses grandes qualités humaines qui font de nos échanges des moments toujours agréables.

Je souhaiterais aussi remercier tous mes collègues, actuels ou passés, du laboratoire IRISSE et du département STAPS qui contribuent à cette dynamique de travail positive sans laquelle je ne serais probablement pas là aujourd'hui. Mes remerciements vont tout particulièrement vers (par ordre alphabétique) : Muriel pour ta bienveillance et aussi tes relectures de ce manuscrit, Dalila pour sa bonne humeur et son aide sur le volet RI, Stefano pour ton soutien et ta confiance, Bruno pour tes grandes compétences techniques et ton souci du détail, Nathan de veiller sur ma santé en me faisant bouger un peu au squash, Florian pour toutes ces discussions intéressantes au cours desquelles nous refaisons le monde (et le STAPS), Virginie pour ton courage à toute épreuve, Xavier pour toutes tes anecdotes et aussi ton suivi régulier de mon avancement sur cette HDR, Pascal pour tes coups de fil à n'importe quel moment de la journée, Pierre pour ta gentillesse et ton soutien depuis mon arrivée au sein du labo, Octavie pour ton aide précieuse sur les «dossiers» du laboratoire, Laurent pour ta grande disponibilité et ton dévouement, Nicolas pour nos riches échanges scientifiques au bureau et au bar, Chantal pour ta sympathie et ta sagesse.

J'adresse aussi mes remerciements à mes collègues du « Bâtiment S » qui font de nos moments passés au bureau un véritable plaisir. Je pense en particulier à Audrey, Véro, Thierry P., Thierry G., Vanessa, Christine, Chantale, Christiane, Jean-Bernard, Lorenza, Sophie.

Merci également à tous mes amis et collègues de métropole et du Canada, Paul Allard, Mickael Begon, Nicolas Peyrot, Pierre Portero, Thomas Robert, Eric Yiou, pour ces collaborations riches sur les plans professionnel et personnel. Vous êtes une véritable source d'inspiration.

Je me dois aussi de remercier toute l'équipe des docteurs et doctorants du laboratoire IRISSE que j'ai eu le plaisir d'encadrer ou côtoyer depuis le début de ma carrière et sans qui je n'aurais pas pu entreprendre ce projet d'HDR. Mes pensées vont tout particulièrement vers Jérémie, Angélique, Jade, Francis, Nowlan, Claire, Antonin, Richard, Manue, Vanessa, François.

Je réserve mes remerciements les plus chaleureux à ma famille, mes parents, mes frères, et à ma belle-famille pour leur soutien indéfectible et la source de motivation qu'ils représentent.

Enfin, je veux remercier Laëtitia, Maël et Téha pour leur amour et toutes leurs concessions. Vous êtes de loin ce qui peut m'arriver de plus beau dans ma vie.

TITRES ET TRAVAUX.....	7
CURRICULUM VITAE.....	9
ACTIVITES D’ENSEIGNEMENT ET RESPONSABILITES COLLECTIVES.....	11
ACTIVITES DE RECHERCHE.....	13
DIRECTION ET ENCADREMENT DE TRAVAUX DE RECHERCHE.....	21
SYNTHESE DES TRAVAUX DE RECHERCHE.....	27
1 – ADAPTATIONS BIOMECANIQUES DU PROCESSUS D’INITIATION DE LA MARCHÉ.....	31
1.1- Contribution méthodologique : Développement d’une méthode pour détecter l’évènement du décollement du talon à partir de données de plateforme de force.....	36
1.2- Effet du port de charge et de sa localisation sur l’organisation biomécanique de l’initiation de la marche.....	37
1.2.1- Effet d’une charge additionnelle sur le processus d’initiation de la marche.....	38
1.2.2- Effet de la localisation de la charge sur le processus d’initiation de la marche.....	39
1.3- Effet de la vitesse de progression sur le contrôle de l’équilibre médiolatéral lors de l’initiation de la marche.....	42
1.4- Effet d’un obstacle et de la pression temporelle sur l’organisation biomécanique de l’initiation de la marche.....	44
1.5- Effet du pattern de pose de pied sur le contrôle de l’équilibre médiolatéral lors de l’initiation de la marche avec franchissement d’obstacle.....	46
1.6- Effet de l’obésité sur l’organisation biomécanique de l’initiation de la marche.....	48
1.7- Effets de la perte de poids sur l’organisation biomécanique de l’initiation de la marche chez des individus en situation d’obésité.....	50
Conclusion.....	54
Perspectives.....	55
2 – ADAPTATIONS BIOMECANIQUES ET ENERGETIQUES DE LA MARCHÉ INDUITES PAR LE DIABETE DE TYPE 2.....	56
2.1- Effets du diabète de type 2 sur la biomécanique et l’énergétique de la marche.....	60
2.2- Estimation de la dépense énergétique lors de la marche à partir des données issues d’un accéléromètre.....	63
2.2.1-Validation d’une méthode d’estimation de la dépense énergétique chez des adultes d’âge moyen.....	63
2.2.2- Validation d’une méthode d’estimation de la dépense énergétique chez des patients diabétiques de type 2.....	66
2.2.3- Développement d’équations spécifiques pour estimer la dépense énergétique chez des adultes diabétiques et non diabétiques.....	68
Conclusion.....	70
Perspectives et projets de recherche.....	71
3– ADAPTATIONS BIOMECANIQUES INDUITES PAR LE VIEILLISSEMENT LORS D’UNE TACHE D’EXECUTION DU PAS.....	75
3.1- Effet de la vitesse de progression sur le moment libre vertical et la cinématique du corps dans le plan transverse au cours de la marche.....	81
3.2- Effets du vieillissement sur le moment cinétique du corps au cours de l’initiation du pas.....	84
3.3- Effet de la vitesse sur le moment cinétique du corps lors de l’initiation du pas chez des personnes âgées.....	87
3.4- Effets du vieillissement sur les moments cinétiques segmentaires et leur contribution au moment cinétique du corps durant l’exécution du pas.....	89

3.5- Effets du vieillissement sur le contrôle de l'équilibre : une analyse UCM	92
3.5.1- Contribution méthodologique sur l'analyse UCM	92
3.5.2- Effets du vieillissement sur le contrôle du moment cinétique du corps durant la tâche d'exécution du pas.....	96
Conclusion	100
Perspectives et projets de recherche	101
 AUTRES TRAVAUX NON DEVELOPPES	 108
SYNTHESE	111
REFERENCES	117

Titres et travaux

Curriculum Vitae

Teddy CADERBY

35 ans

Université de la Réunion

UFR Sciences de l'Homme et de
l'Environnement
Laboratoire IRISSE – Département STAPS

Campus universitaire du Tampon,
117 rue du Général Ailleret,
97430 Le Tampon - Île de La Réunion

Tel : +262 262 91 20 06

Fax : +262 262 57 95 71

teddy.caderby@univ-reunion.fr

SITUATION ACTUELLE

MCF à l'Université de la Réunion

2014 – ...

UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement – Département STAPS
Laboratoire Ingénierie Recherche Intervention Sport Santé Environnement
IRISSE (EA 4075) Directeur : Pr Georges Dalleau
Directeur adjoint : Teddy Caderby (MCF)

Thématiques de Recherche :

Mes travaux de recherche portent sur l'étude biomécanique des fonctions locomotrice et posturale dans le but de concevoir des méthodes et des outils visant à évaluer et à améliorer la performance motrice et la santé du patient et du sportif.

Mots clés : Biomécanique, Locomotion, Équilibre postural, Santé

DIPLÔMES UNIVERSITAIRES

Qualification aux fonctions de maître de conférences

2014

Section 74 : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)

Doctorat de l'Université de La Réunion

2013

Spécialité : STAPS

École Doctorale n°542 : Sciences, Technologies, Santé

Titre : « Adaptabilité du processus d'initiation de la marche dans le plan frontal : Effets de la surcharge et de la vitesse »

Directeurs : **Georges Dalleau** (PU, Université de La Réunion)
 Eric Yiou (MCF – HDR, Université Paris Sud)

Jury : Harry Boyer Examineur (Président)
 Serge Le Bozec, Rapporteur
 Aleksandar Rodic Examineur
 Patrice Rougier Rapporteur

Mention : L'Université ne délivre pas de mention

Financement : Contrat Doctoral de l'Université de La Réunion

Master 2 Rech. Exercice, Sport, Santé, Handicap	2010
Université de La Réunion en co-habilitation avec l'Université Jean-Monnet, Saint-Étienne Mention Bien – Rang 1	
Master 1 Exercice, Sport, Santé, Handicap	2009
Université de La Réunion en co-habilitation avec l'Université Jean-Monnet, Saint-Étienne Mention Très Bien – Rang 1	
Licence Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)	2008
Université de La Réunion Mention Assez-bien - Rang 3	

AUTRE DIPLÔME UNIVERSITAIRE

Diplôme Universitaire « Analyse du mouvement »

Service Universitaire de Formation Professionnelle (SUIFP), Université de La Réunion.
Mention Très Bien

EXPÉRIENCE PROFESSIONNELLE

- **Maître de Conférences** **2014 – ...**
Université de la Réunion, UFR SHE, Département STAPS – Laboratoire IRISSE
- **Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (½ plein)** **2013 – 2014**
Université de La Réunion, Département STAPS
- **Doctorant contractuel** **2010 — 2013**
Université de La Réunion, Département STAPS
- **Stagiaire de recherche (3 mois)** **2012**
Laboratoire d'Etude du Mouvement, Centre de Recherche du CHU Sainte Justine,
Université de Montréal, Canada
- **Stagiaire de recherche (3 mois)** **2012**
Laboratoire d'Informatique et de Mathématiques (LIM), UFR des Sciences et
Technologies, Université de La Réunion

Activités d'enseignement et responsabilités collectives

SYNTHÈSE DES PRINCIPAUX ENSEIGNEMENTS

Depuis 2011, j'ai réalisé plus de 2000 heures (HETD) d'enseignement en Licence et Master STAPS à l'Université de La Réunion ainsi qu'à l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie (IFMK) de La Réunion. Depuis mon recrutement en tant que MCF en 2014, j'ai effectué en moyenne 280h (HETD) d'enseignement par an. Le tableau ci-dessous présente la synthèse des enseignements réalisés (en nombre d'heures / an) en fonction du niveau (Licence : L ; Master : M) et de l'établissement.

	Types de cours	Volume	Niveau	Etablissement	Année
Biomécanique du mouvement	CM	>30h /an	L	Université de La Réunion	2013 -
	TD	> 40h /an		IFMK	...
Anatomie fonctionnelle	CM	20h /an	L - M	Université de La Réunion	2011 -
	TD	>40h / an			...
Travaux d'Etude et de Recherche	TD	40h /an	L	Université de La Réunion	2015 - ...
Posture et Locomotion	CM	20h /an	L - M	Université de La Réunion	2014 -
	TD	50h /an			...
Outils d'évaluation de la condition physique	TD	4h /an	M	Université de La Réunion	2014 -
	TP	8h /an			...

Descriptif des principaux enseignements

- **Biomécanique du mouvement humain** : cinématique et dynamique linéaire et angulaire, travail, énergie et puissance mécanique, propriétés mécaniques et relations typiques du système musculosquelettique (Raideur, élasticité, cycle étirement-détente, relations Force-Vitesse-Puissance, Force-Longueur, capacités de force-endurance...).
- **Anatomie fonctionnelle** : Anatomie de l'appareil locomoteur, muscles, os, articulations, traumatologie.
- **Travaux d'Etude et de Recherche** : Démarche scientifique, Méthodologie de la recherche et suivi de projets de recherche d'étudiants.
- **Posture et locomotion** : biomécanique de la posture et de la locomotion, outils et tests d'évaluation.
- **Outils d'évaluation de la condition physique** : plateformes de force, système de capture du mouvement 3D, centrales inertielles et électromyographie.
- **Posture et locomotion** : biomécanique de la posture et de la locomotion, outils et tests d'évaluation.

RESPONSABILITÉS SCIENTIFIQUES ET ADMINISTRATIVES

- **Membre élu au Conseil Académique de l'Université de La Réunion** Janvier 2021 – ...
- **Membre élu à la Commission Recherche de l'Université de La Réunion** Janvier 2021 – ...
- **Vice-Doyen Recherche de l'UFR SHE – Université de La Réunion** Novembre 2020 – ...
- **Directeur adjoint du Laboratoire IRISSE (EA 4075)** Avril 2019 – ...
- **Administrateur provisoire du Laboratoire IRISSE (EA 4075)** Décembre 2018 — Février 2019
- **Directeur par intérim du Laboratoire IRISSE (EA 4075)** Septembre 2018 — Décembre 2018
- **Directeur adjoint du Laboratoire IRISSE (EA 4075)** Septembre 2017 — Aout 2018

RESPONSABILITÉS PÉDAGOGIQUES

- **Responsable Master 2 STAPS APAS - Université de la Réunion** 2019 – 2021
- **Responsable Licence 3 STAPS - Université de la Réunion** 2016 – 2018
- **Président du jury de VAE du Master APAS - Université de la Réunion** 2019 – 2021
- **Vice-Président du jury de VAE Licence APAS - Université de la Réunion** 2019 – ...
- **Membre du jury de VAP de la Licence STAPS - Université de la Réunion** 2016 – ...

AUTRES RESPONSABILITÉS

- **Membre élu de la section disciplinaire à l'égard des enseignants et des usagers** 2021-...
Université de La Réunion
- **Membre de la commission carrière des enseignants** 2021
Université de La Réunion
- **Vice-Président du Comité de Sélection du poste MCF 4247 (CNU 74)** 2019
Affectation : Département STAPS – Laboratoire IRISSE - Université de La Réunion
- **Président du Comité de Sélection du poste MCF 4220 (CNU 74)** 2018
Affectation : Département STAPS – Laboratoire IRISSE - Université de La Réunion
- **Membre du Comité de Sélection du poste MCF 4188 (CNU 74)** 2017
Affectation : Département STAPS – Laboratoire IRISSE - Université de La Réunion
- **Responsable du suivi de cohortes à l'UFR SHE - Université de La Réunion** 2014 – 2015

Activités de recherche

PUBLICATIONS

H-Index (Google Scholar) : 9

Impact factor moyen (2020) : 2,92 (max-min : 6,576 – 0,66)

24 articles publiés dans des revues indexées, 7 en 1^{er} auteur, 4 en deuxième et 4 en dernier auteur

2 articles soumis et 3 en préparation

Facteur d'impact (IF 2020) : Journal Citation Report (JCR) de Institute for Scientific Information (ISI)

• PUBLICATIONS DANS DES REVUES A COMITE DE LECTURE REPERTORIEES DANS LES BASES DE DONNEES INTERNATIONALES (ISI, PUBMED....)

1. **Caderby T**, Cavallari P, Descarreaux M, Yiou E (2022). Editorial. The Contribution of Postural Adjustments to Body Balance and Motor Performane: Volume II. *Frontiers in Human Neuroscience* (Accepté). [IF=3.169].
2. Grondin F, Colman D, Peyrot N, Maillard O, Freppel S, **Caderby T**, Perdrix Y (2022). Reliability and difference in neck extensor muscles strength by a potable dynamometer in individuals with and without chronic neck pain. *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 25: 1-7 [IF=1.9]
3. **Caderby T**, Begue J, Dalleau G, Peyrot N (2022). Measuring foot progression angle during walking using force-plate data. *Applied Mechanics* 3: 174-181.
4. Begue J, Peyrot N, Lesport A, Turpin NA, Watier B, Dalleau G, **Caderby T** (2021). Segmental contribution to whole-body angular momentum during stepping in healthy young and old adults. *Scientific Reports* 11: 19969. [IF=4.380]
5. Fournie C, Chouchou F, Dalleau G, **Caderby T**, Cabrera Q, Verkindt C (2021). Heart rate variability biofeedback in chronic disease management: a systematic review. *Complementary Therapies in Medicine* 60: 102750 [IF=2.446]
6. Begue J, Peyrot N, Dalleau G, **Caderby T** (2021). Effect of increasing speed on whole-body angular momentum during stepping in the elderly. *Journal of Biomechanics* 122: 110436 [IF=2.712 – rang A-1]
7. Chouchou F, Augustini M, **Caderby T**, Caron N, Turpin N, Dalleau G (2021). The importance of sleep and physical activity on well-being during COVID-19 lockdown: Reunion island as a case study. *Sleep Medicine* 77 :297-301 . [IF=3.492]
8. **Caderby T**, Caron N, Verkindt C, Bonazzi B, Dalleau G, Peyrot N (2020). Obesity-related alterations in antipatory postural mechanisms associated with gait initiation. *Experimental Brain Research* 238(11) :2557-2567 [IF=1.972 – rang A-2]

9. Caron N, Peyrot N, **Caderby T**, Verkindt C, Dalleau G. (2020). Estimating energy expenditure from accelerometer data in healthy adults and patients with type 2 diabetes. *Experimental Gerontology*, 134:110894. [IF=4.032 – rang A-1]
10. Artico R, Fourcade P, Teyssède C, **Caderby T**, Delafontaine A, Yiou E (2020). Influence of Swing-Foot Strike Pattern on Balance Control Mechanisms during Gait Initiation over an Obstacle to Be Cleared. *Applied Sciences*, 10(1), 244 [IF=2.679]
11. Begue J, Peyrot N, Dalleau G, **Caderby T** (2019). Age-related changes in the control of whole-body angular momentum during stepping. *Experimental Gerontology*, 127 :110714. [IF=4.032 – rang A-1]
12. Caron N, Peyrot N, **Caderby T**, Verkindt C, Dalleau G (2019). Accelerometry-based method for assessing energy expenditure in patients with type 2 diabetes during walking. *Journal of Human Nutrition and Dietetics* 32(4):531-534 [IF=3.089]
13. Ballas R, Peyrot N, Allard P, **Caderby T**, Edouard P, Dalleau G (2018). Shoulder loading reliability in seated able-bodied subjects. *Medical Engineering and Physics* 62:17-21. [IF=2.242 – rang A-2]
14. Caron N, Peyrot N, **Caderby T**, Verkindt C, Dalleau G (2018). Effect of type 2 diabetes on energy cost and preferred speed of walking. *European Journal of Applied Physiology* 118(11):2331-2338. [IF=3.078 – rang A-2]
15. Begue J, **Caderby T**, Peyrot N, Dalleau G (2018). Influence of gait speed on free vertical moment during walking. *Journal of Biomechanics* 75 :86-90. [IF=2.712 – rang A-1]
16. Caron N, **Caderby T**, Peyrot N, Verkindt C, Dalleau G (2018). Validation of a method for estimating energy expenditure during walking in middle-aged adults. *European Journal of Applied Physiology* 118(2):381-388. [IF=3.078 – rang A-2]
17. Yiou E, **Caderby T**, Delafontaine A, Fourcade P, Honeine JL (2017). Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World Journal of Orthopedics* 8 (11) :815. [IF=0.66]
18. **Caderby T**, Yiou E, Peyrot N, de Viviés X, Bonazzi B, Dalleau G (2017). Effects of changing body weight distribution on mediolateral stability control during gait initiation. *Frontiers in Human Neuroscience* 11. [IF=3.169].
19. Yiou E., Fourcade P., Artico R., **Caderby T** (2016). Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without obstacle to clear. *Experimental Brain Research* 234 (6): 1363-75 [IF=1.972 – rang A-2]
20. Caron N, Peyrot N, **Caderby T**, Verkindt C, Dalleau G (2016). Energy expenditure in patients with Diabetes Mellitus: A Review. *Frontiers in Nutrition* 3. [IF=6.576].

21. **Caderby T**, Yiou E, Peyrot N, Begon M, Dalleau G (2014). Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *Journal of Biomechanics* 47 (2): 417-23. [IF=2.712 – rang A-1]
22. **Caderby T**, Yiou E, Peyrot N, Bonazzi B, Dalleau G (2013b). Detection of swing heel-off event in gait initiation using force-plate data. *Gait & Posture* 37 (1): 144-6. [IF=2.840 – rang A-2]
23. **Caderby T**, Dalleau G, Leroyer P, Bonazzi B, Chane-Teng D, Do M-C (2013a). Does an additional load modify the Anticipatory Postural Adjustments in gait initiation? *Gait & Posture* 37 (3): 463-6. [IF=2.840 – rang A-2]
24. Yiou E, **Caderby T**, Hussein T (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. A review. *World Journal of Orthopedics* 3(6): 75-86 [IF=0.66]

• ARTICLES SOUMIS OU EN REVISION

1. Turpin NA, Lesport A, **Caderby T**, Watier B, Peyrot N (**en révision majeure**). About the use of PCA and a symmetrical index of synergy in the UCM analysis. *Human Movement Science* [IF=2.161 – Rang A-2]
2. **Gronin F**, Freppel S, Jull G, Gerard T, **Caderby T**, Peyrot N. Fat infiltration of multifidus muscle is correlated with neck disability in patients with idiopathic chronic neck pain. Soumis à la revue *Journal of Clinical Medicine*. [IF=4.242]

• ARTICLES EN PREPARATION

1. **Caderby T**, Lesport A, Turpin NA, Dalleau G, Watier B, Robert T, Peyrot N, Begue J. (**en préparation**). Influence of aging on the stabilization of the whole-body angular momentum during stepping: an UCM-based analysis
2. **Caderby T**, Dalleau G, Caron N, Bonazzi B, Verkindt C, Schneebeli S, Peyrot N. (**en préparation**). A comparison of two weight reduction programs on the biomechanical organization of gait initiation in obese adults.
3. Peyrot N, Dalleau G, **Caderby T**, Verkindt C, Gonthier M-P, Besnier F, Favier F & Schneebeli S. (**en préparation**). Validation of a combined endurance and resistance training method on cycle ergometer in obese patients

• CHAPITRE D'OUVRAGE

1. **Caderby T**, Dalleau G (2018). A Simple Method for Measuring Lower Limb Stiffness in Hopping. In: *Biomechanics of Training and Testing*. Eds: Morin JB and Samozino P. Springer.

• **CONGRES ET CONFERENCES AVEC PUBLICATION DANS DES ACTES**

1. Begue J, Peyrot N, Lesport A, Turpin NA, Watier B, Dalleau G, **Caderby T** (2021). Influence of aging on segmental angular momenta during voluntary stepping. 46ème Congrès de la Société de Biomécanique, Saint-Etienne, France.
2. Sudlow A, Galantine P, Peyrot N, **Caderby T**, Dalleau G, Raymond JJ, Gavarry O, Vercruyssen F, Duché P (2021). Influence of maturation status and gender on the force-velocity profile. 19ème Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Montpellier, France.
3. Galantine P, Sudlow A, Peyrot N, **Caderby T**, Bélard C, Dalleau G, Duché P (2021). Force-velocity profile: gender effect. 19ème Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Montpellier, France.
4. **Caderby T**, Begue J, Dalleau G, Peyrot N (2019). Effect of speed on mediolateral dynamic stability during stepping in older adults. 44ème Congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers, France.
5. Lesport A, **Caderby T**, Peyrot N, Turpin NA (2019). Robust control of the whole-body center of mass position during beyond-the-reach movements in elderly. 44ème Congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers, France.
6. Begue J, Peyrot N, Dalleau G, **Caderby T** (2019). Whole-body angular momentum during step initiation in young and older adults. 44ème Congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers, France.
7. Begue J, Dalleau G, Peyrot N, **Caderby T** (2019). Comparison of two commonly used metrics for assessment of age-related alterations in dynamic stability during stepping. 28th Annual Congress of the European Society for Motion analysis in Adults and Children (ESMAC), Amsterdam, Netherlands.
8. **Caderby T**, Verkindt C, Peyrot N, Caron N, Dalleau G (2019). Obesity-related alterations in anticipatory postural control mechanisms associated with gait initiation, 3ème Congrès de Physiologie et de Biologie Intégrative, Montpellier, France. Abstract publié dans la revue *Acta Physiologica* (IF=5.93).
9. Caron N, Peyrot N, **Caderby T**, Verkindt C, Dalleau G (2016). Validation and comparison of two based accelerometry devices for estimating energy expenditure of walking in diabetic patients. 21st annual Congress of the European College of Sport Science, Vienna.
10. **Caderby T**, Leroyer P, Peyrot N, Dalleau G (2016). Effets du vieillissement sur le contrôle de la quantité de mouvement angulaire verticale durant l'initiation de la marche. 15ème congrès de la SOFAMEA, Brest, France. Communication affichée.
11. Yiou E., Fourcade P., Artico R., **Caderby T** (2015). Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without obstacle to clear. 40ème Congrès de la Société de Biomécanique, Paris, France.

12. **Caderby T**, Leroyer P, Do M-C, Bonazzi B, Dalleau G (2011). Effect of overload on anticipatory control of gait initiation. 23th congress of the International Society of Biomechanics, Brussels, Belgium. Communication affichée.
13. **Caderby T**, Leroyer P, Bonazzi B, Dalleau G (2011). Effet d'une surcharge sur le contrôle anticipatoire de l'initiation de la marche. 10ème congrès de la SOFAMEA, Saint Etienne, France. Communication orale

• CONFERENCIER INVITE

1. **Caderby T (2016)**. Equilibre postural et sport : que nous dit la science ?. Conférence « Maths et Sport », La semaine des mathématiques, Saint-Denis, La Réunion, du 16 au 27 mars 2016. Oral

COLLABORATIONS SCIENTIFIQUES

(uniquement celles ayant données lieu à publication ou communication dans des congrès)

• Nationales :

Université Paris Sud, Laboratoire CIAMS

Collaboration avec Dr Eric Yiou sur la coordination posture-mouvement.

Le Mans Université, Laboratoire MIP

Collaboration avec le Pr Nicolas Peyrot sur le développement de solutions innovantes pour l'évaluation et l'amélioration de la mobilité.

Université de Montpellier, LAAS

Collaboration avec le Pr Bruno Watier sur l'identification de descripteurs de l'instabilité lors de la locomotion.

Université de Toulon, Laboratoire IAPS

Collaboration avec le Pr Pascale Duché sur les effets du développement et du genre sur les capacités physiques.

Université de Saint Etienne, LIBM

Collaboration avec le Pr Pascal Edouard sur le développement d'une nouvelle méthode pour l'évaluation de l'instabilité de l'épaule.

• Internationales :

Université de Montréal, Département de Kinésiologie, Canada

Collaboration avec le Pr Paul Allard sur l'étude d'une nouvelle méthode biomécanique d'évaluation de l'instabilité de l'épaule.

Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement (S2M), Canada

Collaboration avec le Pr Mickael Begon sur l'étude du maintien de l'équilibre au cours de la locomotion.

Université de Milan, Département de Physiopathologie, Italie

Collaboration avec le Pr. Paolo Cavallari sur un Research Topic dans la revue Frontiers in Human Neuroscience portant sur la contribution des Ajustements Posturaux Anticipateurs à la performance motrice et à l'équilibre postural

Université du Québec à Trois-Rivières, Département des Sciences de l'activité physique, Canada

Collaboration avec le Pr. Martin Descarreaux sur un Research Topic dans la revue Frontiers in Human Neuroscience portant sur la contribution des Ajustements Posturaux Anticipateurs à la performance motrice et à l'équilibre postural

PROJETS DE RECHERCHE FINANCÉS

Projet de recherche collaboratif « e-WALKING» **En attente résultats Phase 2**

Financement ANR : 700 K€ Euros

Titre : « Balance augmentation in walking using electrical muscle stimulation »

Partenaires institutionnels : Université de La Réunion, Université de Montréal (Pr . Mickael Begon), Le Mans Université (Pr . Nicolas Peyrot), CHU de La Réunion (Dr . Jean-Marc Eychène)

Implication dans le projet : Coordinateur scientifique

Projet de recherche et développement « DALON » **2021 – 2023**

Financement FEDER : 800 K€ Euros

Titre : « Diagnostic de la fonction neuromusculaire »

Responsables scientifiques : Pr. Georges Dalleau – Pr . Nicolas Peyrot

Partenaires institutionnels : Université de La Réunion, Le Mans Université (Pr . Nicolas Peyrot), Université de Savoie Mont-Blanc (Dr. Pierre Samozino), Université de Saint-Etienne (Pr. Guillaume Millet)

Implication dans le projet : Partenaire scientifique

Projet Hospitalier de Recherche Clinique, PHRC "Obélix" **2013 – 2015**

Financement PHRC – Ministère de la Santé : 200 K€

Titre : « Influence du niveau de force musculaire sur l'énergétique de la marche chez les personnes obèses »

Investigateur Principal : Dr Stéphane Schneebeli, CHU de la Réunion, Service d'Endocrinologie et Maladies Métaboliques

Responsable scientifique : Pr. Nicolas Peyrot

Implication dans le projet : Partenaire scientifique

Projet de recherche « DiabeTIC» **2012 - 2015**

Financement « Programme d'Investissements d'Avenir » : 139 K€

Développement d'un capteur d'activité physique pour le suivi et la prise en charge du patient

diabétique de type 2.

Titre : « Estimation de la dépense énergétique chez des personnes atteintes de diabète de type 2 »

Responsable : Pr Georges Dalleau

Implication dans le projet : Partenaire scientifique

Projet de recherche «BQR»

2015

Financement Bonus Qualité Recherche – Université de La Réunion : 5 K€

Titre : « Développement et validation d'une méthode d'estimation de la dépense énergétique chez des personnes diabétiques de type 2 à partir de capteurs portables »

Implication dans le projet : Porteur du projet

AUTRES PROJETS FINANCÉS

- 2019 : **Obtention d'un financement de 47 781€** dans le cadre d'un appel à projet de la faculté SHE de l'Université de La Réunion. Titre du projet : *TPScience*. Ce financement a permis l'achat d'un système de mesure des échanges gazeux portables (K5, Cosmed), un échographe portable (Oscult, Oscadi) et un stimulateur électrique musculaire sans fil (Phenix USB Neo, Vivaltis). **Rôle : porteur du projet.**

- 2017 : **Obtention d'un financement de 74 000€** dans le cadre d'un appel à projet d'équipement pédagogique et de recherche innovant de la faculté SHE de l'Université de La Réunion. Titre du projet : *Analyse myodynamique de la motricité*. Ce financement a permis l'acquisition de 6 caméras optoélectroniques (Vero, Vicon), une grande plateforme de force triaxiale (60x120 cm, AMTI), un système EMG sans fil (Wave, Cometa) **Rôle : porteur du projet.**

RAYONNEMENT SCIENTIFIQUE ET VALORISATION DE LA RECHERCHE

Participation à des sociétés savantes

- Membre de la Société de Biomécanique (SB)
- Membre de la Société Posture Équilibre Locomotion (SOFPEL)
- Membre de l'International Society for Posture and Gait Research (ISPGR)

Vulgarisation des résultats de la recherche

- Présentation de mon parcours académique et de mes travaux de recherche dans le cadre de la journée académique "Cordées de la réussite et des parcours d'excellence" sur le thème "Croire en soi et réussir à La Réunion" organisée par l'Université de La Réunion le vendredi 6 avril 2018.
- Organisateur et pilotage des animations scientifiques organisées par le laboratoire IRISSE dans le cadre de la Fête de la Science (éditions 2018 et 2019) sur le site du Tampon de l'Université de La Réunion.
- Présentation de travaux de recherche « Equilibre postural et sport : que nous dit la science ? ». Présentation réalisée dans le cadre d'une conférence organisée à l'occasion de « la semaine des mathématiques » au lycée de Bellepierre, Saint-Denis, La Réunion (2016).

ACTIVITÉS D'EXPERTISE

- **Guest Editor pour un numéro spécial dans la revue International Journal of Environmental Research and Public Health (2022)**
Titre : Gait Analysis in Sport and Rehabilitation
- **Guest Editor pour un Research Topic dans la revue Frontiers in Human Neuroscience (2020)**
Titre : The Contribution of Postural Adjustments to Body Balance and Motor Performance (Vol. II)
Guest Editors : Teddy Caderby, Paolo Cavallari (University de Milan, Italie), Martin Descarreaux (Université du Québec à Trois Rivières, Canada), Eic Yiou (Université Paris-Saclay, France).
- **Membre de l'Editorial Board de la revue World Journal of Orthopedics (Q2 SJR) 2018-...**
- **Expert scientifique de demande de subvention CIFRE (n° 2019/0667) pour l'Agence Nationale Recherche Technologie (ANRT)**
- **Expert pour les journaux suivants :** *The Journal of Physiology, Scientific Reports, Plos One, PeerJ, Journal of Biomechanics, Gait & Posture, Clinical Biomechanics, Journal of Motor Behavior, Frontiers in Aging Neuroscience, Human Movement Science, Motor Control, Frontiers in Human Neuroscience, International Journal of Sports Medicine, Somatosensory & Motor Research, Journal of Clinical Medicine, Science & Sports, World Journal of Orthopedics.*
- **Expertise de proposition d'ouvrage (2016).** Titre : Biomechanics and Gait Analysis. Auteur : Nicholas Stergiou. Editeur : Elsevier.
- **Membre du Comité consultatif Local d'Expertise** chargé de l'examen des candidatures des étudiants à l'Allocation Régionale de Recherche
- **Expert dans le cadre du programme d'actions collectives de prévention « ATOUT AGE »** déployé par la CGSS, la Sécurité Sociale pour les Indépendants (RSI) et le GIE Vieillesse Actif de La Réunion en 2017.

DISTINCTIONS, BOURSES ET PRIX

- 2019 : **Obtention de la Prime d'Encadrement Doctoral et de Recherche (PEDR).** Contingent CNU (20% premiers).
- 2015 : **Obtention d'un Bonus Qualité Recherche** (5 000€) de l'Université de La Réunion. Titre du projet : « Développement et validation d'une méthode d'estimation de la dépense énergétique chez des personnes diabétiques de type 2 à partir de capteurs portables »
- 2012 : **Obtention d'une bourse** (6000\$ CAN) pour la réalisation d'un stage de recherche de 3 mois au sein du Laboratoire d'Etude du mouvement de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal (Canada)
- 2010-2013 : **Obtention d'un Contrat Doctoral** de l'Université de La Réunion

Direction et encadrement de travaux de recherche

Synthèse

Encadrement en cours : 4 D (3 co-direction et 1 co-encadrement), 7 M2 et 3 M1.

Encadrements effectués : 2 Doctorats (1 co-encadrement et 1 co-direction), 23 Master 2 (13 Stages professionnels et 10 stages recherche), 12 Master 1.

CO-DIRECTION DE THÈSE

Nowlan Deville, Université de la Réunion 2021 - ...

Financement : Allocation Régionale de Recherche, Région Réunion

Thèse : « *Effets aigus et chroniques des étirements musculaires sur la qualité de la marche des personnes diabétiques de type 2* »

Directeur (10%) : Georges Dalleau (PU, Université de la Réunion)

Co-directeur (50%) : Teddy Caderby (MCF, Université de la Réunion)

Co-directeur (10%) : Pierre Portero (PU, Université Paris Est Créteil)

Co-encadrant (30%) : Nathan Caron (MCF, Université de la Réunion)

Jade Christen, Université de la Réunion 2019 - ...

Financement : Contrat doctoral de l'Université de La Réunion

Thèse : « *Identification de biomarqueurs pour la détection précoce de la chute chez l'Homme* »

Directeur (50%) : Georges Dalleau (PU, Université de la Réunion)

Co-directeur (50%) : Teddy Caderby (MCF, Université de la Réunion)

Co-encadrant : Nicolas Turpin (MCF, Université de la Réunion)

Francis Grondin, Université de la Réunion 2019 - ...

Financement : Contrat CIFRE entre l'Université de La Réunion et l'entreprise PhysioFormation

Thèse : « *Les cervicalgies chroniques non spécifiques : Contributions des paramètres musculaires cervicaux et effet du reconditionnement musculaire* »

Directeur (50%) : Nicolas Peyrot (PU, Le Mans Université)

Co-directeur (50%) : Teddy Caderby (MCF, Université de la Réunion)

Publications correspondantes :

- **Grondin F**, Colman D, Peyrot N, Maillard O, Freppel S, **Caderby T**, Perdrix Y. Reliability and difference in neck extensor muscles strength by a portable dynamometer in individuals with and without chronic neck pain. *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 25 :1-7. [IF=1.9]
- **Grondin F**, Freppel S, Jull G, Gerard T, **Caderby T**, Peyrot N. Fat infiltration of multifidus muscle is correlated with neck disability in patients with idiopathic chronic neck pain. Soumis à la revue *Journal of Clinical Medicine*. [IF=4.242]

Jérémie Begue, Université de la Réunion

2017 - 2020

Financement : Allocation Régionale de Recherche, Région Réunion

Thèse : « *Etude des modifications du contrôle du moment cinétique chez la personne âgée lors de l'exécution du pas* »

Directeur (50%) : Nicolas Peyrot (PU, Le Mans Université)

Co-directeur (50%) : Teddy Caderby (MCF, Université de la Réunion)

Co-encadrant : Georges Dalleau (PU, Université de la Réunion)

Publications correspondantes :

- **Begue J**, Peyrot N, Lesport A, Turpin NA, Watier B, Dalleau G, **Caderby T**. Segmental contribution to whole-body angular momentum during stepping in healthy young and old adults. *Scientific Reports* 11: 19969 [IF=4.379]
- **Begue J**, Peyrot N, Dalleau G, **Caderby T** (2021). Effect of increasing speed on whole-body angular momentum during stepping in the elderly. *Journal of Biomechanics* 122: 110436 [IF=2.712 – rang A-1]
- **Begue J**, Peyrot N, Dalleau G, **Caderby T** (2019). Age-related changes in the control of whole-body angular momentum during stepping. *Experimental Gerontology*, 127 :110714. [IF=4.032 – rang A-1]
- **Begue J**, **Caderby T**, Peyrot N, Dalleau G (2018). Influence of gait speed on free vertical moment during walking. *Journal of Biomechanics* 75 :86-90. [IF=2.712 – rang A-1]

CO-ENCADREMENT DE THÈSE❖ **Angélique Lesport**, Université de La Réunion

2018 - ...

Financement : Contrat Doctoral de l'Université de La Réunion

Thèse : « *Contrôle moteur et chutes chez la personne âgée* »

Directeur : Nicolas Peyrot (PU, Le Mans Université)

Co-directeur : Nicolas Turpin (MCF, Université de la Réunion)

Co-encadrant : Teddy Caderby (MCF, Université de la Réunion)Publications correspondantes :

- **Caderby T**, **Lesport A**, Turpin NA, Dalleau G, Watier B, Robert T, Peyrot N, Begue J. (**en préparation**). Influence of aging on the stabilization of the whole-body angular momentum during stepping: an UCM-based analysis
- Turpin NA, **Lesport A**, **Caderby T**, Watier B, Peyrot N (**en révision majeure**). About the use of PCA and a symmetrical index of synergy in the UCM analysis. *Human Movement Science* [IF=2.161 – Rang A-2]
- Begue J, Peyrot N, **Lesport A**, Turpin NA, Watier B, Dalleau G, **Caderby T**. Segmental contribution to whole-body angular momentum during stepping in healthy young and old adults. *Scientific Reports* 11: 19969 [IF=4.379]
- **Lesport A**, **Caderby T**, Peyrot N, Turpin NA (2019). Robust control of the whole-body center of mass position during beyond-the-reach movements in elderly. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 22, No. Sup1, S427-S429

❖ **Nathan Caron**, Université de la Réunion

2014 - 2017

Financement : Allocation Régionale de Recherche, région Réunion

Thèse : « *Estimation de la dépense énergétique chez des personnes atteintes de diabète de type 2* »

Directeur : Georges Dalleau (PU, Université de la Réunion)

Co-directeur : Nicolas Peyrot (PU, Le Mans Université)

Co-encadrant : Teddy Caderby (MCF, Université de la Réunion)Publications correspondantes :

- **Caron N**, Peyrot N, **Caderby T**, Verkindt C, Dalleau G (2019). Accelerometry-based method for assessing energy expenditure in patients with type 2 diabetes during walking. *Journal of Human Nutrition and Dietetics* 32(4):531-534 [IF=3.089]
- **Caron N**, Peyrot N, **Caderby T**, Verkindt C, Dalleau G (2018). Effect of type 2 diabetes on energy cost and preferred speed of walking. *European Journal of Applied Physiology* 118(11):2331-2338. [IF=3.078 – rang A-2]
- **Caron N**, **Caderby T**, Peyrot N, Verkindt C, Dalleau G (2018). Validation of a method for estimating energy expenditure during walking in middle-aged adults. *European Journal of Applied Physiology* 118(2):381-388. [IF=3.078 – rang A-2]
- **Caron N**, Peyrot N, **Caderby T**, Verkindt C, Dalleau G (2016). Energy expenditure in patients with Diabetes Mellitus: A Review. *Frontiers in Nutrition* 3. [IF=6.576].

DIRECTIONS DE MASTER**MASTER 1**

- **Phanuel Ayagapin** (50%) – Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2022**
Identification de marqueurs EEG pour la détection de la perte d'équilibre chez l'Homme
Co-encadrement avec F. Chouchou (MCF, Univ Réunion)
- **Baptiste Jegou** (100%) – Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2022**
Effets de la stimulation électrique musculaire sur la propulsion au cours de la marche
- **Djamaly Hassani** (100%) – Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2022**
Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur la mobilité de personnes âgées dépendantes
- **Tom Collet** (100%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2021**
Corrélation entre l'instabilité articulaire du genou, le laxisme en positions extrêmes et les paramètres de stabilité posturale
- **Kelly Voitus** (100%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2020**
Effet du renforcement musculaire sur la stabilité du genou de personnes atteintes d'instabilité chronique du genou
- **Landry Kamiza** (100%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2020**
Effet d'un programme d'activité physique basé sur les jeux vidéo sur les capacités d'équilibre de personnes âgées
- **Nowlan Deville** (100%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2020**
Effets de différents types d'étirements des fléchisseurs plantaires de la cheville sur le maintien de l'équilibre postural unipodal
- **Matthieu Le Floch** (50%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2019**
Détection précoce de la chute à partir de centrales inertielles : comparaison de différents algorithmes. Co-encadrement avec N. Turpin (MCF, Univ Réunion)
- **Antonin Le Corre** (50%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2019**
Effet de la fatigue centrale, de la fatigue périphérique ou des deux combinées sur le contrôle postural orthostatique. Co-encadrement avec N. Turpin
- **Jade Christen** (100%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion **2018**

Influence de la vitesse de progression sur la stabilité dynamique au cours de l'arrêt de la marche

- **Sébastien Savaranin** (100%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion 2018
Influence du niveau d'expertise sur l'équilibre postural de pratiquants d'aïkido
- **Jérémie Begue** (50%) - Master 1 STAPS APAS, Université de La Réunion 2016
Relation entre le moment libre vertical et la vitesse de marche
Co-encadrement avec G. Dalleau (PU, Univ Réunion)

MASTER 2 RECHERCHE

- **Oscar Herrera** (100%) - Master 2 Biomécanique et Biomatériaux, Université de Reims 2022
Conception d'un exosquelette passif de cheville et évaluation de son impact sur la marche
- **Thomas Aout** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2022
Evaluation de la stimulation électrique musculaire sur la biomécanique de la marche
- **Tom Collet** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2022
Effets du port de l'équipement sur l'équilibre statique et dynamique chez des sapeurs-pompiers
- **Romain Thésée** (50%) Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2022
Effets de la maturation sur le profil force-vitesse en saut vertical chez des adolescents
Co-Encadrement avec Joffrey Bardin (Univ Réunion)
- **Julian Kamili** (100%) - Master of Science in Rehabilitation and Prevention, University of Leipzig 2022
Effects of stretching exercises on gait and balance in young healthy adults
- **Nowlan Deville** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Comparaison de deux types d'étirements des fléchisseurs plantaires sur l'équilibre postural unipodal
- **Daphné Guével** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Effet de l'imagerie kinesthésique sur le maintien de l'équilibre en situation instable
- **Cyril Péna** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Validation d'une méthode pour estimer la pression du garrot pour l'entraînement sous occlusion vasculaire.
- **Thomas Gérard** (50%) - Master 2 Ingénierie de la Santé – IRHPM, Université de Picardie 2021
Corrélations entre paramètres cliniques cervicaux et symptomatologie des patients cervicalgiques chroniques non spécifiques. Co-encadrement avec Francis Grondin (Univ Réunion)
- **Jade Christen** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2019
Effets du vieillissement sur la régulation de l'équilibre au cours de l'arrêt du pas
- **Sébastien Savaranin** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2019
Influence du niveau d'expertise sur l'équilibre dynamique de pratiquants d'Aikido
- **Axelle Hoareau** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2018
Effets de différentes aides techniques sur l'équilibre et le coût énergétique lors de la marche chez la personne âgée
- **Jérémie Begue** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2017
Effets de la vitesse sur le contrôle de la quantité de mouvement angulaire verticale au cours de la marche
- **Rodrigue Baret** (100%) - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2017
Effet d'un entraînement sur slack-line sur l'équilibre postural des personnes obèses
- **Nathan Caron**(50%) - Master 2 APAS ERI, IFEPSA 2014
Identification des activités physiques à l'aide de centrales inertielles.
Co-Encadrement avec Georges Dalleau (PU, Univ Réunion)

MASTER 2 PROFESSIONNEL

- **Véronique Martins** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2022
Effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la marche de patients hémiplésiques

- **Oriane Baron** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2022
Prise en charge APA versus prise en charge en ergothérapie du positionnement assis au fauteuil roulant de la personne âgée polypathologique
- **Olivier Aquime** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Activité physique adaptée pour l'inclusion sociale d'adultes porteurs de handicap mental
- **Ana Vasovic** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Conception d'un programme d'APAS pour la prévention des chutes chez des séniors en EHPAD
- **Gésen Guidé** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Création, évaluation et pilotage d'un programme d'activité physique adaptée dans le cadre du dispositif "École Du Dos" en Clinique de Rééducation Fonctionnelle.
- **Landry Kamiza** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Effets d'un programme d'Activité Physique Adaptée sur les capacités cardio-respiratoires des patients atteints et en réhabilitation du SARS-CoV-2
- **Kelly Voituis** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Conception et évaluation d'un programme de réentraînement en force pour un public d'adultes atteints de lombalgies chroniques
- **Antoine Danez** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2021
Intérêt de l'Activité Physique Adaptée lors d'une phase de pairing chez l'enfant avec autisme
- **Jérémy Anciaux** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2020
Mise en place d'un projet APAS au sein d'un service d'Education Spécialisée et de Soins A Domicile accueillant des enfants présentant une déficience intellectuelle
- **Olivier Quintin** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2020
Construction et évaluation d'un projet de prévention de l'obésité chez des jeunes au sein d'une association sportive de Judo
- **Gael Payet** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2020
L'activité physique adaptée au service de l'accompagnement des personnes déficientes Intellectuelles
- **Sarrite Demmery** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2020
Effets du réentraînement en force sur les capacités fonctionnelles d'adultes obèses
- **Jérémy Mithra** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2020
Les effets des jeux vidéos actifs combinés à un programme d'activité physique adaptée chez des enfants atteints d'obésité.
- **Fleuralissa Cady** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2020
Effets de la gym douce et de la danse sur l'équilibre postural et l'autonomie des séniors.
- **Guillaume Magdeleine** - Master 2 STAPS APAS, Université de La Réunion 2020
Effets de la gym douce et de la danse sur l'équilibre postural et l'autonomie des séniors.

PARTICIPATION À DES COMITÉS DE SUIVI DE THÈSE

- **Membre du comité de suivi** de la thèse de Thomas Vialleron. Date de première inscription (2015).
Sujet de la thèse : *Analyse des effets d'une modification expérimentale de la capacité posturo-cinétique induite par deux types d'exercices physiques sur l'organisation biomécanique de la marche et de l'initiation de la marche : vibrations du corps entier et étirements musculaires.* Thèse réalisée à l'Université Paris 11. Directeur de thèse : Dr. Eric Yiou. Co-encadrant : Dr. Paul Fourcade. Co-encadrant : Dr. Arnaud Delafontaine.
- **Membre du comité de suivi** de la thèse de Romain Artico. Date de première inscription (2015). Sujet de la thèse : *Analyse des coordinations entre la posture et le mouvement lors de l'initiation de la marche avec enjambement d'obstacle : anticipation posturale, adaptation et modélisation.* Thèse

réalisée à l'Université_Paris 11. Directeur de thèse : Dr. Eric Yiou. Co-directeur de thèse : Dr. Paul Fourcade.

- **Membre du comité de suivi** de la thèse de Sébastien Ditcharles. Date de première inscription (2013).
Sujet de la thèse : *Système musculo-squelettique et capacité posturo-cinétique dans l'initiation de la marche : effet de la fatigue musculaire, d'un blocage articulaire et d'une manipulation vertébrale.*
Thèse réalisée à l'Université Paris 11. Directeurs de thèse : Dr. Eric Yiou et Pr. Alain Hamaoui.

- **Membre du comité de suivi** de la thèse de Claire Fournié. Date de première inscription (2016). Sujet de la thèse : Etude des bénéfices de programmes d'activité physique adaptée (APA) combinés à un entraînement à la cohérence cardiaque sur la qualité de vie de personnes adultes traités pour une hémopathie maligne. Thèse réalisée à l'Université de La Réunion. Directeur de thèse : Pr. Georges Dalleau. Co-directeur de thèse : Dr. Chantal Verkindt.

Synthèse des travaux de recherche

Notre faculté à nous mouvoir et à nous déplacer de manière sûre et efficace dans notre environnement est cruciale pour notre autonomie. Pourtant, cela se révèle être particulièrement complexe parce que nous sommes soumis quasiment en permanence à des facteurs qui peuvent potentiellement perturber la performance de nos mouvements et le maintien de notre équilibre postural, i.e., le maintien du corps dans un état (en termes notamment de position, quantité de mouvement et moment cinétique) permettant de réaliser la tâche prescrite sans chuter. Ces facteurs peuvent être de nature endogène, i.e. liée à l'individu lui-même (pathologie, vieillissement, fatigue...), ou de nature exogène, i.e. liée à l'environnement extérieur (port d'une charge, obstacle...). Malgré cela, nous sommes capables la plupart du temps et pour la plupart d'entre nous de réaliser nos mouvements efficacement et sans chuter. Pour y parvenir, nous devons faire preuve d'une certaine capacité d'adaptation. Cela se traduit plus précisément par notre capacité à trouver et à mettre en œuvre des stratégies motrices afin de réaliser au mieux la tâche prescrite face à ces perturbations multiples.

Les travaux de recherche dont la synthèse suit ont pour objectif principal d'étudier d'un point de vue biomécanique l'adaptabilité motrice chez l'Homme. De manière plus précise, ces travaux ont pour finalité d'investiguer la capacité de l'être humain à s'adapter dans ce type de situation où la performance motrice et l'équilibre postural sont perturbés par différents types de facteurs. Outre de mieux comprendre la capacité de réorganisation motrice de l'être humain, ces travaux ont également pour finalité de pouvoir proposer des solutions pour l'évaluation et l'amélioration de la performance motrice et l'équilibre chez des individus présentant des dégradations de leur mobilité et de comprendre les mécanismes sous-jacents. Ces travaux ont été réalisés au sein du laboratoire Ingénierie Recherche Intervention Sport Santé Environnement (IRISSE, EA 4075) (anciennement Laboratoire DIMPS) de l'Université de La Réunion. Ils ont débuté pendant la réalisation de ma thèse et se sont poursuivis dans le cadre de mes activités d'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (2013-2014) puis de Maître de Conférences (depuis 2014). Ces travaux constituent le résultat des encadrements de doctorants et des nombreuses collaborations scientifiques au niveau local, national et international.

La présentation de nos travaux de recherche se fera en trois parties organisées de manière chronologique :

Dans une première partie, nous présenterons nos travaux sur les effets de différentes perturbations endogènes et exogènes sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la

marche, i.e. la phase d'amorce de la marche, chez l'individu jeune et en bonne santé. Ces travaux, qui ont débuté au cours de ma thèse, ont pour finalité de mieux comprendre comment l'individu jeune et en bonne santé est capable, en situation de contrainte posturale, de maintenir la performance motrice et l'équilibre postural au cours d'une tâche fonctionnelle comme l'initiation de la marche. Dans cette partie, nous présenterons également nos travaux sur les effets de l'obésité, qui constitue un facteur endogène, sur la performance motrice et le maintien de l'équilibre postural durant l'initiation de la marche. Les effets de l'entraînement en endurance et en force sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche chez des personnes en situation d'obésité seront abordés dans ce contexte. Nous terminerons cette partie par la présentation de nos perspectives de recherche concernant cette thématique.

Dans une deuxième partie, nous présenterons nos travaux sur les adaptations biomécaniques et bioénergétiques de la marche induites par le diabète de type 2. Ces travaux ont débuté pendant mon activité d'ATER à l'Université de La Réunion. Dans cette partie, nous évoquerons les méthodes que nous avons développées pour estimer la dépense énergétique lors de la marche à partir de capteurs embarqués chez des diabétiques de type 2. Dans les perspectives, je présenterai nos recherches en cours et à venir sur le développement de solutions pour améliorer la performance motrice, le rendement énergétique et l'équilibre pendant la marche chez ces individus.

Dans une troisième partie, nous présenterons nos travaux menés plus récemment sur les adaptations biomécaniques induites par le vieillissement lors de la réalisation de tâches motrices quotidiennes. Nous terminerons cette partie par la présentation de nos travaux en cours et à venir sur le développement de solutions pour évaluer et améliorer le maintien de l'équilibre et la performance motrice durant des activités motrices quotidiennes chez les personnes âgées.

1- Adaptations biomécaniques du processus d'initiation de la marche

INTRODUCTION

L'initiation de la marche fait référence à la tâche motrice qui consiste à passer de la posture orthostatique à l'activité de marche. Il s'agit d'une tâche fonctionnelle fréquemment exécutée dans le cadre de nos activités quotidiennes, aussi bien que lors de nos activités physiques et sportives. Cette tâche implique la transition d'un état quasi-statique (station debout) à un état dynamique (activité de marche). Elle est souvent décrite comme la phase transitoire allant des premières modifications dans la posture debout jusqu'à la fin du premier pas, généralement caractérisée par l'instant du contact du membre exécutant le premier pas (désigné après comme le membre oscillant) avec le sol (Brenière et al., 1987; Nissan et Whittle, 1990). Contrairement à l'activité de marche, qui peut être considérée comme automatique, il est généralement admis que l'initiation de la marche constitue un acte intentionnel qui serait programmé centralement (Brenière et al., 1987; Brunt et al., 1991; Brunt et al., 1999; Couillandre et al., 2000).

Comme tout acte moteur intentionnel, l'initiation de la marche implique la présence de phénomènes posturaux avant le début du mouvement volontaire, qui est généralement caractérisé par l'instant du décollement du talon de la jambe oscillante. Ces phénomènes posturaux, qui seraient orchestrés par le système nerveux central (Massion et al., 1999; MacKinnon et al., 2007; Jacobs et al., 2009), sont connus sous le nom d'*Ajustements Posturaux Anticipateurs (APA)* (Belenkiy et al., 1967; Bouisset et Zattara, 1981; 1987). Durant l'initiation de la marche, ces APA assurent des rôles différents en fonction de la direction dans laquelle ils se manifestent. Selon l'axe antéropostérieur, les APA se traduisent par un déplacement du centre de pression (CP) vers l'arrière, qui a pour effet de déséquilibrer le corps vers l'avant. La modélisation du corps en pendule inversé a permis d'établir plus précisément la relation entre le recul du CP et l'accélération antéropostérieure du centre de masse (CM) corporel (Brenière et al., 1987) :

$$K\ddot{x}_{CM} = W(x_{CM} - x_{CP}) \quad (1)$$

où \ddot{x}_{CM} est l'accélération antéropostérieure du CM; W est le poids du sujet; x_{CM} est la position antéropostérieure de la projection au sol du CM; x_{CP} est la position antéropostérieure du COP et K est la constante intégrant les paramètres anthropométriques du sujet (moment d'inertie du corps autour du CM, hauteur du CM et masse de l'individu).

Cette relation démontre que le recul du CP (plus précisément l'écart entre CP et CM) durant les APA entraîne une accélération proportionnelle du CM vers l'avant. De cette façon, les APA

permettent d'induire une vitesse initiale au CM avant le décollement du talon de la jambe oscillante, i.e., à la fin de la période des APA. Étant donné que la phase d'exécution du pas s'apparente à une phase balistique au cours de laquelle le corps chute sous l'action de la gravité en pivotant autour de la cheville de la jambe d'appui, la vitesse initiale du CM induite par les APA prédétermine la vitesse du CM à la fin du premier pas (Brenière et al., 1987; Lepers et Brenière, 1995). Il est ainsi admis que le rôle des APA dans la direction antéropostérieure est de générer les forces de propulsion nécessaires pour atteindre la vitesse de progression désirée dès la fin du premier pas.

Selon l'axe médiolatéral, les APA se manifestent par un déplacement latéral du centre de pression vers la jambe oscillante, ce qui contribue à la propulsion du CM vers la jambe d'appui avant le décollement du talon (Jian et al., 1993; Lyon et Day, 1997; Yiou et al., 2016). Ces phénomènes posturaux jouent un rôle important dans le contrôle de l'équilibre dans le plan frontal lors de l'exécution du premier pas. En effet, le fait de soulever le pied oscillant pour exécuter le premier pas entraîne une réduction drastique des dimensions de la base de support selon la direction médiolatérale, se limitant finalement à la largeur du pied d'appui. Il s'ensuit que si le CM n'est pas repositionné au-dessus du pied d'appui avant le décollement du pied oscillant, un écart entre le CM et le CP – situé à ce moment sous le pied d'appui – se formera. Cet écart entraînera dans ce cas un couple de déséquilibre accélérant le CM vers la jambe oscillante pendant l'exécution du pas, ce qui entraînera inévitablement l'effondrement du corps au sol (i.e., une chute) en l'absence d'actions de rattrapage de l'équilibre. Durant l'initiation de la marche, ce couple de déséquilibre est atténué par le déplacement du CM vers la jambe d'appui durant la période des APA. Bien que le CM n'est jamais repositionné au-dessus du pied d'appui avant le décollement du pied oscillant, les APA dans la direction médiolatérale contribuent à réduire la tendance du corps à chuter vers la jambe oscillante au cours de l'exécution du pas et par conséquent constitue un mécanisme important pour le contrôle de l'équilibre dans la direction médiolatérale au cours de l'initiation de la marche (McIlroy et Maki, 1999; Rogers et al., 2001). Il doit être cependant noté que la chute latérale du corps est totalement arrêtée uniquement lorsque le pied oscillant entre en contact avec le sol. En repositionnant le CM à l'intérieur de la base de support, le placement du pied au sol permet de freiner le CM et de rétablir l'état équilibre dans la direction médiolatérale (MacKinnon et Winter, 1993; Kuo, 1999; Zettel et al., 2002b; a). Le placement du pied constitue donc également un mécanisme complémentaire important pour le contrôle de l'équilibre dans le plan frontal au cours de l'initiation de la marche .

Ainsi, bien que la tâche d'initiation de la marche puisse paraître simple en apparence, celle-ci se révèle être particulièrement complexe sur le plan de l'organisation motrice. En effet, la réalisation de cette tâche implique de remplir deux exigences qui peuvent sembler paradoxales : induire un déséquilibre pour se déplacer vers l'avant et maintenir son équilibre pour assurer la progression du corps. Ces exigences font de l'initiation de la marche une tâche particulièrement difficile pour le système de contrôle de l'équilibre (Winter, 1995). Cela peut probablement expliquer les nombreuses chutes recensées chez les personnes âgées au cours de cette tâche (Robinovitch et al., 2013). Comprendre les adaptations de ce processus d'initiation de la marche sur le plan biomécanique peut potentiellement aider à trouver des solutions pour améliorer le contrôle de l'équilibre et/ou améliorer la performance motrice lors de cette tâche.

PROBLÉMATIQUE / BUTS

En plus d'être une tâche fonctionnelle, l'initiation de la marche constitue également un paradigme expérimental classiquement utilisé pour étudier la coordination entre la posture et le mouvement (Brunt et al., 1999; Yiou et Do, 2010). Dans cette approche, le mouvement volontaire est considéré comme perturbateur de la posture et de l'équilibre (Bouisset, 1991). Pour contrer cette perturbation, le système nerveux central développe des phénomènes dynamiques régis par des patterns hautement coordonnés d'activation/désactivation musculaire disséminés dans tout le corps et appelés « ajustements posturaux ». Les phénomènes qui interviennent avant même l'exécution du mouvement volontaire, correspondent à nos « ajustements posturaux anticipateurs » (APA). Selon le concept de « capacité posturocinétique » (Bouisset et Le Bozec, 2002; Bouisset et Do, 2008), l'équilibre et la performance motrice reposent étroitement sur la capacité du système nerveux central à générer des APA convenables, en termes d'amplitude et en durée (Le Bozec et Bouisset, 2004; Ditcharles et al., 2017; Hamaoui et Alamini-Rodrigues, 2017).

La littérature consacrée à la coordination entre la posture et le mouvement montre que les APA associés au mouvement volontaire ont la capacité de s'adapter non seulement aux paramètres du mouvement à venir mais également aux contraintes posturales de nature endogène et exogène qui peuvent être imposées au système postural. Dans une revue de littérature, nous avons reporté les résultats des études mettant en avant l'adaptabilité des APA à différents facteurs tels que les paramètres du mouvement focal, la stabilité posturale, la mobilité de la chaîne posturale et la fatigue posturale. Cette revue a permis de souligner le fait que le système nerveux central a la capacité d'adapter les paramètres spatio-temporels des APA

(durée et amplitude) à ces différentes contraintes de manière à maintenir l'équilibre postural, la performance motrice, ou les deux, lors de l'exécution d'un mouvement volontaire.

Yiou E, Caderby T, Hussein T

Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement

World Journal of Orthopedics 2012, 3(6) :75-86

Par ailleurs, cette revue a aussi permis de mettre en évidence le fait que très peu d'études se sont intéressées à l'adaptabilité des APA associés à l'initiation de la marche. Les travaux que nous décrivons par la suite visaient à apporter des éléments de réponse à cette problématique. Dans ce contexte, nous avons conduit une série de travaux chez l'adulte sain afin de mieux comprendre les adaptations aigües du processus d'initiation de la marche induites par différents facteurs endogènes (vitesse du mouvement, pression temporelle, pattern de pose du pied) et exogènes (port de charge et obstacle), susceptibles d'affecter aussi bien la performance motrice que la stabilité posturale lors de l'initiation de la marche. Par la suite, nous nous sommes intéressés aux effets chroniques induits par l'obésité et par l'entraînement chez ces individus.

MÉTHODES

La majorité de ces études sur l'initiation de la marche ont été réalisées chez des jeunes adultes en bonne santé. Dans le cadre de l'étude portant sur les effets de l'obésité, des jeunes adultes en situation d'obésité ont également été recrutés (études 1.6 et 1.7). Initialement, les participants devaient se maintenir debout, le plus immobile possible, dans une posture naturelle avec les bras le long du corps sur une première plateforme de force. Une deuxième plateforme était positionnée en avant de la première afin de mesurer les paramètres mécaniques relatifs au premier pas. Les deux plateformes (AMTI, MA, USA) étaient incorporées dans une piste de marche d'au moins 7 mètres afin de mesurer les forces de réaction au sol et les moments en trois dimensions (AP, ML et verticale). Ces efforts de réaction du sol ont été utilisés afin de calculer les coordonnées horizontales du CP et du CM lors de l'initiation de la marche. Un système de capture de mouvement (Vicon, Oxford, UK) a également été utilisé dans la plupart de ces études pour déterminer les paramètres spatio-temporels de l'initiation de la marche, et un capteur de contact plantaire de type « footswitch » a été utilisé lors des études sur la répartition d'une charge additionnelle (étude 1.2.2) et pour la validation d'une méthode de détection de l'évènement du décollement du talon à partir de données issues des plateformes de

force (étude 1.1). Des cellules photo-électriques ont été utilisées pour mesurer et/ou contrôler la vitesse de marche. Différents paramètres biomécaniques spatio-temporels associés à l'initiation de la marche ont ensuite été calculés. La durée des APA correspondait à la période entre les premières variations dans le signal d'accélération du CM et le moment du décolllement du talon de la jambe oscillante. L'amplitude des APA selon l'axe antéropostérieur correspondait au pic de déplacement du CP vers l'arrière pendant la période des APA, alors que l'amplitude selon l'axe médiolatéral correspondait au pic de déplacement latéral du CP vers la jambe oscillante durant cette même période. La performance motrice associée à l'initiation de la marche a été quantifiée par le pic de vitesse antéropostérieure du CM à la fin du premier pas (Brenière et al., 1987). Pour quantifier la capacité de maintien de l'équilibre postural durant l'initiation de la marche, nous avons relevé une mesure de la stabilité (que nous dénommerons après la *stabilité posturale*). La stabilité, qui est généralement définie comme la capacité d'un système à retourner vers un état d'équilibre après une perturbation, est souvent quantifiée dans les études sur la marche par le concept de « marge de stabilité » (Hof et al., 2005). Ce concept, qui est basé sur le modèle du pendule inversé, fait intervenir la notion de « centre de masse extrapolé », qui est un point virtuel tenant compte à la fois de la position et de la vitesse du CM :

$$\overrightarrow{XcoM} = \overrightarrow{r_{CM}} + \frac{\overrightarrow{r_{CM}}}{\omega_0} \quad (2)$$

Où \overrightarrow{XcoM} est le vecteur position du centre de masse extrapolé, $\overrightarrow{r_{CM}}$ et $\overrightarrow{r_{CM}}$ sont respectivement les vecteurs position et vitesse du CM, et ω_0 la pulsation propre du corps modélisé comme un pendule inversé ($\omega_0 = \sqrt{g/l}$, avec g étant la constante gravitationnelle ($9,81\text{m.s}^{-2}$) et l la longueur du pendule inversé).

Selon cette approche, les conditions de stabilité impliquent que le «centre de masse extrapolé» soit contenu dans la base de support. Dans le cas contraire, l'individu devra donc entreprendre des actions (par exemple, exécuter un pas) pour récupérer l'équilibre et ainsi éviter de chuter. Bien qu'elle soit une mesure indirecte de la stabilité et qu'elle ne tienne pas compte de l'état du corps dans sa totalité (non prise en compte du moment cinétique du corps notamment), la marge de stabilité est un paramètre global qui permet de prédire relativement bien la perte d'équilibre dans la direction médiolatérale (Gill et al., 2019). De plus, le fait que la marge de stabilité dans la direction médiolatérale soit réduite avec le vieillissement (Arvin et al., 2016; Herssens et al., 2020) et que cela puisse potentiellement expliquer les chutes latérales fréquentes chez les personnes âgées (Rogers et Mille, 2003), fait d'elle un indicateur pertinent de la capacité de maintien de l'équilibre pendant la marche et lors de son initiation. Dans nos

études, la marge de stabilité selon la direction médiolatérale a été quantifiée au moment du contact talon de la jambe oscillante, qui correspond au moment où le centre de masse extrapolé atteint sa position extrême selon cet axe (i.e., la position la plus éloignée de la jambe d'appui). Plus précisément, nous avons calculé la marge de stabilité à cet instant comme la distance entre la limite latérale de la base de support, à savoir la position médiolatérale du talon de la jambe oscillante (ou la tête du cinquième métatarse lorsque le contact se fait avec l'avant-pied (étude 1.5), et la position médiolatérale du « centre de masse extrapolé ». Une marge de stabilité positive indique que la stabilité posturale selon la direction médiolatérale est assurée à l'instant du contact talon, et une valeur négative indique que les conditions de la stabilité posturale ne sont pas remplies et qu'une action de rattrapage doit être entreprise pour récupérer l'équilibre (e.g., réaliser un pas de côté) et éviter la chute.

PRINCIPAUX RÉSULTATS

1.1- Contribution méthodologique : Développement d'une méthode pour détecter l'évènement du décollement du talon à partir de données de plateforme de force

Caderby T, Yiou E, Peyrot N, Bonazzi B, Dalleau G
Detection of swing heel-off event in gait initiation using force-plate data
Gait and Posture 2013, 37 (3): 463-466

Avant d'aborder spécifiquement les adaptations du processus d'initiation de la marche à différents facteurs, nous allons présenter brièvement la validation d'une nouvelle méthode permettant de déterminer l'instant de décollement du talon de la jambe oscillante (i.e. l'instant de fin de la période des APA) pendant l'initiation de la marche à partir des données issues d'une plateforme de force. Nous avons comparé cette nouvelle méthode, basée sur l'étude de l'évolution de l'impulsion verticale, ainsi que 3 autres méthodes utilisées dans la littérature, à la méthode de référence utilisant un capteur de contact plantaire (aussi appelé « footswitch ») placé sous le talon. Nos résultats ont montré que toutes les méthodes détectaient en moyenne l'instant de décollement du pied trop tôt par rapport à la méthode de référence, et cela quelle que soit la condition de vitesse (**Tableau 1**).

La nouvelle méthode proposée, basée sur l'impulsion verticale, présentait la plus petite erreur moyenne et le plus petit écart-type (-1 ± 2 % de la durée des APA) comparée aux trois

autres méthodes, et était la seule méthode qui ne présentait pas de différence significative au niveau de l'erreur entre les deux conditions de vitesse (**Tableau 1**).

Tableau 1. Moyenne \pm écart-type (SD) des différences (Erreurs) entre les instants de décollement du talon estimés par les différentes méthodes et la méthode de référence

	<i>Méthode 1</i>	<i>Méthode 2</i>	<i>Méthode 3</i>	<i>Nouvelle méthode</i>
<i>Vitesse Normale</i>				
Erreur \pm SD (ms)	-243 \pm 86 ^a	-77 \pm 42	-43 \pm 15	-8 \pm 10
Erreur \pm SD (%APA)	-40 \pm 13 ^b	-13 \pm 7 ^a	-7 \pm 3 ^a	-1 \pm 2
<i>Vitesse Maximale</i>				
Erreur \pm SD (ms)	-215 \pm 83	-70 \pm 37	-41 \pm 13	-7 \pm 10
Erreur \pm SD (%APA)	-34 \pm 13	-11 \pm 6	-6 \pm 2	-1 \pm 2

Méthode 1 : instant du pic du déplacement médiolatéral du CP vers la jambe oscillante. *Méthode 2* : instant du changement de signe du signal du déplacement médiolatéral du CP. *Méthode 3* : instant du premier pic négatif de la force verticale. Significativement différent de la condition à vitesse maximale : ^a $p < 0,05$; ^b $p < 0,01$.

Pour conclure, les résultats de cette étude montrent que la nouvelle méthode proposée permet d'estimer avec précision (-1 ± 2 % de la durée des APA) l'instant de décollement du talon de la jambe oscillante, i.e. l'instant de fin des APA, durant l'initiation de la marche. Cette méthode constitue une approche intéressante pour l'analyse de l'initiation de la marche dans des environnements non équipés de système de capture du mouvement comme dans le milieu clinique. Cette méthode a été utilisée dans nos études portant chez les personnes en situation d'obésité (études 1.6 et 1.7).

1.2- Effet du port de charge et de sa localisation sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche

Contexte

Les travaux présentés dans cette partie ont été initiés au cours de ma thèse (2010-2013). Durant celle-ci, nous nous sommes intéressés spécifiquement aux adaptations du processus d'initiation de la marche à deux types de perturbations : la charge additionnelle (perturbation exogène) et la vitesse de progression (perturbation endogène). Ces travaux de thèse nous ont amenés par la suite à nous intéresser aux effets d'autres perturbations dans le but de mieux comprendre l'adaptabilité de ce processus d'initiation de la marche.

1.2.1- Effet d'une charge additionnelle sur le processus d'initiation de la marche

Les questions de savoir si et comment l'ajout d'une charge au(x) segment(s) mobilisé(s) affecte la coordination entre la posture et le mouvement ont été abordées par plusieurs études. Ces études ont concerné la tâche classique d'élévation du bras réalisée en posture debout (Bouisset et al., 2000; Hay et Redon, 2001; Patla et al., 2002), la capture avec les bras tendus d'une charge relâchée par l'expérimentateur (Li et Aruin, 2007; 2009) ou le pointage d'une cible placée au sol impliquant un déplacement de l'ensemble du corps vers l'avant (Robert et al., 2007). Par exemple, il a été montré que la durée des APA associés au mouvement d'élévation du bras était augmentée lorsqu'une charge était ajoutée au poignet du bras mobilisé (Bouisset et Zattara, 1987; Zattara et Bouisset, 1988). Cette augmentation de la durée des APA avec la charge additionnelle va dans le sens d'une adaptation visant à compenser l'augmentation de la perturbation posturale induite par la plus grande inertie du segment focal afin de maintenir l'équilibre postural. Malgré l'abondance des études portant sur l'effet de surcharge sur la coordination entre la posture et le mouvement, à l'heure actuelle, la question de l'influence du port de charge sur l'organisation posturale de l'initiation de la marche reste en suspens.

Caderby T, Dalleau G, Leroyer P, Bonazzi B, Chane-Teng D, Do MC

Does an additional load modify the Anticipatory Postural Adjustments in gait initiation?

Gait and Posture 2013, 37 (1): 144-146.

Dans le cadre d'une première étude, nous souhaitons savoir si et comment les paramètres spatio-temporels des APA seraient modifiés pour maintenir une même performance motrice au cours de l'initiation de la marche avec l'ajout d'une surcharge. Dix-neuf individus jeunes et sains ont été instruits à initier la marche à une vitesse similaire dans deux conditions de charge : une condition sans charge et une condition avec une surcharge correspondant à 15% de la masse corporelle. La surcharge était ajoutée au corps du sujet au moyen d'une ceinture positionnée à hauteur du CM du sujet, soit 57% de leur taille (Winter, 1990). Les poids en plomb étaient répartis symétriquement selon les plans médian et frontal du corps afin de ne pas induire de modification dans la position horizontale initiale du CM durant la posture debout. Nos résultats ont montré que la durée des APA était augmentée avec l'ajout de la surcharge, alors que l'amplitude des APA (i.e., le recul maximal du CP) n'était pas modifiée (**Tableau 2**).

Cette augmentation de la durée des APA avec la surcharge contribuait vraisemblablement à produire une plus grande impulsion vers l'avant, ce qui permettait aux individus de développer une vitesse du CM vers l'avant à la fin des APA identique dans les deux conditions. Cet allongement de la durée des APA avec l'ajout d'une surcharge contribuait à maintenir les paramètres de la phase d'exécution inchangés, et ainsi à conserver une performance motrice identique.

Tableau 2 : Moyenne et écart-type des variables dépendantes dans les conditions sans et avec charge.

Paramètres	Sans charge	Avec charge	Valeur P
D_{APA} (ms)	536 ± 75	573 ± 72	$P=0,037$
V_{HO} (m s ⁻¹)	0,22 ± 0,06	0,22 ± 0,05	
xP_{max} (mm)	-20 ± 15	-19 ± 11	
Imp_{AP} (N s)	10 ± 5	13 ± 5	$P<0,001$
V (m s ⁻¹)	1,22 ± 0,15	1,21 ± 0,10	
D_{EXE} (ms)	705 ± 76	709 ± 72	
D_{GI} (ms)	1241 ± 101	1281 ± 81	$P=0,039$

D_{APA} : durée des APA. V_{HO} : Vitesse antéropostérieure du CM au moment du décolllement du talon de la jambe oscillante. xP_{max} : Recul maximal du CP durant les APA. Imp_{AP} : Impulsion vers l'avant durant les APA. V : Pic de vitesse du CM à la fin du premier pas. D_{EXE} : Durée d'exécution du pas. D_{GI} : Durée d'initiation de la marche

1.2.2- Effet de la localisation de la charge sur le processus d'initiation de la marche

Caderby T, Yiou E, Peyrot N, de Viviés X, Bonazzi B, Dalleau G
Effects of changing body weight distribution on mediolateral stability control during gait initiation
Frontiers in Human Neuroscience 2017, 11:127

Nous avons ensuite examiné l'effet des changements de répartition du poids corporel entre les appuis induits par une charge additionnelle sur la performance motrice et le contrôle de la stabilité médiolatérale au cours de l'initiation de la marche. Nous avons alors demandé à 15 jeunes adultes d'effectuer plusieurs essais d'initiation de la marche à la même vitesse dans trois conditions expérimentales (**Fig. 1**): une condition avec une surcharge répartie symétriquement sur les deux appuis (condition *Symétrique*), une condition avec une surcharge répartie unilatéralement du côté de la jambe d'appui (condition *Appui*) et une condition avec une surcharge répartie unilatéralement du côté de la jambe oscillante (condition *Oscillante*). La surcharge était ajoutée au sujet au moyen d'une ceinture positionnée à hauteur du CM corporel du sujet, soit 57% de leur taille (Winter, 1990). La masse de la surcharge testée dans cette étude

était de 10% de la masse corporelle du sujet. Dans toutes les conditions, la surcharge était répartie symétriquement par rapport au plan frontal du corps afin de ne pas induire de modification dans la position AP initiale du CM durant la posture debout.

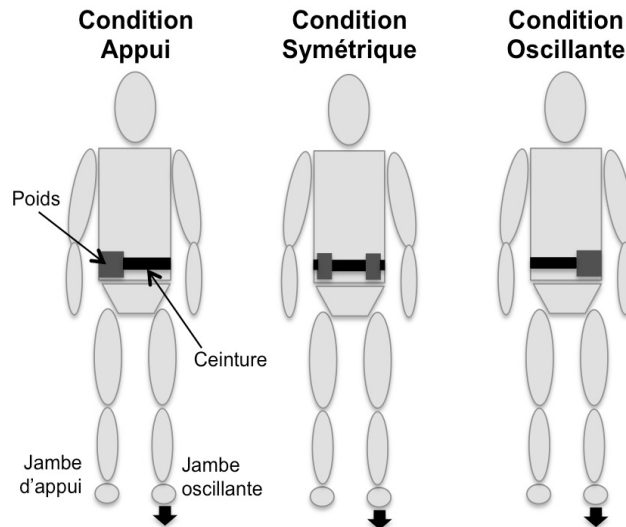


Figure 1. Représentation schématique des différentes conditions expérimentales (Vue de face)

Les résultats ont montré que le port asymétrique d'une charge additionnelle modifiait bien la répartition du poids sur les appuis, avec une position médiolatérale du CM située davantage du côté du membre surchargé (Appui ou Oscillant) durant la posture debout initiale comparée à la condition de chargement symétrique. Ces changements dans la répartition du poids sur les appuis ont induit des adaptations dans l'amplitude des APA selon l'axe médiolatéral (pic du déplacement latéral du CP vers la jambe oscillante), alors que la durée des APA était inchangée. L'amplitude des APA selon l'axe médiolatéral était ainsi augmentée lorsque la répartition du poids était décalée vers la jambe oscillante, et diminuée lorsque la répartition du poids était décalée vers la jambe d'appui (**Fig. 2**). Ces adaptations des APA selon l'axe médiolatéral contribuaient vraisemblablement à créer les conditions pour propulser latéralement le CM à la même distance du pied d'appui au cours de l'exécution du pas (**Fig. 2**), générant ainsi un couple de déséquilibre (écart CP-CM) dans le plan frontal identique durant cette phase. De cette façon, la tendance du CM à chuter latéralement vers la jambe oscillante durant la phase d'exécution du pas restait inchangée, permettant ainsi de conserver une même marge de stabilité au moment du contact du talon de la jambe oscillante avec le sol, et cela quelle que soit la position de la surcharge.

En ce qui concerne les APA selon la direction antéropostérieure, nous n'avons constaté aucune modification significative dans leur amplitude. Par conséquent, il n'y avait aucun changement dans la performance motrice et dans les paramètres de la phase d'exécution du pas (durée et longueur du pas). Cela peut probablement s'expliquer par le fait que la répartition du poids sur les appuis selon l'axe antéropostérieur n'était pas modifiée par la position de la surcharge.

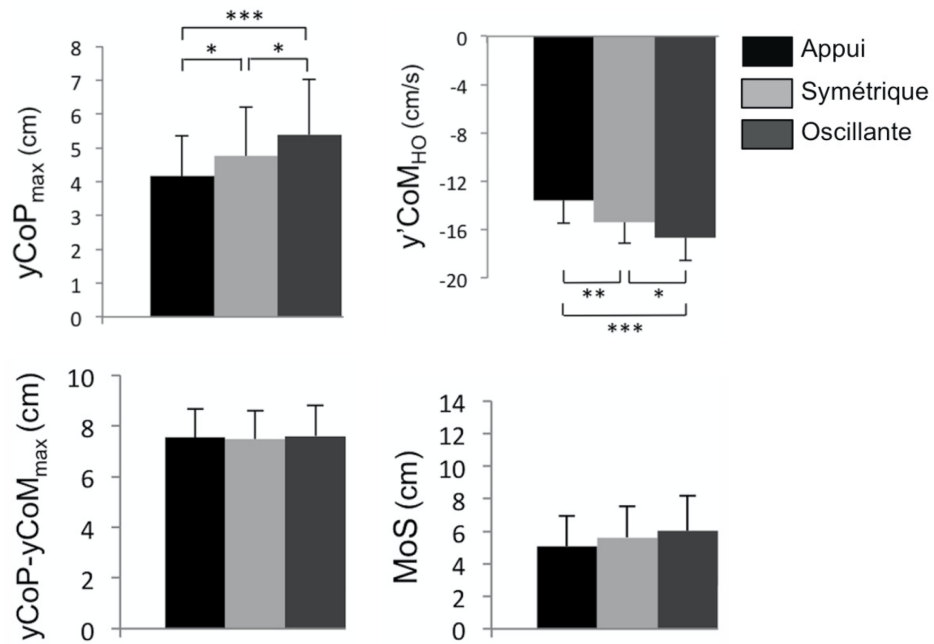


Figure 2. Moyennes et écart-types des paramètres biomécaniques associés à l'initiation de la marche dans les trois conditions expérimentales. $yCoP_{max}$: pic de déplacement latéral du CP vers la jambe oscillante durant les APA. $y'COM_{HO}$: vitesse médiolatérale du CM vers la jambe d'appui à l'instant du décollage du talon de la jambe oscillante. $yCoP-yCoM_{max}$: écart médiolatéral entre le CP et le CM lorsque ce dernier atteint son déplacement maximal vers le pied d'appui. MoS : marge de stabilité à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol. Les valeurs présentées sont des moyennes et écart-types. *, **, *** : différence significative avec $P < 0,05$, $P < 0,01$, $P < 0,001$.

Ces deux études démontrent l'adaptabilité des APA associés à l'initiation de la marche à une perturbation exogène (charge additionnelle). Plus précisément, les résultats révèlent des modulations des APA, en termes de durée et d'amplitude, dans le but de préserver la performance motrice et la stabilité posturale médiolatérale lors de l'initiation de la marche avec une charge additionnelle, que celle-ci induise ou non des modifications dans la répartition du poids sur les appuis.

1.3- Effet de la vitesse de progression sur le contrôle de l'équilibre médiolatéral lors de l'initiation de la marche

Dans nos précédentes études, la vitesse de progression était strictement contrôlée afin d'examiner exclusivement les effets du port de charge et de sa localisation sur l'initiation de la marche. Ces choix méthodologiques ont été faits compte tenu des résultats issus de la littérature montrant que les paramètres des APA, en termes de durée et d'intensité, étaient programmés en fonction de la vitesse de progression désirée (Brenière et al., 1987; Lepers et Brenière, 1995). Bien que les effets de la vitesse de progression sur les APA selon l'axe antéropostérieur et la performance motrice soient bien connus, nous en savons très peu sur les effets du facteur vitesse sur la stabilité posturale et les mécanismes de stabilisation associés à l'initiation de la marche.

Caderby T, Yiou E, Peyrot N, Begon M, Dalleau G

Influence of gait speed on mediolateral dynamic stability during gait initiation

Journal of Biomechanics 2014, 47 : 417-423

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'effet de la vitesse de marche sur le contrôle de la stabilité posturale médiolatérale durant l'initiation de la marche. Nous avons demandé à treize sujets jeunes et sains d'effectuer des essais d'initiation de la marche dans 3 conditions de vitesse : naturelle (condition Normale), plus lente que naturelle (condition Lente) et aussi vite que possible (condition Rapide). Les résultats ont indiqué que la durée des APA dans la direction médiolatérale diminuait avec l'augmentation de la vitesse de marche, traduisant ainsi une diminution du temps alloué pour propulser le CM vers la jambe d'appui (**Fig. 3**). Probablement pour compenser cette diminution de la durée des APA, nous avons observé une augmentation de l'amplitude des APA dans la direction médiolatérale. Cependant, cette compensation n'était pas suffisante pour conserver l'amplitude de déplacement médiolatéral du CM vers la jambe d'appui constante avec l'augmentation de la vitesse. Le déséquilibre formé par l'écart médiolatéral entre le CP et le CM après le soulèvement du pied oscillant augmentait ainsi avec l'augmentation de la vitesse, induisant une chute du corps vers la jambe oscillante durant l'exécution du pas plus importante, comme en témoigne la position médiolatérale du centre de masse extrapolé plus éloignée de la jambe d'appui à l'instant du contact talon de la jambe oscillante dans la condition de vitesse rapide (**Fig. 3**). Cependant, nos résultats suggèrent que cette plus grande chute latérale du CM due à l'augmentation de la vitesse était compensée par une augmentation de la largeur du pas, permettant de maintenir constante la marge de stabilité au moment de la pose du pied oscillant (**Fig. 3**). Cette modulation du placement latéral

du pied, couplée aux adaptations des APA, permettaient ainsi de maintenir une stabilité posturale médiolatérale à l'instant du contact talon de la jambe oscillante identique dans les différentes conditions de vitesse d'initiation de la marche.

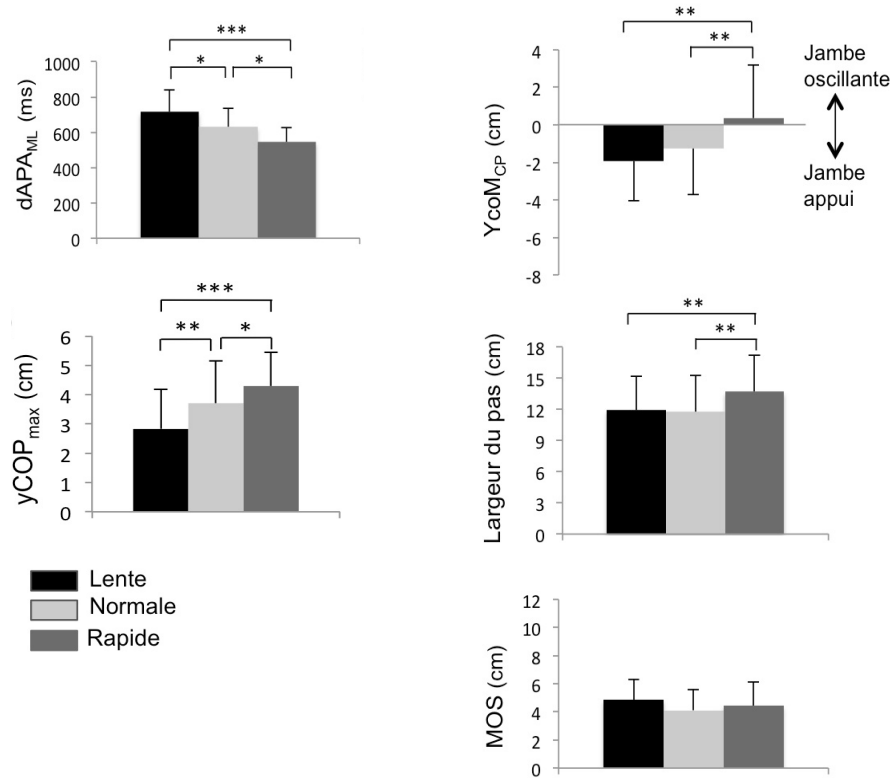


Figure 3. Comparaison des paramètres spatio-temporels des APA et du contrôle de l'équilibre associés à l'initiation de la marche dans les conditions de vitesse lente, normale et rapide. dAPA_{ML}: durée des APA, yCOP_{max}: déplacement maximal du centre de pression vers la jambe oscillante durant les APA. YcoM_{CP}: position médiolatérale du centre de masse « extrapolé » au moment du contact du pied avec le sol. MOS :marge de stabilité. *, **,*** : différence significative avec P<0,05, P<0,01 et P<0,001, respectivement.

Ces résultats complètent ceux de nos études précédentes sur l'effet du port de charge (perturbation exogène) en montrant cette fois-ci la capacité de l'individu à s'adapter à une perturbation posturale de nature endogène (vitesse de progression). Plus précisément, nos résultats révèlent que l'être humain est capable de moduler les paramètres des APA (durée et amplitude) et ceux du premier pas (largeur et durée du pas) de manière à maintenir une stabilité posturale médiolatérale inchangée à l'instant du contact du talon de la jambe oscillante avec le sol quelle que soit la vitesse de progression adoptée au cours de l'initiation de la marche.

1.4- Effet d'un obstacle et de la pression temporelle sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche

Yiou E, Fourcade P, Artico R, Caderby T

Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear

Experimental Brain research 2016, 234(6) : 1363-1375

Nous avons par la suite cherché à comprendre les effets de la pression temporelle et du franchissement d'obstacle sur la performance motrice et la stabilité posturale durant l'initiation de la marche. Nous avons demandé à dix jeunes adultes d'initier la marche à vitesse maximale dans deux conditions de pression temporelle : dans la condition de faible pression, la marche était auto-initiée (condition d'auto-initiation) ; dans la condition de forte pression, elle était initiée dès que possible après un signal sonore (condition de temps de réaction). La marche était initiée avec et sans contrainte environnementale sous la forme d'un obstacle à franchir placé devant les participants (**Fig. 4**).

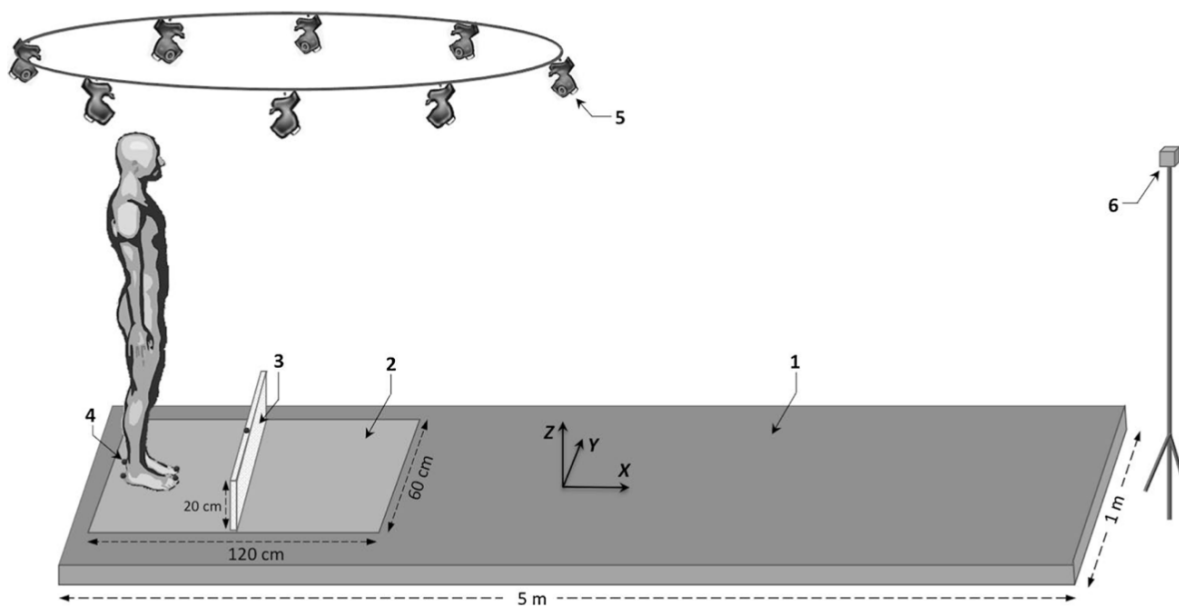


Figure 4. Illustration du dispositif expérimental. Légende : 1: piste de marche; 2: Plateforme de force; 3 : obstacle; 4 : marqueur réfléchissant ; 5 : camera VICON ; 6 : cible visuelle.

Les résultats ont montré que la durée des APA était plus courte (-20%) dans la condition de forte pression par rapport à la condition de faible pression temporelle. Néanmoins, cette diminution de la durée des APA avec la pression temporelle était vraisemblablement compensée par une augmentation de l'amplitude des APA (+70% dans les deux directions, i.e., antéropostérieure et médiolatérale), permettant aux sujets de maintenir une propulsion du CM

vers l'avant et vers la jambe d'appui identique dans les deux conditions de pression temporelle. Cette modulation de l'amplitude des APA a ainsi permis aux participants de conserver une marge de stabilité au moment du contact du talon oscillant avec le sol et une performance motrice équivalentes dans les deux conditions de pression temporelle ($P > 0.05$).

Par ailleurs, nous avons constaté que la durée de la phase d'exécution augmentait fortement (+60%) dans la condition avec un obstacle à franchir par rapport à la condition sans obstacle, ce qui pouvait potentiellement augmenter l'amplitude de la chute latérale du CM durant la phase d'exécution du pas. Néanmoins, nous avons constaté que, de la même manière que pour la pression temporelle, l'amplitude des APA selon l'axe médiolatéral était augmentée avec l'ajout d'un obstacle à franchir (+9%). Cette adaptation permettait de générer une propulsion latérale du CM vers le pied d'appui plus importante de manière à compenser l'allongement de la durée d'exécution du pas induite par l'obstacle à franchir. De cette façon, les participants étaient capables de maintenir une marge de stabilité à l'instant du contact du talon de la jambe oscillante identique dans les deux conditions d'obstacle. En ce qui concerne l'axe antéropostérieur, l'amplitude des APA était diminuée avec l'ajout de l'obstacle à franchir, ce qui entraînait une diminution de la vitesse du CM vers l'avant au moment du décolllement du pied oscillant comparée à la condition sans obstacle (-35%). Compte tenu de la durée d'exécution plus importante lors du franchissement d'obstacle, cette modulation de l'amplitude des APA antéropostérieurs contribuait à maintenir la performance motrice inchangée dans les deux conditions d'obstacle.

Les présents résultats révèlent l'adaptabilité des APA associés à l'initiation de la marche dans une situation où plusieurs facteurs sont imposés simultanément, i.e., la pression temporelle (facteur endogène) et le franchissement d'obstacle (facteur exogène). Ces résultats montrent plus précisément que l'individu est capable d'adapter l'amplitude et la durée des APA à la contrainte de pression temporelle de manière à maintenir invariables la stabilité posturale médiolatérale à l'instant du contact talon de la jambe oscillante et la performance motrice lors de l'initiation de la marche avec ou sans franchissement d'obstacle.

1.5- Effet du pattern de pose de pied sur le contrôle de l'équilibre médiolatéral lors de l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle

Artico R, Fourcade P, Teyssèdre C, Caderby T, Delafontaine A, Yiou E
Influence of Swing-Foot Strike Pattern on Balance Control Mechanisms during Gait Initiation over an Obstacle to Be Cleared
Applied Sciences 2020, 10(1) : 244

Lors d'un franchissement d'obstacle, deux patterns différents de pose du pied peuvent naturellement être adoptés : le pattern arrière-pied, où le talon touche le sol en premier, et le pattern avant-pied, où l'avant du pied touche le sol en premier. **Dans cette étude, nous avons examiné l'effet de ce pattern de pose du pied de la jambe oscillante sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle.** Dix participants ont effectué une série d'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle avec l'instruction d'adopter un pattern avant-pied ou un pattern arrière-pied (**Fig. 5**).

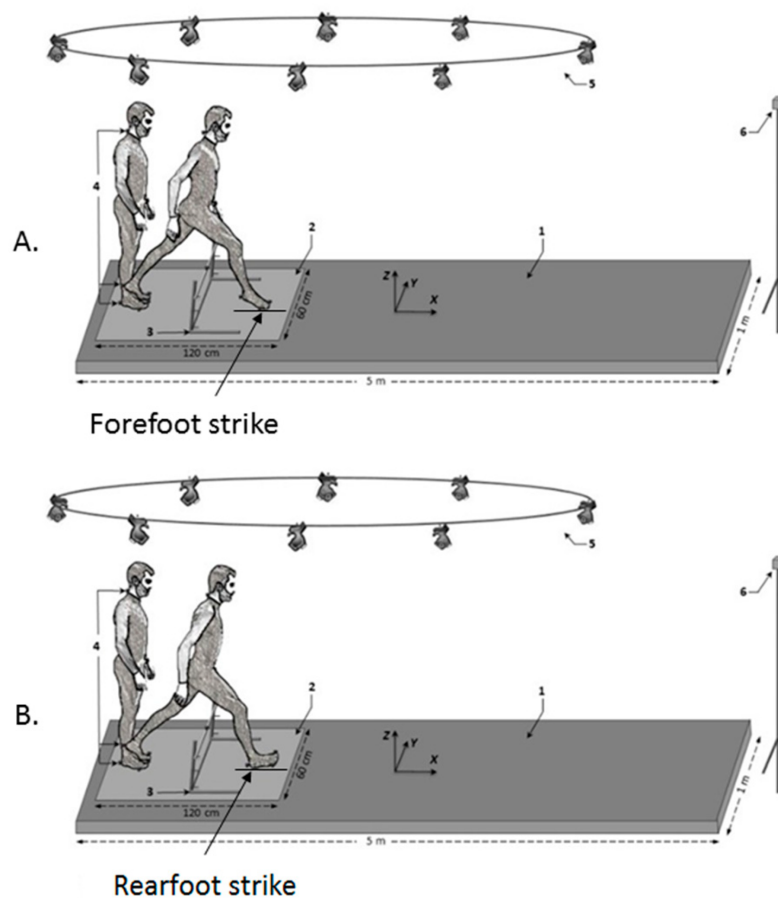


Figure 5. Illustration du dispositif expérimental. (A) : condition de pattern avant-pied. (B) : condition de pattern arrière-pied.

Les résultats ont montré que la durée des APA et l'amplitude des APA selon l'axe antéropostérieur n'étaient pas affectées par le pattern de pose de pied. En revanche, l'amplitude des APA selon l'axe médiolatéral était moindre dans la condition de pattern avant-pied qu'en condition arrière-pied, entraînant une vitesse latérale du CM vers le pied d'appui au moment du décolllement du pied oscillant plus faible avec le pattern-avant pied (-14%). Malgré cette moindre propulsion latérale du CM vers le pied d'appui pendant les APA, nous avons constaté que la marge de stabilité au moment du contact du pied oscillant était plus importante avec le pattern avant-pied (+71%). Cette augmentation de la marge de stabilité avec le pattern avant-pied était vraisemblablement attribuée à la durée d'exécution du pas (durée de chute de CM) plus courte (-6%) ainsi qu'à la largeur du premier plus importante (jusqu'à 10 cm de plus pour certains sujets) par rapport à la condition arrière-pied. Cette réduction de la durée d'exécution du pas semble être également à l'origine d'une diminution de la performance motrice en pattern avant-pied en comparaison au pattern arrière-pied.

Par ailleurs, nous avons observé que le freinage vertical du CM pendant la phase d'exécution était plus faible dans la condition avant-pied par rapport à la condition arrière-pied, ce qui a entraîné une plus grande vitesse du CM dirigée vers le bas au moment du contact du pied dans la condition pattern avant-pied. En revanche, la force d'impact au sol (pic de force verticale) était plus faible dans la condition avant-pied qu'avec le pattern arrière-pied, tout comme le taux de chargement (pente de la force verticale) et la pente de l'accélération de la vertèbre C7 au contact du pied. Cela témoigne d'un meilleur amortissement de l'impact au sol avec le pattern avant-pied suite au franchissement d'obstacle.

Les résultats de cette étude montrent qu'il existe une relation interdépendante entre les mécanismes de contrôle de l'équilibre associés à l'initiation de la marche (APA et largeur du pas) et le pattern de pose de pied chez l'individu jeune et sain.

1.6- Effet de l'obésité sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche

Caderby T, Caron N, Verkindt C, Bonazzi B, Dalleau G, Peyrot N

Obesity-related alterations in anticipatory postural mechanisms associated with gait initiation

Experimental Brain Research 2020, 238 : 2557-2567

Pour faire suite à nos travaux sur les effets du port de charge (études 1.2), nous nous sommes intéressés aux effets de la surcharge pondérale sur le processus d'initiation de la marche. L'objectif de cette étude était plus précisément d'examiner les effets de l'obésité sur les APA et son impact sur la performance motrice et la stabilité posturale médiolatérale pendant l'initiation de la marche. Quinze participantes obèses ($IMC > 30 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}$) et dix participantes de poids normal ont effectué une série d'essais d'initiation de la marche à leur vitesse préférée. Elles ont également effectué un test de force maximale isométrique des extenseurs du genou sur un banc de force instrumenté. Nos résultats ont montré que la durée et les amplitudes des APA dans les directions antéropostérieure et médiolatérale ne différaient pas entre les deux groupes ($P > 0,05$). En revanche, nous avons noté que les vitesses antéropostérieure et médiolatérale du CM à l'instant du décollement du talon de la jambe oscillante étaient plus faibles chez les participantes obèses en comparaison aux participantes de poids normal. Ainsi, l'efficacité mécanique des APA, i.e. le ratio entre la vitesse du CM à la fin des APA et l'amplitude APA, était réduite chez les participants obèses (**Fig. 6**). La diminution de l'efficacité des APA selon l'axe antéropostérieur contribuait ainsi à une diminution de la performance motrice chez les participantes obèses en termes de vitesse antéropostérieure maximale du CM à la fin du premier pas. Selon l'axe médiolatéral, la diminution de l'efficacité des APA augmentait l'amplitude de la chute latérale du CM vers le pied d'appui au cours de l'exécution du pas, comme l'atteste la position médiolatérale du centre de masse extrapolé plus éloignée de la jambe d'appui au moment du contact talon chez les participantes obèses par rapport aux personnes normo-pondérées (+5cm environ). Malgré le fait que la largeur du premier pas était en moyenne plus importante (3 cm environ) chez les participantes obèses, cela n'était pas suffisant pour compenser la plus grande chute latérale du CM, comme l'indique la réduction de la marge de stabilité chez ces sujets par rapport aux participantes normo-pondérées (**Fig. 6**).

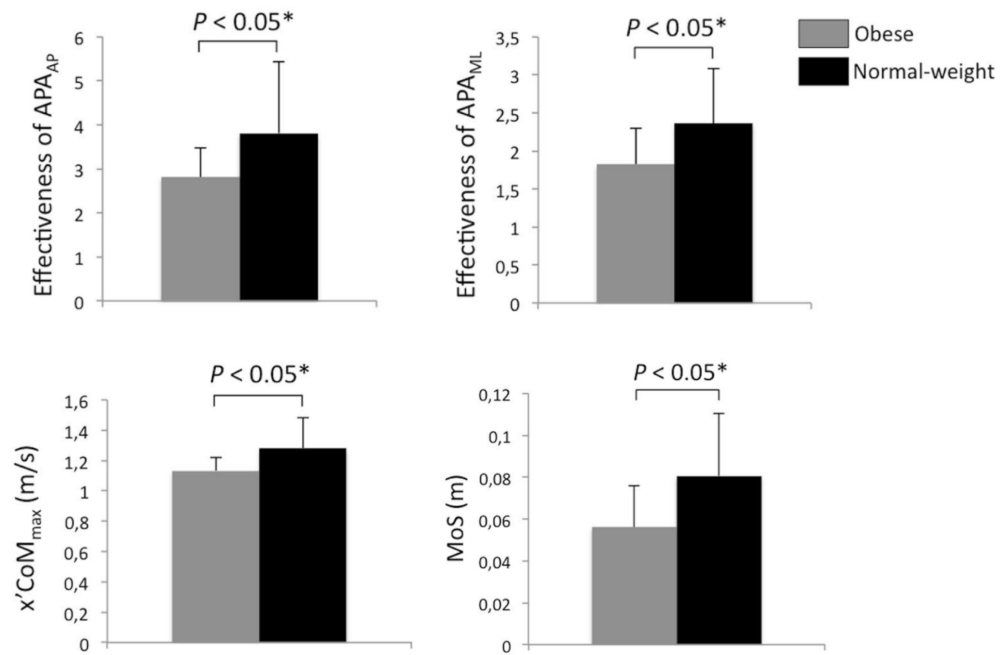


Figure 6. Moyennes et écart-types de l'efficacité des APA selon les directions antéropostérieure et médiolatérale, de la performance motrice et de la stabilité médiolatérale. $x'CoM_{max}$: vitesse antéropostérieure maximale du CM à la fin du premier pas. MoS : marge de stabilité.

De manière intéressante, nous avons trouvé une corrélation négative entre le pourcentage de masse grasse des participantes et l'efficacité des APA dans la direction antéropostérieure ($r = -0,44$; $P < 0,05$) et dans la direction médiolatérale ($r = -0,44$; $P < 0,05$), indiquant que l'efficacité mécanique des APA diminuait avec l'augmentation du pourcentage de masse grasse. En revanche, il n'y avait aucune corrélation significative entre l'efficacité mécanique des APA et la force maximale isométrique des extenseurs de genou, que celle-ci soit exprimée en absolue ou relativement à leur masse corporelle ($P > 0,05$).

Ces résultats suggèrent que l'efficacité des APA associés à l'initiation de la marche est réduite chez les adultes obèses, ce qui contribue à une diminution de la stabilité posturale médiolatérale et de la performance motrice durant cette tâche par rapport à leurs homologues normo-pondérés. L'efficacité des APA étant négativement corrélée au pourcentage de masse grasse, cela laisse penser qu'un programme de réduction de poids pourrait être bénéfique pour promouvoir l'équilibre et la performance motrice durant l'initiation de la marche chez la personne obèse.

1.7- Effets de la perte de poids sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche chez des individus en situation d'obésité

Contexte

Les travaux présentés dans cette partie ont été réalisés dans le cadre d'un Projet Hospitalier de Recherche Clinique (PHRC « Obélix »), auquel j'ai participé en tant que partenaire scientifique. Ce projet a impliqué la collaboration de trois partenaires régionaux, le laboratoire IRISSE (responsable scientifique du projet : Pr. Nicolas Peyrot), le Groupe d'Étude sur l'Inflammation Chronique et l'Obésité (devenu à présent le laboratoire DÉTROI) et le CHU de La Réunion (Investigateur clinique : Dr. Stéphane Schneebeli).

Dans la continuité de ces travaux, nous nous sommes intéressés aux effets de la perte de poids sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche chez des personnes obèses dans le cadre du projet PHRC « Obélix ». L'activité physique et l'alimentation constituent deux éléments clés de la prise en charge de l'obésité, en contribuant notamment à la perte de poids et aux traitements des comorbidités (Janssen et al., 2002; Del Corral et al., 2009). En ce qui concerne l'activité physique, les recommandations de l'Organisation Mondiale de la Santé sont de pratiquer 150 min d'activité physique de type aérobie à intensité modérée (ou 75 min à intensité élevée) par semaine et d'y associer des séances de renforcement musculaire (Haskell et al., 2007). Dans le cadre de ce projet de recherche, nous souhaitons comparer deux programmes réduction de poids, associant une alimentation riche en fruits et légumes et un entraînement combiné en force et en endurance pour le premier et un entraînement en endurance pour le second, sur l'énergétique et la biomécanique de la marche, les capacités de maintien de l'équilibre postural, les facteurs de risque cardiovasculaire, le statut antioxydant et inflammatoire et la composition corporelle. Dans le cadre de ce rapport, nous nous focaliserons néanmoins uniquement sur les résultats portant sur la biomécanique de l'initiation de la marche.

Caderby T, Dalleau G, Verkindt C, Bonazzi B, Caron N, Schneebeli S, Peyrot N
A comparison of two weight reduction programs on the biomechanical organization of gait initiation in obese adults.

En cours d'écriture

Dans cette étude, 60 adultes âgés entre 18 et 40 ans avec un indice de masse corporelle compris entre 30 et 40 kg.m² ont été recrutés et assignés de façon aléatoire à l'un des deux programmes d'entraînement : « Force-endurance » ou « Endurance ». Chaque programme durait cinq mois, période durant laquelle les participants ont également suivi un régime sans restriction calorique imposée, basé sur une supplémentation de 5 fruits et légumes par jour et des conseils alimentaires. A l'issue des 5 mois de prise en charge, 43 participants ont réalisé la totalité du programme sur les 60 personnes recrutées. Compte tenu de la faible proportion d'hommes dans l'échantillon (n=43) et compte tenu des effets connus du genre sur la biomécanique de l'initiation de la marche (Sadeghi et al., 2012), nous avons conservé uniquement les 36 femmes dans notre analyse, dont 18 dans le groupe « Force-endurance » et 18 dans le groupe « Endurance ». Les deux programmes d'entraînement ont été réalisés à raison de 3 fois par semaine sur un cycloergomètre, avec une durée de chaque séance déterminée de façon à ce que le travail mécanique soit identique entre les deux groupes. Pour le groupe « Endurance », l'entraînement consistait à pédaler à une intensité de 50% de $\dot{V}O_{2max}$ (contrôlée par la fréquence cardiaque et la puissance mécanique) à une fréquence de pédalage autour des 70 rpm pendant 42 min. Pour le groupe « Force-endurance », les participants suivaient un entraînement de 30 minutes comprenant : 5 min d'échauffement à 50% de VO_{2max} à une fréquence de pédalage autour des 70 rpm, 22 min d'entraînement intermittent, et 3 minutes de pédalage à 50% de VO_{2max} à une fréquence de pédalage autour des 70 rpm. L'entraînement intermittent consistait à réaliser 10 séries de 10 cycles de pédalage au couple maximal théorique de pédalage à une fréquence entre 30 et 40 rpm suivis par 2 minutes de pédalage à 50% de $\dot{V}O_{2max}$ à une fréquence de pédalage autour des 70 rpm. Le couple maximal théorique était déterminé à partir de la relation couple-vitesse obtenue à partir d'un sprint de 6 secondes sur cycloergomètre (Arsac et al., 1996), et correspondait plus précisément à l'ordonnée à l'origine de la droite de régression linéaire de cette relation. Les participants ont réalisé ce test de sprint de 6s et un test de force maximale isométrique des extenseurs du genou avant et après le programme de prise en charge. Les participants ont également effectué des essais d'initiation de la marche à la même vitesse de progression avant et après le programme de prise en charge.

Des analyses de variance (ANOVA) à 2 facteurs à mesures répétées ont été conduites pour évaluer l'effet de la période (avant vs. après programme) et l'effet du type d'entraînement (Endurance vs. Force-endurance) sur les différentes variables étudiées. Les résultats ont montré qu'après les cinq mois de prise en charge, les participants des deux groupes ont eu une diminution significative de leur masse corporelle (-5,3 kg) et de leur IMC (-2,5 kg.m²), avec

aucune différence significative entre les deux groupes ($P > 0,05$). Nous avons constaté une diminution du pourcentage de masse grasse plus importante dans le groupe « Force-endurance » que dans le groupe « Endurance » (-3,6% vs. -1,4% ; $P < 0,01$, respectivement). Au niveau des paramètres de force, nous avons constaté que seul le groupe « Force-endurance » avait augmenté la force maximale isométrique des extenseurs du genou (+23% ; $P < 0,01$), la puissance maximale de pédalage (+15% ; $P < 0,01$) et le couple de pédalage maximale théorique (+18% ; $P < 0,01$).

En ce qui concerne les paramètres biomécaniques de l'initiation de la marche, nous n'avons constaté aucun effet de la période ($P > 0,05$), du type d'entraînement ($P > 0,05$) et d'interaction période x groupe ($P > 0,05$) sur la durée et l'amplitude des APA selon les deux directions (antéropostérieure et médiolatérale). De la même manière, nous n'avons observé aucun effet de la période, du groupe et de l'interaction période x groupe sur la vitesse antéropostérieure du CM à la fin des APA et la performance motrice (**Fig. 7**). En revanche, la vitesse médiolatérale du CM au décolllement du talon de la jambe oscillante augmentait après les 5 mois d'entraînement, alors qu'il n'y avait aucun effet du type d'entraînement et d'interaction ($P > 0,05$; **Fig. 7**). Cette augmentation de la vitesse médiolatérale du CM à la fin des APA, qui traduisait une augmentation de l'efficacité des APA selon l'axe médiolatéral, contribuait à diminuer l'amplitude de la chute du CM vers la jambe oscillante pendant la phase d'exécution subséquente, comme indiqué par la position médiolatérale du centre de masse extrapolé plus proche du pied d'appui au moment du contact de ce pied avec le sol après les 5 mois d'entraînement (-1 cm environ ; $P < 0,01$). Malgré ces changements au niveau de la position du centre de masse extrapolé, il n'y avait aucun effet de la période d'entraînement et du type d'entraînement sur la marge de stabilité au moment du contact talon de la jambe oscillante (**Fig. 7**). Cela est lié au fait que la largeur du premier pas était aussi réduite d'environ 1cm après la période d'entraînement ($P = 0,001$), sans effet du type d'entraînement ($P > 0,05$). Ainsi, l'amélioration de l'efficacité des APA selon l'axe médiolatéral suite à l'entraînement n'était pas associée à une modification de la marge de stabilité mais plutôt à une réduction de la largeur du premier pas. Nous pouvons émettre l'hypothèse que cette adaptation peut contribuer à diminuer le travail mécanique pour rediriger le CM et par conséquent à réduire l'effort pour maintenir l'équilibre selon l'axe médiolatéral (Donelan et al., 2004; Peyrot et al., 2009). Il devrait être noté que l'absence de changement dans les paramètres de l'axe antéropostérieur est à mettre en relation avec le fait que dans notre étude, la vitesse de progression était contrôlée. Il est probable que sans contrôle de la vitesse de progression, nous aurions pu observer une

modification de l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche dans le plan sagittal après réduction pondérale, en faveur notamment d'une plus grande amplitude des APA selon l'axe antéopostérieur et également une meilleure performance motrice lors de l'initiation de la marche. Cela reste néanmoins à vérifier.

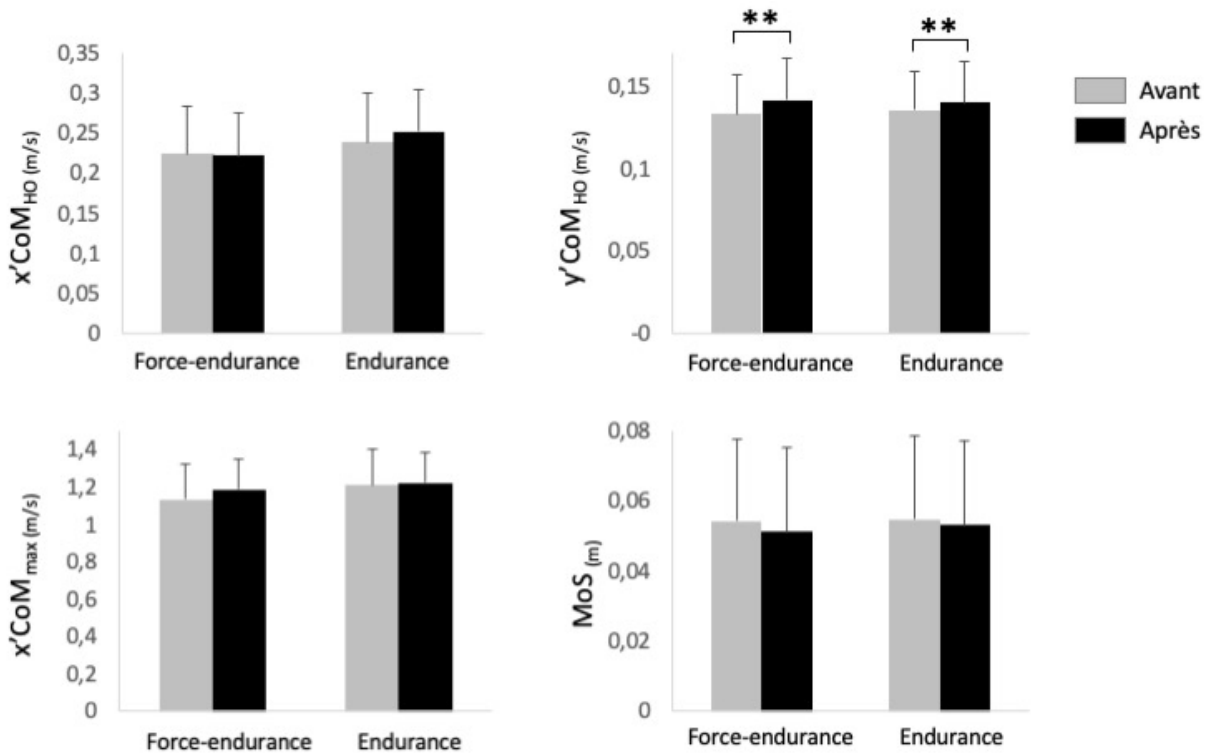


Figure 7. Moyennes et écart-types des vitesses antéropostérieure et médiolatérale du centre de masse à la fin des APA, de la performance motrice et de la stabilité médiolatérale. $x'CoM_{max}$: vitesse antéropostérieure maximale du CM à la fin du premier pas. MoS : marge de stabilité à l'instant du contact de la jambe oscillante avec le sol.

Ces résultats suggèrent qu'une réduction de la masse corporelle chez l'individu obèse entraîne une amélioration de l'efficacité des APA dans la direction médiolatérale. Cette adaptation participe à la réduction de la largeur du premier pas, ce qui peut probablement contribuer à diminuer l'effort pour maintenir l'équilibre selon l'axe médiolatéral durant l'initiation de la marche chez la personne obèse.

CONCLUSION

L'ensemble des résultats présentés dans cette partie montre globalement que l'individu jeune et sain est capable de moduler les paramètres spatiotemporels des APA (durée et amplitude) et ceux du premier pas (durée et largeur du pas) de manière à maintenir l'équilibre postural et la performance motrice durant l'initiation de la marche lorsqu'ils sont confrontés à des contraintes posturales endogènes (vitesse d'exécution, pression temporelle, pattern de pose de pied) et exogènes (port de charge, obstacle). De manière plus précise, nos résultats ont révélé que les adaptations mises en œuvre par nos participants contribuaient généralement à maintenir une marge de stabilité médiolatérale à l'instant du contact du talon de la jambe oscillante inchangée en condition de contrainte. Ces résultats supportent l'hypothèse selon laquelle le centre de masse extrapolé pourrait être une variable contrôlée par l'individu pour maintenir l'équilibre lors de tâches dynamiques (Hasson et al., 2008; Yiou et al., 2012), comme la marche et l'initiation de la marche. Davantage, nos résultats suggèrent une interdépendance au niveau des différents mécanismes employés pour contrôler l'équilibre dans le plan frontal au cours de l'initiation de la marche, ce qui a notamment fait l'objet d'une revue de littérature.

Yiou E , Caderby T, Delafontaine A, Fourcade P, Honeine JL
Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives
World Journal of Orthopedics 8(11): 815-828

Par ailleurs, nous nous sommes aussi intéressés à l'effet de l'obésité, qui peut être considérée comme une contrainte posturale endogène, sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche. Nos résultats ont montré que l'obésité entraîne une diminution de l'efficacité des APA, ce qui semble contribuer à une diminution de la marge de stabilité médiolatérale et de la performance motrice au cours de l'initiation de la marche chez des personnes en situation d'obésité en comparaison à des individus normopondérés. Néanmoins, nous avons mis en évidence qu'un programme de perte de poids basé sur l'activité physique et une alimentation riche en fruits et légumes est capable de contrer les effets délétères de l'obésité sur l'efficacité des APA associés à l'initiation de la marche et que cela peut potentiellement entraîner une réduction dans l'effort pour maintenir l'équilibre médiolatéral au cours de l'initiation de la marche, bien que cette dernière hypothèse reste à confirmer.

PERSPECTIVES

Bien que nos travaux contribuent à mieux comprendre la capacité de réorganisation motrice et posturale durant l'initiation de la marche, ils ne permettent pas en revanche de mettre en lumière les limites de cette capacité d'adaptation. Nous ne savons pas en effet dans quelle mesure l'individu n'est plus capable de compenser les effets induits par ces contraintes, qu'elles soient endogènes ou exogènes. Ainsi, les futures études devraient s'intéresser à mieux comprendre les limites de cette capacité de réorganisation en utilisant par exemple des charges additionnelles plus importantes (>20% de la masse corporelle) et en faisant varier la vitesse d'initiation de la marche (vitesse maximale plutôt qu'une vitesse confortable).

Par ailleurs, dans le cadre de nos études, nous ne sommes pas intéressés à la rétention des adaptations induites par les différentes contraintes imposées. Il serait intéressant de vérifier si les adaptations induites par des contraintes endogènes et exogènes perdurent dans le temps et, par conséquent, si des répétitions de mouvements réalisés en situation de contrainte peuvent constituer une approche pour améliorer la performance motrice et le maintien de l'équilibre lors de l'initiation de la marche. Cela pourrait notamment avoir des applications dans le domaine de la rééducation et de la réadaptation. En particulier, il pourrait être pertinent d'examiner les effets d'un entraînement basé sur des répétitions d'initiation de la marche avec une surcharge (avec ou sans pression temporelle) sur l'efficacité des APA chez des personnes posturo-déficientes (personnes âgées, patients atteints de la maladie de Parkinson, etc.).

2 – Adaptations biomécaniques et énergétiques de la marche induites par le diabète de type 2

Contexte

Les travaux présentés dans cette partie ont débuté pendant mon activité d'ATER (2013-2014) à l'Université de La Réunion et ont été menés dans le cadre du projet "DiabÉTIC" (financement PIA, Responsable : Pr. Georges Dalleau), auquel j'ai contribué en tant que partenaire scientifique. Dans le cadre de ce projet, j'ai pu assurer le co-encadrement de Nathan Caron, qui a réalisé son Doctorat sur cette thématique sous la direction de Georges Dalleau (directeur de thèse) et de Nicolas Peyrot (co-directeur).

INTRODUCTION

Comme dit précédemment, l'activité physique et l'alimentation constituent deux leviers majeurs dans le cadre de la prise en charge de l'obésité, en favorisant notamment la perte de poids et en contribuant au traitement des comorbidités. Parmi les comorbidités associées à l'obésité, on trouve notamment le diabète de type 2. Durant ces dernières décennies, le risque de développer des maladies chroniques comme le diabète de type 2 a considérablement augmenté en raison de l'augmentation des comportements sédentaires et de la dégradation des habitudes alimentaires (Forouzanfar et al., 2016). En 2004, Wild et collaborateurs (2004) ont estimé que 4,4 % de la population mondiale sera atteinte de diabète en 2030 (ce qui représente 366 millions de personnes). Whiting et collaborateurs (2011) ont évalué sept ans plus tard que 366 millions de personnes étaient déjà atteintes de diabète et ont prévu une augmentation à 552 millions de personnes en 2030.

A La Réunion, les derniers chiffres de l'Observatoire Régional de la Santé de l'Océan Indien montrent que la prévalence du diabète serait 2 fois supérieure à celle de la métropole (ORS, 2020). On estime ainsi à 71 000 le nombre de patients diabétiques pris en charge en 2018, soit un réunionnais sur 10. Il est à noter que ce nombre reflète une augmentation de 3% du nombre de patients par an entre 2013 et 2018. Sur le plan sanitaire, le diabète constitue un véritable fléau avec près d'un décès lié à la maladie tous les 1,5 jours à La Réunion (ORS, 2020). Le diabète entraîne donc des conséquences sévères sur la santé des patients. Le diabète peut provoquer des dommages au niveau des différents organes du corps (cœur, vaisseaux sanguins,

reins,...) et ainsi entraîner des complications graves telles que, par exemple, des infarctus, des accidents vasculaires cérébraux (AVC), une insuffisance rénale, des plaies et amputations des membres. A ces conséquences, il faut ajouter les dégradations au niveau des fonctions sensorimotrices (neuromusculaire et sensorielle) et cognitive (Hewston et Deshpande, 2016). Ces altérations, qui font du diabète une véritable contrainte affectant la performance motrice et le maintien de l'équilibre postural, sont à l'origine d'une dégradation de la mobilité et d'une augmentation du risque de chutes chez les personnes diabétiques. La prise en charge des patients diabétiques est ainsi essentielle pour réduire les risques de complications et de décès liés à la maladie.

La prise en charge du diabète repose sur un triptyque incluant l'adaptation du régime alimentaire, le traitement médicamenteux et la pratique d'activité physique (Colberg et al., 2016). Cette dernière, parmi les préconisations, représente un levier important dans la gestion de la maladie et la réduction de ses complications. En effet, à court terme, un exercice approprié peut diminuer la glycémie en brûlant le trop-plein de glucose sanguin pour générer de l'énergie (Colberg et al., 2010). Sur le long terme, le fait de pratiquer régulièrement une activité physique permet d'améliorer la sensibilité à l'insuline, le contrôle glycémique, la pression artérielle systolique et la perte de poids (INSERM, 2019). Elle peut également réduire l'hémoglobine glyquée et la glycémie à jeun, et enfin, diminuer le besoin de médicaments ou d'insuline (Colberg et al., 2010; Chudyk et Petrella, 2011). Toutes ces améliorations sont considérées comme suffisantes pour diminuer le taux de complications du diabète (Janevic et al., 2013) et le risque relatif de mortalité toutes causes confondues (Martínez-Gómez et al., 2015). Néanmoins, en raison de l'altération du contrôle de la glycémie, la durée et l'intensité de l'exercice doivent être considérées avec attention. En effet, un exercice de longue durée sans apport de sucre peut augmenter le risque d'hypoglycémie. Au contraire, un exercice bref et intense peut induire une hyperglycémie nécessitant une prise d'insuline. Une sous-estimation de la dépense énergétique peut également conduire à une sous-estimation de la médication nécessaire. Dans ces cas, l'exercice physique en tant qu'outil thérapeutique doit être programmé avec précision dans la vie quotidienne afin d'en voir les bénéfices chez les patients atteints de diabète de type 2.

PROBLÉMATIQUE / BUTS

L'estimation de la dépense énergétique constitue une approche intéressante pour quantifier l'activité physique et optimiser ses bénéfices sur la santé du patient diabétique. Dans une revue de littérature, nous avons pu mettre en évidence l'existence de nombreuses méthodes d'évaluation de la dépense d'énergie lors de l'activité physique, telles que la calorimétrie indirecte, les questionnaires, les journaux d'activité ou encore les actimètres.

Caron N, Peyrot N, Caderby T, Verkindt C, Dalleau G

Energy expenditure in people with diabetes mellitus: a review

Frontiers in Nutrition 2016, 3: 56

Cette revue a permis notamment de souligner que la calorimétrie indirecte est difficilement applicable dans la vie quotidienne et que les questionnaires et carnets d'activité sont souvent trop chronophages et sont dépendants des déclarations subjectives des individus. Ainsi, l'actimétrie, qui correspond à la mesure de l'activité physique à partir de capteurs embarqués, se révèle être une méthode particulièrement intéressante pour mesurer de façon quotidienne et objective la dépense énergétique pendant l'activité physique. Il existe aujourd'hui différentes solutions actimétriques qui peuvent s'appuyer sur des mesures physiologiques (température de la peau ou fréquence cardiaque), biomécaniques (nombre de pas ou accélérométrie) ou une combinaison des deux. Ces solutions estiment généralement la dépense d'énergie à partir de modèles linéaires établis entre les données mesurées (physiologiques et/ou biomécaniques) et la dépense d'énergie déterminée dans une ou plusieurs activités physiques données.

En plus d'être un mode de locomotion fondamental pour notre autonomie, la marche fait partie des activités physiques les plus recommandées chez le public diabétique (Moggetti et al., 2020). Cette activité constitue en effet l'une des plus accessibles et faciles à pratiquer, tout en permettant de concilier les objectifs de renforcement musculaire et d'endurance recommandés pour ces patients (Wang et al., 2006). Cependant, en raison des altérations motrices et posturales induites par le diabète, il a été montré que les personnes diabétiques présentent un pattern de marche différent de celui des non diabétiques. En effet, en plus de marcher naturellement à des vitesses inférieures à celles des individus non diabétiques, les personnes diabétiques de type 2 marchent avec des pas plus courts et avec une fréquence de pas plus importante que des personnes non diabétiques (Kwon et al., 2003). Ces changements au niveau du pattern de marche avec le diabète laissent penser que les personnes diabétiques pourraient dépenser une

plus grande quantité d'énergie que des personnes saines pour une même vitesse de marche. Ces résultats devraient être pris en compte dans les méthodes d'estimation de la dépense énergétique pendant l'activité physique. Cependant, à notre connaissance, aucune méthode n'a été validée spécifiquement pour estimer la dépense énergétique pendant l'activité physique chez la personne diabétique.

Ainsi, les travaux présentés dans cette partie avaient pour objectifs : 1) de clarifier les effets du diabète de type 2 sur la biomécanique et l'énergétique de la marche et 2) de valider des méthodes pour l'estimation de la dépense énergétique pendant l'activité physique à partir de capteurs embarqués chez la personne diabétique.

MÉTHODES

Dans les différentes études présentées dans cette partie, nous avons recruté des participants atteints de diabète de type 2 et des participants témoins sains, normo-pondéraux et en surpoids (IMC entre 21 et 28 kg.m²), âgés entre 40 et 70 ans. Dans toutes ces études, les patients diabétiques étaient exempts de neuropathie périphérique et présentaient une glycémie à jeun contrôlée (comprise entre 1,2 et 1,8 g.L⁻¹). Il n'y avait aucune différence en termes d'âge, de taille, de masse corporelle et d'IMC entre les deux groupes de participants dans nos différentes études ($P > 0,05$). Au niveau du protocole, les sujets ont réalisé un test de marche de 200 mètres autour d'une piste d'athlétisme pour déterminer leur vitesse de marche préférentielle (vitesse de confort). Après une période de familiarisation à la marche sur le tapis roulant suivie par une période de repos, les participants ont effectué des activités statiques (maintien de positions assise et debout) et cinq marches de 6 minutes à 0,5, 0,75, 1, 1,25 et 1,50 m.s⁻¹ sur le tapis roulant dans un ordre aléatoire, séparées par 5 min de repos. Pendant les activités statiques et l'activité de marche sur le tapis roulant, les échanges gazeux ont été mesurés à partir d'un analyseur de gaz cycle-à-cycle (Ergostic, Geratherm Medical AG, Geschwenda, Allemagne) et des données mécaniques ont été récoltées par une centrale inertielle (MTw, Xsens, Enschede, Netherlands) fixée au niveau de la région lombaire des participants. Dans notre étude sur le développement d'équations spécifiques pour l'estimation de la dépense énergétique (2.2.3), nous avons en plus positionné des centrales inertielles au niveau de la cheville et de la hanche des participants. La puissance métabolique brute (W) a été calculé à partir des moyennes de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et de la production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$) en utilisant l'équation standard de Brockway (1987) : $W = 4,51 \times \dot{V}CO_2 + 16,58 \times \dot{V}O_2$. Ensuite, la puissance métabolique brute a été divisée par la masse corporelle pour obtenir la puissance métabolique

brute normalisée ($W.kg^{-1}$). La puissance métabolique nette ($W.kg^{-1}$), qui représente la consommation d'énergie nécessaire pour accomplir la tâche de marche, a ensuite été calculée en soustrayant la puissance métabolique debout de la puissance métabolique brute. Enfin, la puissance métabolique brute a été divisée par la vitesse de marche ($m.s^{-1}$) pour calculer le coût énergétique métabolique par unité de distance parcourue ($J.kg^{-1}.m^{-1}$).

PRINCIPAUX RÉSULTATS

2.1 - Effets du diabète de type 2 sur la biomécanique et l'énergétique de la marche

Caron N, Peyrot N, Caderby T, Verkindt C, Dalleau G
Effect of type 2 diabetes on energy cost and preferred speed of walking
European Journal of Applied Physiology 2018, 118: 2331–2338

Comme nous l'avons décrit plus haut, il a été observé que les personnes diabétiques de type 2 marchent naturellement à des vitesses inférieures à celles des individus non diabétiques (Brown et al., 2014). Cette réduction de la vitesse préférée de marche avec le diabète de type 2 est également associée à des modifications au niveau des paramètres spatio-temporels de la marche. Les individus diabétiques adoptent un pattern de marche se caractérisant par des pas plus courts, une durée de double appui plus longue avec plus de co-contractions et des amplitudes articulaires au niveau des membres inférieurs plus petites que des personnes non diabétiques (Kwon et al., 2003). Il a été suggéré que ces modifications du pattern de marche associées au diabète pourraient révéler une stratégie pour réduire l'effort relatif et augmenter l'équilibre lors de la marche en raison des altérations induites par le diabète au niveau des systèmes impliqués dans le contrôle de l'équilibre (neuromusculaire, sensoriels et cognitifs).

Au niveau énergétique, des résultats suggèrent que les modifications du pattern de marche avec le diabète de type 2 seraient responsables d'une plus grande dépense d'énergie à la marche. Plus précisément, il a été observé que pour des vitesses comparables, la puissance métabolique associée à la marche était plus importante chez des individus diabétiques (types 1 et 2) que des individus non diabétiques, et en particulier pour des vitesses rapides (Petrovic et al., 2016). Cependant, dans cette précédente étude, les différences en termes d'âge et IMC entre les participants diabétiques et les non diabétiques peuvent constituer des facteurs confondants pouvant remettre en question les conclusions des auteurs. Par conséquent, il nous semble

pertinent de comparer la puissance métabolique lors de la marche chez des personnes diabétiques et non diabétiques d'âge et d'IMC comparables.

De plus, dans cette précédente étude, les auteurs n'évaluaient ni la vitesse de marche préférée des participants, ni le coût énergétique de la marche, qui correspond à la puissance métabolique brute rapportée par unité de distance. Par conséquent, plusieurs questions restent en suspens. En effet, il est bien connu qu'il existe une relation en forme de « U » entre le coût énergétique et la vitesse de marche, avec un coût énergétique minimal étant atteint pour une vitesse de marche intermédiaire correspondant à la vitesse de marche préférée chez l'individu en bonne santé (Margaria, 1976). Par conséquent, à l'heure actuelle, nous ne savons pas si la réduction de la vitesse de marche chez les individus diabétiques est une stratégie pour réduire le coût énergétique ou encore si ces personnes marchent naturellement à la vitesse qui minimisent le coût énergétique. **Les objectifs de cette étude étaient donc d'étudier les effets du diabète de type 2 : i) sur les puissances métaboliques (nette et brute) et le coût énergétique de la marche à différentes vitesses et ii) sur la relation entre la vitesse de marche préférée et le coût énergétique de la marche.**

Une analyse de la covariance (ANCOVA) à deux facteurs à mesures répétées a été conduite pour évaluer les effets de la vitesse de marche et du diabète sur les paramètres relevés. Le sexe et l'IMC étaient entrés comme des co-variables dans l'analyse. Les résultats ont montré que les puissances métaboliques (brutes et nettes) étaient significativement supérieures chez les participants diabétiques en comparaison aux non diabétiques à toutes les vitesses de marche, excepté à $1,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($P > 0,05$). En moyenne, les puissances métaboliques brutes et nettes étaient respectivement 9% et 14 % plus importantes chez les diabétiques que chez les participants non diabétiques. De manière similaire, le coût énergétique était plus élevé chez les diabétiques en comparaison aux personnes non-diabétiques (+ 8,7 % en moyenne ; $P = 0,013$). Les deux groupes de participants présentaient une relation entre le coût énergétique et la vitesse de marche similaire (**Fig. 8**), mais cette relation était légèrement décalée vers le haut chez les participants diabétiques en comparaison aux individus sains. Au niveau de la vitesse de marche préférée, nous avons constaté que les participants diabétiques adoptaient naturellement une marche plus lente en comparaison aux non diabétiques ($4,8 \pm 0,6$ vs. $5,1 \pm 0,2$ km/h, respectivement ; $P = 0,045$). De manière intéressante, nous avons constaté que le coût énergétique à vitesse de marche préférée, qui s'approchait du coût énergétique minimal de la marche dans les deux groupes, n'était pas significativement différent entre les participants diabétiques et non diabétiques (respectivement $3,74 \pm 0,85$ et $3,49 \pm 0,57 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$; $P = 0,15$).

Pour finir, la fréquence de pas était en moyenne plus élevée dans le groupe diabétique que dans le groupe non-diabétique (+14% environ, $P < 0,001$).

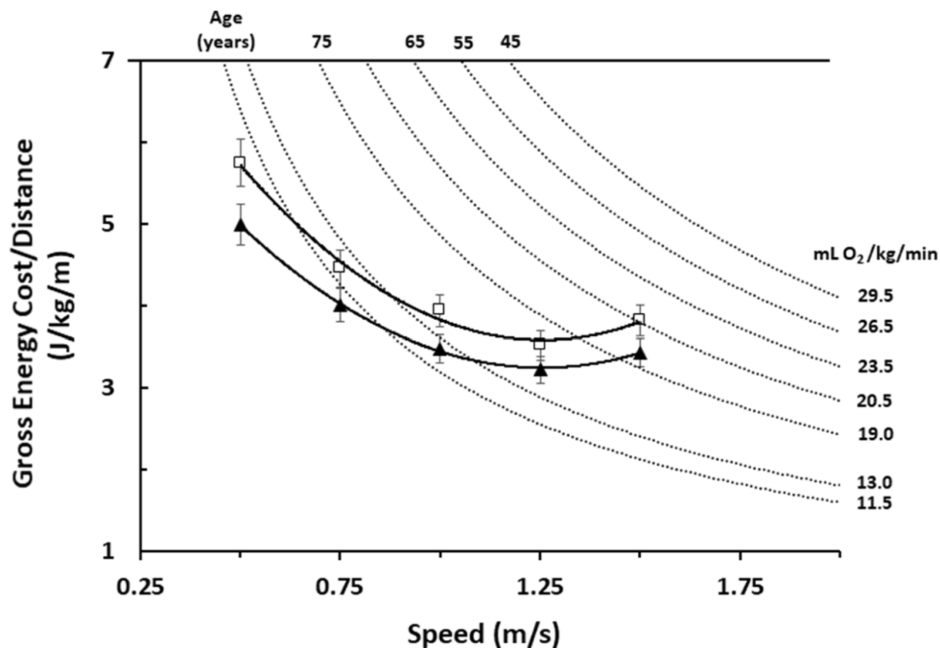


Figure 8. Coût énergétique lors de la marche à différentes vitesses pour les participants diabétiques (carrés vides) et les participants non diabétiques (triangles pleins). Les lignes sont des régressions des moindres carrés de second ordre. Les courbes en pointillés descendantes représentent des exemples d'hyperboles de puissance iso-métabolique, correspondant à des combinaisons coût-vitesse pour lesquelles la puissance métabolique est la même. Les âges indiqués le long du bord horizontal supérieur de la figure sont approximativement alignés avec les hyperboles à 80% de $\text{VO}_{2\text{max}}$ pour cet âge.

L'augmentation du coût métabolique de la marche chez les personnes diabétiques de type 2 pourrait être due à plusieurs mécanismes. D'abord, l'augmentation de leur fréquence de pas pourrait induire un plus grand travail mécanique interne pour déplacer les segments corporels du membre inférieur (Minetti et al., 1995). Par ailleurs, il a été montré que les personnes diabétiques présentent des niveaux de co-contractions musculaires au niveau des membres inférieurs plus élevés que des personnes non diabétiques (Kwon et al., 2003). Cette adaptation qui peut être une stratégie pour rigidifier les articulations du membre inférieur en vue d'assurer une marche plus sûre, pourrait en retour entraîner une plus grande dépense d'énergie à la marche. Enfin, l'augmentation de la rigidité des structures tendineuses due à l'hyperglycémie chronique (Khor et al., 2021) pourrait occasionner une diminution du mécanisme de stockage/restitution d'énergie au niveau des tendons des muscles du membre inférieur et par conséquent entraîner une augmentation de l'activité concentrique de ces muscles pour la propulsion pendant la marche.

Ces résultats suggèrent qu'à vitesse comparable, les puissances métaboliques brute et nette pendant la marche sont plus élevées chez les personnes atteintes de diabète de type 2 en comparaison à des personnes non diabétiques. Probablement pour compenser cette plus grande demande métabolique, les patients atteints de diabète de type 2 adoptent une vitesse de marche préférée plus lente, plus proche de leur coût énergétique de marche minimal. Cette réduction de la vitesse de marche permet aux personnes diabétiques de dépenser une énergie similaire et donc de marcher à même intensité relative que des individus sains à leur vitesse de marche préférée. La dépense énergétique étant un paramètre pertinent pour quantifier l'activité physique chez le patient diabétique, ces résultats nous ont alors conduit à évaluer et développer des méthodes (décrites ci-après) pour estimer la dépense énergétique pendant l'activité physique à partir de capteurs embarqués chez la personne diabétique.

2.2 - Estimation de la dépense énergétique lors de la marche à partir des données issues d'un accéléromètre

2.2.1 Validation d'une méthode d'estimation de la dépense énergétique chez des adultes d'âge moyen

Caron N, Caderby T, Peyrot N, Verkindt C, Dalleau G

Validation of a method for estimating energy expenditure during walking in middle-aged adults

European Journal of Applied Physiology 2018, 118(2): 381–388

Les méthodes d'estimation de la dépense énergétique à partir de capteurs de mouvement tels que l'accéléromètre sont sans aucun doute celles qui ont été les plus développées ces dernières années pour quantifier l'activité, en particulier dans des contextes cliniques (Murphy, 2009). Les accéléromètres ont l'avantage d'être peu coûteux, discrets et de donner une mesure objective de la durée et de l'intensité du mouvement. Les méthodes développées pour estimer la dépense énergétique pendant l'activité physique à partir des accéléromètres sont généralement basées sur des modèles de régression qui utilisent la dépense énergétique métabolique et les mesures d'accélération pour établir des algorithmes de conversion des données d'accélération en dépense d'énergie (Chen et Bassett, 2005). Bouten et al. (1994) ont développé un algorithme permettant d'estimer la dépense énergétique (DE) pendant l'activité physique à partir des seules données recueillies par un accéléromètre tri-axial placé dans le bas du dos :

$$DE = 0,104 + 0,023 \times IAA_{tot} \quad (3)$$

Où IAA_{tot} est la quantité d'accélération calculée comme l'intégrale des valeurs absolues de l'accélération sur une période de 30 secondes (T) :

$$IAA_{tot} = \int_{t=0}^T (|a_x| + |a_y| + |a_z|) dt \quad (4)$$

Avec a_x , a_y et a_z sont les composantes du vecteur accélération selon les axes x, y et z du capteur.

Pour améliorer l'estimation de la dépense énergétique, il est intéressant de supprimer l'effet de l'accélération gravitationnelle (g) sur l'accélération mesurée afin d'isoler uniquement les mouvements causés par l'individu (Veltink et al., 1996). Dans l'étude de Bouten et al. (1994), la composante gravitationnelle a été supprimée du signal en remettant le signal du capteur à zéro lorsque le sujet était debout avant tout enregistrement. Plusieurs autres méthodes de traitement du signal ont été proposées pour enlever g du signal du capteur (van Hees et al., 2013). Cependant, il n'y a pas de consensus clair sur la méthode à utiliser pour estimer la dépense d'énergie à partir de l'accéléromètre pendant la marche. En clair, malgré les efforts de certains auteurs (van Hees et al., 2013), la méthode optimale pour supprimer la composante gravitationnelle du signal d'accélération dans le cadre de l'estimation de la dépense énergétique liée à l'activité physique reste floue.

Par ailleurs, même si l'algorithme de Bouten et al. (1994) s'est avéré fiable pour évaluer la dépense énergétique chez de jeunes hommes en bonne santé, il n'a jamais été testé dans une population présentant des caractéristiques différentes (âge et IMC différents). **L'objectif de notre première étude était de tester la validité de l'utilisation d'une centrale inertielle pour estimer la dépense énergétique pendant la marche et des activités statiques chez des adultes d'âge moyen en comparaison avec la calorimétrie indirecte. Dans cette étude, la dépense énergétique a été calculée à partir de l'algorithme de Bouten pour lequel trois méthodes différentes ont été appliquées pour éliminer la composante gravitationnelle de l'accélération.**

Pour cette étude, 18 patients diabétiques et 18 individus sains appariés en âge, en taille et en IMC ont été recrutés. Ils ont réalisé des activités statiques (maintien des positions assise et debout) et des essais de marche à différentes vitesses sur un tapis roulant. La dépense énergétique a été estimée à partir de l'algorithme de Bouten et al. (1994). Trois méthodes ont ensuite été appliquées pour supprimer la composante gravitationnelle (g) du signal d'accélération :

- Méthode « Bouten » : cette méthode consiste à soustraire la valeur moyenne de chaque composante du vecteur accélération mesurée à cette même accélération.
- Méthode « Filtre » : cette méthode consiste à supprimer g à l'aide d'un filtre de Butterworth passe-haut de quatrième ordre sans déphasage avec une fréquence de coupure de 0,2 Hz.
- Méthode « Accélération libre » : cette méthode consiste à exprimer les accélérations dans le repère terrestre et de soustraire g à la composante verticale de l'accélération afin d'obtenir l'accélération libre, dépourvue de la composante gravitationnelle.

Nous avons réalisé des ANOVA à 2 facteurs (Vitesse x Méthode) à mesures répétées pour évaluer l'effet de la vitesse de marche et de la méthode sur la dépense énergétique lors de la marche. Des tests « t » ont été utilisés pour comparer les différentes méthodes d'estimation de la dépense énergétique à la méthode de référence dans les activités statiques (assis et debout). Une ANOVA à mesures répétées a été réalisée sur l'erreur quadratique moyenne (RMSE) et les biais moyens (calculés par rapport à la méthode de référence) pour tester les différences de précision entre les 3 méthodes. Nos résultats ont montré que les 3 méthodes testées surestimaient la dépense énergétique dans les conditions statiques (assis et debout) sauf pour la méthode « Filtre » en position debout ($P=0,17$; **Tableau 3**). Pour la marche, les ANOVA n'ont révélé aucun effet significatif de la méthode, ni d'effet d'interaction Vitesse x Méthode sur la dépense énergétique ($P>0.05$; **Tableau 3**). Pour les conditions statiques assis et debout, les ANOVA ont révélé que les RMSE étaient significativement différentes entre les 3 méthodes (**Tableau 3**). La méthode « Filtre » présentait des plus faibles valeurs de RMSE en comparaison à la méthode « Bouten » et à la méthode « Accélération libre » ($P<0,05$). Pour la marche, la méthode « Accélération libre » présentait des valeurs de RMSE supérieures à la méthode « Bouten » et à la méthode « Filtre » bien que cette différence ne soit pas significative ($P=0,08$). Ces résultats indiquent que l'algorithme de Bouten est adapté pour estimer la dépense énergétique lors de la marche à différentes vitesses (allant de 0,5 à 1,5 m.s⁻¹) et aussi dans des activités sédentaires (assis et debout) chez une population non diabétique, d'âge moyen (40-70 ans), incluant des personnes normo-pondérales et en surpoids. Au niveau de la méthode de suppression de la gravité, nos résultats montrent que la méthode « Filtre » semble être la plus précise des trois. Cette méthode constitue aussi une approche adaptée pour estimer la dépense énergétique en condition de vie réelle bien que sa précision dans ce type de condition reste à déterminer.

Tableau 3. Dépense énergétique pendant les activités statiques et lors de la marche chez des individus en bonne santé

Conditions	Calorimétrie indirecte (kcal.min ⁻¹)	Méthode Bouten		Méthode Accélération libre		Méthode Filtre	
		Dépense énergétique (kcal.min ⁻¹)	RMSE	Dépense énergétique (kcal.min ⁻¹)	RMSE	Dépense énergétique (kcal.min ⁻¹)	RMSE
Assis	0,06 ± 0,04	0,14 ± 0,04 †	0,09	0,17 ± 0,05 †	0,12	0,13 ± 0,02 †	0,07
Debout	0,15 ± 0,09	0,26 ± 0,12 †	0,17	0,23 ± 0,08*	0,15	0,18 ± 0,07	0,11
0,50 m.s ⁻¹	1,16 ± 0,38	1,17 ± 0,24	0,28	1,09 ± 0,23	0,33	1,16 ± 0,24	0,28
0,75 m.s ⁻¹	1,82 ± 0,72	1,53 ± 0,33	0,64	1,49 ± 0,29	0,64	1,52 ± 0,32	0,64
1,00 m.s ⁻¹	2,15 ± 0,64	2,08 ± 0,42	0,43	1,97 ± 0,40	0,51	2,08 ± 0,42	0,43
1,25 m.s ⁻¹	2,64 ± 0,85	2,68 ± 0,52	0,63	2,60 ± 0,45	0,64	2,70 ± 0,52	0,64
1,50 m.s ⁻¹	3,44 ± 0,96	3,33 ± 0,55	0,57	3,25 ± 0,50	0,67	3,35 ± 0,55	0,57

Moyenne ± écart-type. RMSE, erreur quadratique moyenne. Différence significative entre l'énergie dépensée mesurée par calorimétrie indirecte et estimée par la méthode accélérométrie : * p < 0,05 ; † p < 0,01.

Ces résultats montrent que la méthode accélérométrie basée sur l'algorithme de Bouten est adaptée pour l'estimation de la dépense énergétique pendant des activités d'intensité légère à modérée chez des adultes d'âge moyen. Cette méthode permet une estimation précise de la dépense énergétique pour une large gamme de vitesses de marche, de la marche lente à la marche rapide. En outre, nos résultats fournissent des preuves de la validité de cette méthode, quelle que soit la méthode utilisée pour éliminer la composante gravitationnelle, même si la méthode du filtre passe-haut semble estimer la dépense énergétique liée à l'activité avec plus de précision que les deux autres méthodes. Cette méthode reste à être évaluée chez des individus diabétiques qui présentent des adaptations biomécaniques de leur pattern de marche.

2.2.2 Validation d'une méthode d'estimation de la dépense énergétique chez des patients diabétiques de type 2

Caron N, Peyrot N, Caderby T, Verkindt C, Dalleau G
Accelerometry-based method for assessing energy expenditure in patients with diabetes during walking

Journal of Human Nutrition and Dietetics 2019, 32(4): 531–534

Dans une deuxième étude, nous avons testé l'algorithme de Bouten « filtre » pour estimer la dépense énergétique lors de la marche et dans des conditions statiques chez des patients diabétiques de type 2 (n=20). Nos résultats indiquent que l'algorithme de Bouten surestimait significativement la dépense énergétique en condition assise (**Tableau 4**). En revanche, il n'y avait aucune différence significative entre les valeurs de dépense énergétique mesurées par

calorimétrie indirecte et celles estimées par la méthode de Bouten pour la condition debout et les conditions de marche (**Tableau 4**), bien que la méthode de Bouten avait tendance à sous-estimer légèrement la dépense énergétique pendant la marche. Le biais moyen obtenu avec l'algorithme de Bouten était de $-0,13 \text{ kcal.min}^{-1}$. Les valeurs relativement faibles de RMSE et de biais, qui sont d'ailleurs comparables à celles obtenues dans notre précédente étude sur des participants non diabétiques, suggèrent que la méthode de Bouten constitue une méthode adaptée pour quantifier la dépense énergétique lors de la marche et dans des activités sédentaires chez la personne diabétique.

Tableau 4. Dépense énergétique dans des conditions statiques et lors de la marche et chez des personnes diabétiques de type 2

Conditions	Dépense énergétique Calorimétrie indirecte (kcal.min^{-1})		Dépense énergétique Algorithme de Bouten (kcal.min^{-1})		RMSE
	Moyenne \pm SD	Min - max	Moyenne \pm SD	Min - max	
Assis	$0,07 \pm 0,03$	0,02 - 0,15	$0,14 \pm 0,04 \dagger$	0,10 - 0,29	0,09
Debout	$0,19 \pm 0,09$	0,05 - 0,39	$0,20 \pm 0,08$	0,11 - 0,41	0,11
$0,50 \text{ m.s}^{-1}$	$1,65 \pm 0,54$	0,5 - 2,6	$1,47 \pm 0,42$	0,7 - 2,4	0,56
$0,75 \text{ m.s}^{-1}$	$2,21 \pm 0,74$	1,0 - 3,7	$1,91 \pm 0,58$	1,1 - 3,2	0,66
$1,00 \text{ m.s}^{-1}$	$2,75 \pm 0,93$	1,4 - 4,6	$2,43 \pm 0,57$	1,3 - 3,3	0,68
$1,25 \text{ m.s}^{-1}$	$3,25 \pm 1,04$	1,7 - 5,6	$3,11 \pm 0,76$	1,7 - 4,6	0,79
$1,50 \text{ m.s}^{-1}$	$4,13 \pm 1,05$	2,5 - 6,2	$4,10 \pm 0,76$	2,5 - 5,8	0,77

SD, écart-type ; RMSE, erreur quadratique moyenne.

Différence significative entre l'énergie dépensée mesurée par calorimétrie indirecte et estimée par l'algorithme de Bouten: $\dagger p < 0,01$.

Ces résultats indiquent que la méthode de Bouten est appropriée pour estimer la dépense énergétique pendant la marche et des activités sédentaires chez des personnes diabétiques de type 2. Bien que cette méthode présente une précision convenable, elle ne tient pas en revanche compte de l'âge et de la condition physique des participants. Cela peut expliquer la tendance de cette méthode à sous-estimer la dépense énergétique lors de la marche en comparaison à la calorimétrie indirecte. Pour surmonter ces limites, nous avons envisagé de développer nos propres équations d'estimation de la dépense énergétique durant la marche et des activités sédentaires à partir de données d'accéléromètres chez des individus sains et des individus diabétiques de type 2.

2.2.3 Développement d'équations spécifiques pour estimer la dépense énergétique chez des adultes diabétiques et non diabétiques

Caron N, Peyrot N, Caderby T, Verkindt C, Dalleau G

Estimating energy expenditure from accelerometer data in healthy adults and patients with type 2 diabetes

Experimental Gerontology 2020, 134: 110894

Dans cette troisième étude, notre objectif était de développer des équations spécifiques, avec des algorithmes propres à l'individu, pour estimer la dépense énergétique à partir de données d'accélération dans des activités sédentaires et pendant la marche chez des adultes d'âge moyen avec et sans type diabète de type 2. Trois équations différentes ont été développées pour 3 sites de fixation de l'accéléromètre (bas du dos, hanche et cheville).

Vingt participants sains et 20 participants diabétiques ont réalisé des essais de marche sur tapis roulant à différentes vitesses et des activités statiques (assis et debout). Les données d'accélération obtenues pour les différents sites de fixation de l'accéléromètre (bas du dos, hanche et cheville) ont été filtrées passe-bas à 20 Hz et filtrées passe-haut à 0,2 Hz. Pour chaque placement de capteur, la quantité d'accélération était ensuite calculée sur une période de 30 secondes (T) à partir de l'équation 4 décrite plus haut (Bouten et al., 1994).

Des analyses de régression linéaire multiple pas à pas ont été effectuées sur l'ensemble des données afin d'examiner les relations entre la quantité d'accélération (pour chaque placement d'accéléromètre) et la dépense d'énergie totale mesurée par calorimétrie indirecte dans toutes les conditions et en tenant compte de caractéristiques personnelles des participants : l'âge (nombre d'années), le sexe (1 = homme, 0 = femme), le statut diabétique (1 = adulte atteint de DT2, 0 = adulte en bonne santé), l'IMC (en $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$), la taille (en m) et le poids (en kg) ont été inclus dans les équations. Les variables ont été examinées en fonction de leur influence sur la dépense énergétique estimée et incluses dans les équations si elles induisaient un changement significatif de la proportion de variance expliquée (R^2), en se basant sur la variation globale du R^2 dans le modèle pas à pas. Une procédure de validation croisée de Monte Carlo a été utilisée pour développer des équations de prédiction de la dépense énergétique totale pour les trois placements de capteur (bas du dos, hanche et cheville). Des ANOVA à mesures répétées à un facteur ont été conduites sur la RMSE et le biais pour comparer la précision de la dépense énergétique entre les trois équations.

Les régressions linéaires multiples ont montré que la quantité d'accélération permettait d'expliquer plus de 77% des variations de la dépense énergétique pour les 3 sites de fixation de capteur ($P < 0,001$). L'IMC contribuait à faire augmenter la variance expliquée de plus de 3% pour tous les placements ($P < 0,001$). Le sexe et le statut diabétique contribuaient aussi à augmenter la variance expliquée mais faiblement (près de 2% pour le sexe et un peu plus de 0,5% pour le statut diabétique, pour tous les placements ; $P < 0,001$). Les 3 modèles d'estimation de la dépense énergétique présentaient des coefficients de détermination élevés ($R^2 = 0,86$ pour le capteur au niveau du bas du dos, $R^2 = 0,85$ pour la hanche et $R^2 = 0,83$ pour la cheville) :

$$DE_{\text{dos}} = -0,82 + 0,53 \times IAA_{\text{tot}} + 0,066 \times IMC + 0,3 \times Groupe + 0,455 \times Sexe \quad (5)$$

$$DE_{\text{hanche}} = -0,76 + 0,49 \times IAA_{\text{tot}} + 0,063 \times IMC + 0,28 \times Groupe + 0,47 \times Sexe \quad (6)$$

$$DE_{\text{cheville}} = -0,68 + 0,22 \times IAA_{\text{tot}} + 0,063 \times IMC + 0,23 \times Groupe + 0,42 \times Sexe \quad (7)$$

Où DE_{dos} , DE_{hanche} et DE_{cheville} représentent la dépense d'énergie totale pendant l'activité ($\text{Kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) pour un accéléromètre placé au niveau du bas du dos, à la hanche et à la cheville, respectivement. IAA_{tot} ($\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$) représente le vecteur magnitude moyen de l'accélération calculé sur un intervalle de 30s, IMC , (kg/m^2) l'indice de masse corporelle, *Groupe*, le statut diabétique avec 1 pour les patients diabétiques de type 2 et 0 pour les personnes non-diabétiques et le facteur *Sexe*, était égal à 1 pour les hommes et 0 pour les femmes.

Les ANOVA n'ont révélé aucun effet du placement du capteur sur les biais, alors que les analyses ont montré un effet significatif du placement sur les RMSE ($P = 0,005$). Le modèle d'estimation de la dépense énergétique du bas du dos présentait un RMSE moyen inférieur à celui de la hanche ($-0,06 \text{ Kcal}/\text{min}$) et celui de la cheville ($-0,085 \text{ Kcal}/\text{min}$). Les RMSE étaient également différentes entre les modèles d'estimation développés pour la hanche et la cheville ($+0,037 \text{ Kcal}/\text{min}$ pour la cheville). Ces résultats indiquent que les trois équations développées pour chaque site de placement du capteur (bas du dos, hanche et cheville) montrent une forte corrélation et une grande concordance entre la dépense énergétique estimée par accélérométrie et mesurée par calorimétrie indirecte. Bien qu'il n'y avait pas de différence au niveau des biais pour les 3 placements, les valeurs de RMSE indiquent que l'équation développée au niveau du bas du dos permet d'estimer avec une plus grande précision la dépense énergétique que les deux autres sites de fixation.

Ces résultats montrent que les équations développées à partir des données d'accélération (pour les trois sites de fixation du capteur) et de données personnelles de l'individu permettent d'estimer avec précision la dépense d'énergie totale lors de tâches sédentaires (positions assise

et debout) et durant la marche chez des personnes non-diabétiques et des personnes diabétiques de type 2. Bien que les biais des trois équations soient comparables, l'équation développée à partir des données du capteur placé au niveau du bas du dos (équation 5) présente un RMSE global inférieur en comparaison aux deux autres équations (équations 6 et 7).

CONCLUSION

Nos travaux ont montré que le diabète de type 2 est un facteur qui induit des adaptations biomécaniques et énergétiques de la marche. A vitesse identique, les personnes diabétiques ont une puissance métabolique (brute et nette) et un coût énergétique lors de la marche plus importants que des individus non diabétiques. Néanmoins, nous avons constaté que les personnes diabétiques adoptent naturellement une vitesse de marche plus lente que celle des individus non diabétiques. Cette réduction de la vitesse de marche préférée, que l'on peut interpréter comme une diminution de la performance motrice chez les personnes diabétiques, leur permet en revanche de minimiser le coût énergétique de la marche. Ainsi, à vitesse de marche préférée, les individus diabétiques et non diabétiques ont un coût énergétique de la marche comparable.

Compte tenu de ces résultats, nous nous sommes intéressés à évaluer la validité des méthodes d'estimation de la dépense énergétique pendant l'activité physique à partir de données issues d'un accéléromètre chez des individus diabétiques. En effet, l'accélérométrie est une méthode de plus en plus répandue pour estimer la dépense énergétique pendant l'activité physique et constitue également une approche intéressante pour la mesure et l'optimisation des bénéfices de l'activité physique sur la santé des personnes diabétiques. Cependant, les méthodes décrites dans la littérature ont été généralement développées chez des individus en bonne santé et généralement jeunes. Nous avons ainsi évalué la précision d'un algorithme issu de la littérature (Bouten et al., 1994), qui a été développé initialement chez des personnes jeunes et saines, pour estimer la dépense énergétique pendant l'activité physique à partir d'un accéléromètre placé au niveau du bas du dos, chez des personnes diabétiques et non diabétiques. Nos résultats ont montré que cet algorithme permet d'estimer de manière convenable la dépense énergétique dans des activités sédentaires (stations debout et assise) et pendant la marche à différentes vitesses chez des individus diabétiques et non diabétiques.

Dans le but d'améliorer l'estimation de la dépense énergétique pendant l'activité physique à partir de données provenant d'accéléromètres, nous avons ensuite développé des équations spécifiques, tenant compte des données personnelles de l'individu (âge, IMC, sexe), pour des individus diabétiques et non diabétiques. Trois équations ont ainsi été développées pour trois sites différents de placement de l'accéléromètre (bas du dos, hanche et cheville). Nos résultats montrent que l'algorithme développé pour un placement de l'accéléromètre au niveau du bas du dos donne la meilleure estimation de la dépense énergétique dans des activités sédentaires et lors de la marche, en comparaison aux algorithmes développés pour les régions de la hanche et de la cheville. En revanche, le positionnement du capteur au niveau de la hanche peut s'avérer être un bon compromis entre la précision de l'estimation de la dépense d'énergie et l'ergonomie (i.e. facilité de positionnement par le sujet et confort).

PERSPECTIVES ET PROJETS DE RECHERCHE

L'ensemble de ces résultats nous a permis d'envisager plusieurs perspectives. Plus précisément ; nous nous sommes engagés dans différents projets de recherche dont les finalités sont i) de mieux comprendre les dégradations de la mobilité induits par le diabète de type 2 et les mécanismes sous-jacents et ii) de proposer des solutions non-médicamenteuses pour améliorer la mobilité et la santé des personnes diabétiques de type 2. Nous présentons ci-après les deux projets que nous menons actuellement sur ces sujets.

- **Effets des étirements musculaires sur la qualité de la marche des personnes diabétiques de type 2**

Contexte

Le projet présenté ci-après s'inscrit dans la continuité des travaux que nous avons menés chez la personne diabétique. Ce projet est actuellement mené dans le cadre de la thèse de Nowlan Deville que je co-dirige avec Georges Dalleau (Directeur, Univ Réunion), Pierre Portero (co-directeur, Univ Paris-Est Créteil) et Nathan Caron (co-encadrant, Univ Réunion). Cette thèse, qui est réalisée à l'Université de La Réunion, a débuté en décembre 2021 et a obtenu une Allocation Régionale de Recherche de La Région Réunion (2021-2024).

Les résultats de notre précédente étude ont montré que les personnes diabétiques présentent un coût métabolique pendant la marche plus important que celui des individus non-diabétiques. En

raison de ce coût métabolique élevé, l'activité de marche est ressentie comme un effort intense par ces personnes ce qui peut donc réduire leur adhésion à cette activité. Cette hypothèse est soutenue par des résultats montrant que les personnes diabétiques ont un plus faible niveau d'activité physique journalier, réalisent un plus petit nombre de pas par jour et ont une plus faible dépense d'énergie quotidienne que des individus non diabétiques (Fagour et al., 2013; Caron, 2017). La diminution de l'intensité de l'activité de marche et des activités physiques de manière générale pourraient ainsi potentiellement permettre de lutter contre la sédentarité des personnes diabétiques et ainsi améliorer leur état de santé.

Récemment, une étude a mis en évidence que le plus grand coût énergétique de la marche chez des individus diabétiques est associé à une plus grande raideur du tendon d'Achille en comparaison à des participants non-diabétiques (Petrovic et al., 2018). L'augmentation de la raideur tendineuse du mollet chez la personne diabétique, qui résulte de l'hyperglycémie chronique (Moggetti et al., 2020), a pour effet de réduire la capacité de stockage d'énergie du tendon d'Achille pendant la marche ce qui peut contribuer à l'augmentation du coût énergétique chez ces personnes. Il est important de noter qu'en plus de ces altérations énergétiques, l'augmentation de la raideur de ces muscles concourt à diminuer la capacité d'amortissement du pied et de la cheville, entraînant une augmentation des pressions exercées sous la région antérieure du pied (métatarses) lors de la marche (Giacomozzi et al., 2005) et par conséquent le risque d'ulcération du pied (Khor et al., 2021). Par ailleurs, la diminution de la mobilité de la cheville contribue également à des changements dans le pattern de marche (diminution de la longueur du pas, augmentation de la fréquence de pas et de la variabilité du pas), qui peuvent augmenter l'instabilité et le risque de chute durant la marche (Roman de Mettelinge et al., 2013). En clair, les modifications des propriétés mécaniques du tendon d'Achille induit par le diabète détériorent la qualité de marche, ce qui pourrait expliquer la faible adhésion à la pratique d'activité physique et aussi favoriser l'apparition de complications chez les personnes diabétiques.

Les étirements musculaires constituent des interventions qui sont classiquement utilisées dans le domaine du sport et de la rééducation pour augmenter la souplesse et la mobilité articulaire. L'augmentation de la mobilité articulaire, souvent quantifiée par l'amplitude de mouvement autorisée par l'articulation, est due à des changements dans les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux induit par l'étirement du groupe musculaire (Morse et al., 2008). Des études menées chez des personnes non diabétiques ont montré que des étirements musculaires des membres inférieurs entraînent des améliorations immédiates de

la performance de marche (Ebrahimipour et al., 2019) et de l'équilibre (Palmer et al., 2017), bien que ces améliorations soient limitées dans le temps, i.e. quelques minutes (Lima et al., 2014). Lorsque ces étirements sont appliqués régulièrement sur une période de plusieurs semaines, ils entraînent des améliorations chroniques de la performance de marche chez des individus non diabétiques (Vialleron et al., 2020). A l'heure actuelle, bien que des études ont montré que des exercices d'étirements musculaires permettent d'améliorer la mobilité articulaire chez des personnes âgées diabétiques de type 2, nous ne savons pas si cela peut améliorer la qualité de la marche chez ces individus. Dans le cadre de cette thèse, nous testerons l'hypothèse selon laquelle un protocole d'étirements musculaires devrait permettre d'améliorer l'efficacité de la marche et de réduire les risques associés à cette activité, en particulier en termes de risques de chute et d'ulcération du pied, chez des personnes diabétiques de type 2. Nous évaluerons ainsi les effets des étirements sur le coût énergétique, la stabilité posturale et les pressions plantaires pendant la marche chez cette population. De manière secondaire, nous évaluerons l'impact à long terme des étirements musculaires sur la quantité d'activité physique pratiquée et la qualité de vie des personnes diabétiques de type 2. A l'heure actuelle, une première série expérimentale visant à évaluer les effets aigus des étirements des fléchisseurs plantaires sur la biomécanique et l'énergétique de la marche a déjà démarré chez des sujets sains, et nous espérons inclure les personnes diabétiques dans les mois à venir.

- **Développement d'une nouvelle méthode pour le diagnostic de la fonction neuromusculaire chez la personne diabétique de type 2 – Projet DALON**

Contexte

Le projet décrit ici est actuellement mené au sein du laboratoire IRISSE et j'y contribue en tant que partenaire scientifique. Ce projet, porté par Pr. Georges Dalleau et Pr. Nicolas Peyrot (Le Mans Université), a obtenu un financement Europe Etat Région (2021-2023, FEDER, 800 K€). En plus de l'Université de La Réunion et de l'Université du Mans, ce projet implique également l'Université de Savoie Mont-Blanc (Dr. Pierre Samozino et Dr. Baptiste Morel) et l'Université de Saint-Etienne (Pr. Guillaume Millet).

Comme nous l'avons évoqué plus haut, l'activité physique constitue un levier majeur dans le cadre de la prise en charge des patients diabétiques. Néanmoins, pour obtenir des effets bénéfiques et limiter les risques sur la santé de ces patients, l'activité physique doit

nécessairement être dosée. Cependant, cela peut s'avérer particulièrement complexe parce que la réponse physiologique aux stimuli de reconditionnement varie selon l'individu quelle que soit la nature de l'exercice physique (endurance ou force, par exemple). La grande variabilité individuelle dans les réponses physiologiques à l'exercice pourrait être potentiellement expliquée par le fait que les modalités de reconditionnement ne sont pas suffisamment individualisées aux capacités du patient ou encore ne considèrent pas la fonction neuromusculaire dans toutes ses dimensions, c'est-à-dire, sa capacité à produire de la force malgré des facteurs intrinsèques (raideur, fatigabilité, architecture musculaire, typologie...) et extrinsèques (vitesse d'exécution du mouvement, puissance, densité, mouvement réalisé...) différents entre chaque individu.

Actuellement, une partie des déterminants de la fonction neuromusculaire est couramment évaluée sur des appareils isocinétiques qui permettent l'étude de mouvements segmentaires monoarticulaires ou sur des appareils isoinertiels. Toutefois, aucune méthode ou dispositif ne permet de mesurer tous les déterminants de la fonction neuromusculaire dans un contexte et d'entraîner les patients dans ce même contexte. De plus, la variabilité des outils et méthodes dans la littérature rend difficile la comparaison des études et de leurs résultats pour bien comprendre les mécanismes sous-jacents aux adaptations au reconditionnement physique. L'évaluation de la fonction neuromusculaire doit être améliorée et adaptée au patient pour que la prise en charge soit efficace et ciblée sur les besoins du patient.

L'objectif du projet DALON est de développer un dispositif innovant permettant d'évaluer la fonction neuromusculaire et ses déterminants chez des patients atteints de maladies chroniques telles que le diabète de type 2 et aussi le cancer afin de réaliser un reconditionnement neuromusculaire ciblé et individualisé. Afin de répondre à cet objectif, il est envisagé de i) caractériser les effets délétères du diabète et du cancer sur la fonction neuromusculaire, ii) élaborer un protocole standardisé d'évaluation de la fonction neuromusculaire chez ces patients, et enfin iii) étudier l'effet de programmes de reconditionnement élaborés en fonction de l'évaluation initiale sur la fonction neuromusculaire et les déficiences associées. Actuellement, le projet est dans l'attente d'obtention de l'autorisation du comité de protection des personnes et nous espérons finaliser la partie expérimentale d'ici la fin de l'année 2022.

3 – Adaptations biomécaniques induites par le vieillissement lors d’une tâche d’exécution du pas

INTRODUCTION

La Réunion connaît actuellement un vieillissement rapide et accéléré de sa population. Selon l'INSEE (Chaussy et Fabre, 2014; Ajir et al., 2017), la part des personnes de plus de 60 ans devrait doubler entre 2010 et 2030, passant ainsi de 12% à 23% de la population réunionnaise, soit une évolution de 100 000 à 225 000 seniors. A La Réunion, le taux de dépendance des personnes âgées est plus élevé qu'en France métropolitaine, avec un taux 12,2% à La Réunion contre 9,1% en métropole pour les personnes de 60 ans et plus (Chaussy et Fabre, 2014). De plus, la dépendance intervient aussi plus tôt pour les Réunionnais, ce qui peut s'expliquer par leur moins bon état de santé (Chaussy et Fabre, 2014). En particulier, cela semble être étroitement lié à la plus grande précarité et à l'isolement plus marqué des Réunionnais ainsi qu'à la prévalence des maladies chroniques, notamment l'obésité et le diabète, bien supérieure à La Réunion comparée à celle de la métropole (3 fois supérieure pour l'obésité et 2 fois pour le diabète) (ORS, 2017). Sachant qu'à La Réunion, plus de 90% de ces personnes vivent à domicile - contre 50% au niveau national - (Chaussy et Fabre, 2014; Klein et Sandron, 2016), la prévention de la perte d'autonomie liée au vieillissement constitue un défi régional majeur, particulièrement à cause des troubles de la mobilité et des chutes associées.

Chaque année, 1 personne de 65 ans et plus sur 3 serait victime d'une chute en France, en incluant La Réunion (HAS, 2005). Ces chutes, qui se produisent le plus généralement lors d'activités de la vie quotidienne (Robinovitch et al., 2013), sont responsables de plus de 9 000 décès par an en France, représentant ainsi la principale de cause de mortalité chez les plus de 65 ans (INSERM, 2015). Ces chutes entraînent par ailleurs la plupart du temps des séquelles physiques qui conduisent à une diminution durable de la mobilité et un déclin des capacités physiques des personnes âgées. Au-delà des traumatismes physiques, les chutes peuvent aussi induire des troubles psychologiques, notamment le syndrome de la peur de chuter (Terroso et al., 2013). Il s'avère que 1 personne âgée sur 2 restreint ses activités quotidiennes en raison de sa peur de chuter, ce qui peut entraîner un isolement social, une accélération du déconditionnement physique et de la perte d'autonomie, et ainsi une diminution de leur qualité de vie (Howland et al., 1998). En plus de leur impact sur l'état de santé des individus, les chutes sont également à l'origine d'un coût financier substantiel estimé à 2 milliards d'euros chaque année en France (Dantoine et al., 2016). L'ensemble de ces éléments font de la prévention des

chutes chez la personne âgée un véritable enjeu économique, sociétal et de santé publique à La Réunion, mais aussi au niveau national et international.

Bien que l'augmentation de la prévalence des chutes chez les personnes âgées puisse être attribuée à différents facteurs de risque tels que la prise de certains médicaments, la présence de pathologie, ou encore des facteurs environnementaux et comportementaux, le facteur principal semble être les détériorations de la fonction d'équilibration (Frank et Patla, 2003; Lord et al., 2007). Le maintien de l'équilibre postural est une habileté complexe impliquant l'intégration de différentes informations sensorielles (somato-sensorielles, visuelles et vestibulaires) par le système nerveux central, qui assure en retour activement le maintien de la position du corps dans l'espace en modulant l'activité des muscles (Horak et Macpherson, 1996). Il est bien connu que le vieillissement provoque des dégradations au niveau de l'ensemble des systèmes physiologiques impliqués dans le contrôle de l'équilibre postural, i.e., sensoriel, neuromusculaire et cognitif, ce qui diminue la capacité de ces personnes à maintenir leur équilibre et par conséquent augmente leur risque de chuter (Lord et al., 2018). Le vieillissement constitue donc une véritable contrainte qui affecte aussi bien le maintien de l'équilibre postural que la performance des mouvements.

Plusieurs études se sont intéressées à examiner les circonstances des chutes, notamment à partir de registres d'admission hospitaliers (Welmerink et al., 2010), de questionnaires remplies par les sujets eux-mêmes (Welmer et al., 2016), ou encore de captures vidéo (Robinovitch et al., 2013). De manière générale, ces études révèlent que les chutes chez la personne âgée se produisent principalement au cours des activités de la vie quotidienne. Bien que les proportions diffèrent en fonction des études, il s'avère globalement que ces chutes se produisent en premier lieu au cours de la marche, puis pendant l'activité de maintien en station debout et enfin durant les tâches de transition telles que la transition assis-debout ou l'initiation de la marche (Holliday et al., 1990; Nevitt et Cummings, 1993; Robinovitch et al., 2013). Bien que ces études nous renseignent sur les circonstances des chutes chez la personne âgée, les mécanismes neuro-physiologiques et biomécaniques sous-jacents restent encore mal compris. Plus précisément, malgré la certitude que les altérations liées au vieillissement au niveau des systèmes physiologiques (i.e., cognitif, neuromusculaire, sensoriel) rendent plus difficile le maintien de l'équilibre postural, nous ne savons pas à l'heure actuelle quels sont précisément les mécanismes responsables des chutes dans ces activités motrices volontaires (e.g., adoption d'une stratégie motrice inadaptée, baisse d'attention, etc.). La compréhension de ces

mécanismes s'avère nécessaire pour concevoir des solutions efficaces pour la prévention des chutes chez la personne âgée.

PROBLÉMATIQUE / BUTS

Dans le but de mieux comprendre les mécanismes responsables des chutes au cours d'activités motrices quotidiennes chez les personnes âgées, de nombreuses études se sont intéressées à comparer des paramètres décrivant l'état de translation du corps (e.g., Kavanagh et al., 2004; Abrahamová et Hlavačka, 2008; Schrager et al., 2008) - tels que les accélérations, vitesses, positions ou quantités de mouvement linéaires des segments corporels ou du corps complet – entre des jeunes adultes et des personnes âgées. A l'inverse, très peu d'études ont examiné les effets du vieillissement sur le mouvement en rotation du corps. Pourtant, la plupart de nos tâches motrices impliquent des rotations des segments corporels et du corps dans les trois dimensions de l'espace. L'analyse des paramètres décrivant l'état de rotation du corps peut donc constituer une approche pertinente pour identifier les dégradations dans le contrôle de l'équilibre associées au vieillissement et comprendre les mécanismes sous-jacents.

Le moment cinétique est un paramètre mécanique qui a été utilisé dans la littérature pour étudier le mouvement en rotation du corps dans diverses tâches motrices, comme par exemple la marche (Herr et Popovic, 2008), la course (Sepp et al., 2019) ou encore le saut (Imura et Iino, 2018). Ces études ont rapporté que le moment cinétique du corps, qui correspond à la somme des moments cinétiques produits par la rotation des segments corporels autour du CM du corps, est une variable hautement contrôlée pour assurer le maintien de l'équilibre durant nos activités motrices quotidiennes (Herr et Popovic, 2008; Robert et al., 2009; Maldonado et al., 2018). Plusieurs études ont montré que des individus présentant des dégradations de la mobilité, tels que des amputés du membre inférieur (Silverman et Neptune, 2011) ou encore des personnes souffrant d'une hémiplégie (Nott et al., 2014; Vistamehr et al., 2018), exhibent une plus grande amplitude du moment cinétique du corps lors des activités motrices comme la marche. Ces résultats ont généralement été interprétés comme une dégradation dans le contrôle du moment cinétique du corps pouvant augmenter le risque de chuter chez ces individus. De plus, ces études ont mis en évidence des corrélations entre l'amplitude du moment cinétique du corps et des mesures classiquement utilisées pour évaluer l'équilibre en milieu clinique et en laboratoire (Nott et al., 2014; Vistamehr et al., 2016), indiquant que le moment cinétique du corps constitue

une mesure pertinente pour étudier le maintien de l'équilibre et donc caractériser les mécanismes sous-jacents des chutes au cours de la locomotion (Neptune et Vistamehr, 2018).

Malgré le fait que le moment cinétique du corps a été largement utilisé pour étudier le contrôle de l'équilibre dans des populations à mobilité réduite, peu d'attention a été accordée à la compréhension des effets du vieillissement normal sur ce paramètre et son contrôle. A notre connaissance, une seule étude a cherché à comparer le moment cinétique du corps entre des adultes jeunes et âgés, et cela dans une tâche de trébuchement induit expérimentalement (Pijnappels et al., 2005). Les résultats ont montré que, contrairement aux jeunes adultes, les adultes plus âgés étaient incapables de réduire complètement le moment cinétique dans le plan sagittal pendant la phase de récupération de l'équilibre suivant le trébuchement. Cette incapacité à contrôler adéquatement le moment cinétique diminuait le succès de la récupération de l'équilibre après le trébuchement et prédisposait donc les adultes âgés à une chute contrairement aux jeunes adultes. Malgré les efforts réalisés par ces auteurs, on ne sait toujours pas si et comment le vieillissement affecte le contrôle du moment cinétique du corps dans des activités motrices volontaires telles que la marche ou les tâches de transition comme l'initiation de la marche et du pas. Pourtant, comme nous l'avons évoqué plus haut, la plupart des chutes chez les personnes âgées se produisent pendant ces activités (Robinovitch et al., 2013).

Ainsi, les travaux qui sont présentés dans cette partie avaient principalement pour objectif d'investiguer les effets du vieillissement sur le moment cinétique du corps et son contrôle durant des activités motrices quotidiennes. Les finalités de ces travaux étant d'identifier des marqueurs de la dégradation de la mobilité et du risque de chute chez la personne âgée et aussi de pouvoir proposer des solutions visant à améliorer les capacités d'équilibre et la mobilité chez ces individus.

MÉTHODES

Dans les études présentées dans cette partie, nous avons recruté des participants jeunes (de 18 à 30 ans) et des participants âgés de plus de 60 ans en bonne santé, normo-pondéraux et physiquement actifs, i.e., pratiquant une activité physique modérée d'une durée supérieure à 150 minutes par semaine. Nos participants âgés n'avaient subi aucune chute durant les 12 mois précédant leur participation à l'expérimentation. Au niveau du protocole expérimental, différentes tâches motrices ont été étudiées, à savoir la marche sur le sol (10 mètres), la tâche d'exécution du pas et la tâche de pointage. Dans la plupart de ces études, une ou plusieurs

plateformes de force (AMTI, MA, USA) ont été utilisées afin de mesurer les forces de réaction au sol et les moments en trois dimensions. Ces efforts de réaction du sol ont également été utilisés afin de calculer les coordonnées horizontales du CP. Un système de capture de mouvement (Vicon, Oxford, UK) a également été utilisé dans ces études pour enregistrer la position des marqueurs réfléchissants disposés sur le corps des participants. Plus précisément, dans nos études sur la marche (3.1), un modèle du membre inférieur *Plug-in-Gait* à 16 marqueurs a été utilisé pour déterminer la cinématique du bassin (pélvis) et du pied. Dans nos deux premières études sur la tâche d'exécution du pas (3.2 et 3.3), nous avons utilisé un modèle simplifié à 13 marqueurs (Tisserand et al., 2016) pour obtenir la cinématique du corps entier, et en particulier pour calculer la position tridimensionnelle du CM du corps. Dans les autres études sur la tâche d'exécution du pas et la tâche de pointage (3.4 et 3.5), nous avons utilisé un modèle à 49 marqueurs pour déterminer la cinématique du corps entier ainsi que les moments cinétiques des segments corporels et du corps complet (Maldonado et al., 2018). Des cellules photo-électriques ont été utilisées pour mesurer contrôler la vitesse de marche. Différents paramètres biomécaniques spatio-temporels associés à ces différentes tâches motrices ont ensuite été calculés. Le moment externe net autour du CM (vecteur noté \vec{H}), qui correspond à la dérivée du moment cinétique du corps en fonction du temps, était obtenu par le produit vectoriel du bras de levier et de la force de réaction du sol, additionné au vecteur moment libre:

$$\vec{H} = (\vec{r}_{CP} - \vec{r}_{CM}) \times \overrightarrow{GRF} + \vec{T} \quad (8)$$

Avec \vec{r}_{CP} et \vec{r}_{CM} les vecteurs position du CP et du CM, respectivement, \overrightarrow{GRF} le vecteur force de réaction du sol et \vec{T} le vecteur moment libre. Le vecteur moment libre correspond au couple généré autour du point d'application de la force de réaction du sol, i.e. le CP. Il convient de noter que durant nos expérimentations, les participants évoluant pieds nus sur un sol horizontal, les composantes du moment libre autour des axes antéropostérieur et médiolatéral (par rapport au sujet) ont été considérées comme toutes deux nulles ($T_x = 0$ et $T_y = 0$). En revanche, la composante verticale du moment libre, aussi appelée le moment libre vertical, était quant à elle non nulle. Le moment libre vertical (T_z) a été calculé à partir de la formule suivante :

$$T_z = M_z - (x_{CP} \times F_y) + (y_{CP} \times F_x) \quad (9)$$

Où M_z est le moment agissant autour de l'axe vertical au centre de la plateforme de force, x_{CP} et y_{CP} sont les coordonnées du CP selon les axes médiolatéral et antéropostérieur, respectivement, F_x (positif vers la droite de l'individu) et F_y (positif vers l'avant) sont les forces de réaction du sol selon les directions médiolatérale et antéropostérieure, respectivement. Dans

nos études, nous avons normalisé les valeurs des différents moments calculés par le produit du poids et de la taille du participant.

Le moment cinétique du corps a été calculé en utilisant deux approches différentes. Dans les deux premières études sur l'initiation du pas (3.2 et 3.3), le moment cinétique du corps a été calculé par intégration numérique (méthode des trapèzes) du moment externe net autour du CM en fonction du temps. Dans les autres études sur la tâche d'exécution du pas (3.4 et 3.5), nous avons calculé le moment cinétique du corps à partir de la somme des moments cinétiques de chacun des segments par rapport au CM :

$$\vec{H} = \sum_{j=1}^n [(\vec{r}_j - \vec{r}_{CM}) \times m_j(\vec{v}_j - \vec{v}_{CM}) + I_j \vec{\omega}_j] \quad (10)$$

avec n le nombre de segments, \vec{r}_j et \vec{r}_{CM} les vecteurs position du CM du segment j et du CM du corps, respectivement, \vec{v}_j et \vec{v}_{CM} les vecteurs vitesse linéaire du segment j et du CM corporel, respectivement, m_j et I_j la masse et le tenseur d'inertie du segment j , respectivement et $\vec{\omega}_j$ la vitesse angulaire du segment j autour de son CM.

Dans nos différentes études, afin de diminuer la variabilité inter-individuelle, le moment cinétique du corps a été normalisé par la masse du sujet (en kg), la taille du sujet (en m) et par $\sqrt{g \times l}$ ($g = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$ et $l =$ taille du participant) dans nos différentes études. Nous avons ensuite calculé les amplitudes du moment cinétique du corps (différence entre la valeur maximale et la valeur minimale) dans les différentes phases du mouvement d'exécution du pas et sur le mouvement total.

PRINCIPAUX RÉSULTATS

Contexte

Les études 3.1 à 3.3 qui sont décrites ci-après ont été réalisées dans le cadre de la thèse de Jérémie Begue, que j'ai co-dirigé avec Nicolas Peyrot (Directeur, Le Mans Université) et Georges Dalleau (co-encadrant). Cette thèse, effectuée à La Réunion et soutenue en 2020, a porté sur l'étude des effets du vieillissement sur le moment cinétique du corps au cours de la tâche d'exécution du pas.

3.1 - Effet de la vitesse de progression sur le moment libre vertical et la cinématique du corps dans le plan transverse au cours de la marche

Begue J, Caderby T, Peyrot N, Dalleau G

Influence of gait speed on free vertical moment during walking

Journal of Biomechanics 2018, 75 : 186-190

Avant de décrire les études portant sur les effets du vieillissement sur le moment cinétique du corps, nous présenterons dans un premier temps les résultats d'une étude portant sur l'analyse du moment libre vertical lors de la marche. Le moment libre vertical, qui représente plus précisément le couple qui agit autour de l'axe vertical passant par le CP et qui résulte des forces de cisaillement entre le pied et le sol (Holden et Cavanagh, 1991), constitue une composante du torseur d'actions mécaniques de contact entre le pied et le sol, à la base de la détermination du moment cinétique du corps au CM (comme décrit plus haut). Bien que le moment libre vertical soit considéré comme un bon indicateur de la contrainte de torsion au niveau du membre inférieur lors de la marche (Ohkawa et al., 2017), cette composante du torseur d'actions mécaniques a été relativement peu étudiée lors de la marche comparativement à la force de réaction du sol. En effet, un grand nombre d'études ont porté sur l'analyse de la force de réaction du sol permettant ainsi de mieux comprendre les rôles des différentes composantes de la force de réaction du sol (i.e., antéro-postérieure, médio-latérale et verticale) et leurs changements avec la vitesse de marche (e.g., Andriacchi et al., 1977; Nilsson et Thorstensson, 1989). A l'inverse, à ce jour, nous ne savons pas si et comment la vitesse de marche influence le moment libre vertical pendant la marche. **L'objectif de cette première étude était donc de clarifier les effets de la vitesse de progression sur le moment libre vertical pendant la marche.**

Nous avons demandé à 14 adultes en bonne santé de réaliser des essais de marche à différentes vitesses sur une piste de 10 mètres. Trois vitesses de marche étaient testées : 60% (vitesse lente), 100% (vitesse normale) et 140% (vitesse rapide) de la vitesse de marche préférée, déterminée au préalable en demandant aux participants de marcher à leur vitesse de confort sur une distance de 100 mètres au total (4 x 25 mètres). Le moment libre vertical a été calculé pendant la phase d'appui du membre dominant selon la formule décrite plus haut (équation 9) et des paramètres cinématiques du pied et du bassin dans le plan transversal (ou horizontal) ont été calculés à partir des données de capture du mouvement, tels que l'angle de progression du pied et le pic de vitesse de rotation du bassin dans le plan transversal. Les résultats ont montré que le moment libre vertical suivait un pattern biphasique au cours de la phase d'appui, illustré à la **Figure 9**, quelle que la vitesse de marche.

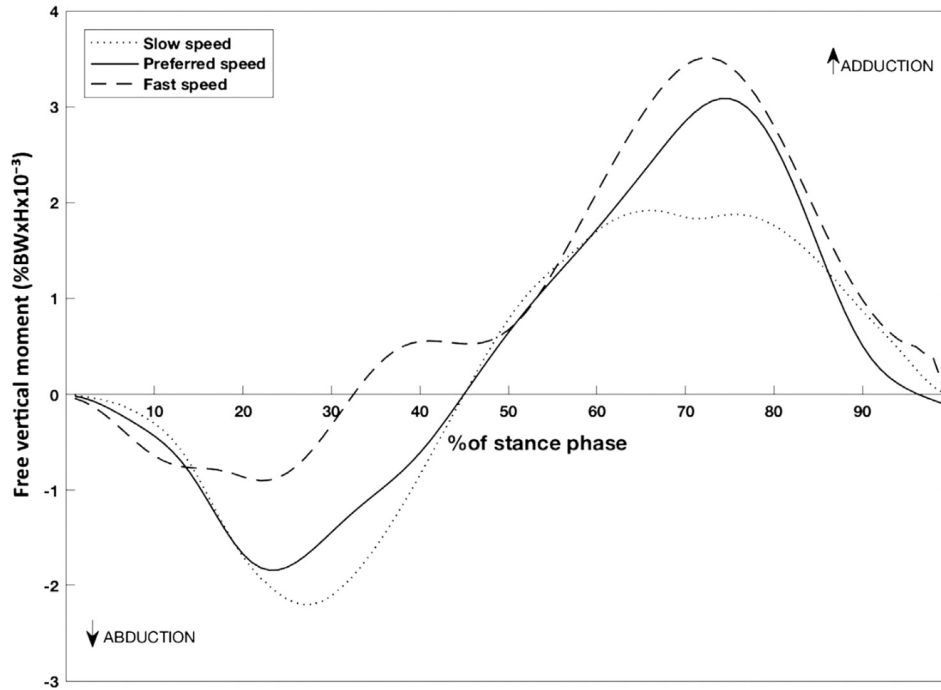


Figure 9. Évolution dans le temps du moment libre vertical dans les conditions de vitesse lente, vitesse préférée et vitesse rapide. Les tracés sont obtenus à partir des moyennes de groupe ($n = 14$). Le moment libre vertical a été normalisé par le poids (BW) et la taille (H) du sujet.

Les ANOVA à mesures répétées à un facteur (vitesse) ont révélé une diminution significative du pic du moment libre vertical en abduction (i.e., résistant à la rotation interne du pied ; $P < 0,001$) et une augmentation du pic du moment libre vertical en adduction (i.e., résistant à la rotation externe du pied ; $P < 0,001$) avec l'augmentation de la vitesse de marche. Parallèlement, nous avons observé une diminution de l'angle de progression du pied ($P < 0,05$) et une augmentation de la vitesse maximale de rotation du bassin dans le plan transversal ($P < 0,001$) avec l'augmentation de la vitesse de marche. Une corrélation positive significative a été trouvée entre la vitesse de rotation du bassin et le pic du moment libre vertical en adduction ($r = 0,44$; $P < 0,01$), suggérant que la rotation du bassin influence l'amplitude du moment libre vertical en adduction. De plus, nous avons également trouvé des corrélations significatives entre la valeur pic du moment libre vertical en adduction et la longueur ($r = 0,52$; $P < 0,001$) et la fréquence des pas ($r = 0,47$; $P < 0,01$), indiquant que les modifications du moment libre vertical peuvent être attribuées à des changements dans ces deux variables clés de la vitesse de marche. Ces modifications du moment libre vertical avec la vitesse de marche doivent être prises en compte lorsque ce paramètre est utilisé dans l'évaluation de la marche, en particulier lorsqu'il est utilisé comme indice pour la rééducation et la prévention des blessures.

Ces résultats indiquent que le moment libre vertical est influencé par la vitesse de progression lors de la marche. Cet effet vitesse est important à considérer, en particulier lorsque le moment libre vertical est utilisé comme indicateur lors de l'évaluation clinique pour la réadaptation ou pour la prévention des blessures. Par ailleurs, ces résultats montrent que le moment libre vertical est une composante non négligeable du torseur des actions mécaniques de contact entre le pied et le sol et doit donc nécessairement être considéré dans le cadre de l'étude du moment cinétique du corps au CM.

Caderby T, Begue J, Dalleau G, Peyrot N

Measuring Foot Progression Angle during Walking Using Force-Plate Data

Applied Mechanics 2022, 3(1) : 174-181

Les résultats de cette première étude ont montré que le pic du moment libre vertical, qui est souvent considéré comme un indicateur des contraintes en torsion exercées sur le membre inférieur lors de la marche (Ohkawa et al., 2017), évolue de manière cohérente avec certains paramètres cinématiques du corps dans le plan transversal, comme notamment l'angle de progression du pied. L'angle de progression du pied, qui décrit l'orientation du pied dans le plan transversal pendant la phase d'appui de la marche, est un paramètre qui est aussi classiquement utilisé dans le domaine clinique afin d'évaluer le profil rotationnel du membre inférieur et ainsi identifier des anomalies au niveau de ce dernier (Hudson, 2016). Ce paramètre est généralement mesuré en utilisant un système de capture du mouvement. Plus précisément, il est calculé comme l'angle entre l'axe de progression du laboratoire et l'axe longitudinal du pied, ce dernier étant déterminé par des marqueurs placés au niveau du calcanéum et de la tête du second métatarse. Afin de pouvoir faciliter la détermination de ce paramètre dans le domaine clinique et aussi surmonter les limites liées à l'utilisation du système de capture du mouvement (coût, temps requis, problèmes d'occlusion de marqueurs), nous avons développé une méthode basée sur des données de plateforme de force, et plus précisément sur les coordonnées du CP, pour estimer l'angle de progression du pied durant la marche. Nos résultats ont montré que notre méthode donnait des valeurs d'angle de progression du pied qui n'étaient pas significativement différentes de celles mesurées par la méthode de référence ($P > 0,05$). Par ailleurs, l'erreur absolue moyenne obtenue avec notre méthode était de $3,3^\circ \pm 2,1^\circ$ à vitesse lente, de $2,0^\circ \pm 1,2^\circ$ à vitesse préférée et de $2,0^\circ \pm 1,2^\circ$ à vitesse rapide, sans effet significatif de la vitesse de marche ($P > 0,05$). Ces résultats suggèrent que la nouvelle méthode proposée ici

est adaptée pour déterminer l'angle de progression du pied pendant la marche à différentes vitesses. En l'absence de données cinématiques, cette méthode constitue une alternative intéressante pour mesurer l'angle de progression du pied pendant la marche.

Ces résultats montrent que la nouvelle méthode proposée permet d'estimer avec précision l'angle de progression du pied pendant la marche. Cette méthode constitue une approche intéressante pour l'analyse de ce paramètre dans des environnements non équipés de système de capture du mouvement, comme dans le milieu clinique.

3.2 - Effets du vieillissement sur le moment cinétique du corps au cours de l'initiation du pas

Begue J, Peyrot N, Dalleau G, Caderby T

Age-related changes in the control of whole-body angular momentum during stepping

Experimental Gerontology 2019, 127 : 110714

Comme nous l'avons expliqué plus haut, à notre connaissance, aucune étude n'a examiné les effets du vieillissement sur le moment cinétique au cours d'activités motrices volontaires. **L'objectif de cette étude était de comparer le moment cinétique du corps entre des individus jeunes et des personnes âgées au cours de la tâche d'initiation du pas.**

Vingt-deux jeunes adultes et 22 personnes âgées ont été instruits à réaliser une tâche d'exécution du pas à leur vitesse préférée. La tâche consistait à effectuer un pas vers l'avant avec la jambe dominante suivi par un second pas avec la jambe non dominante pour s'arrêter dans une posture debout confortable (**Fig. 10**). Dans cette étude, nous nous sommes intéressés uniquement au mouvement d'initiation du pas qui inclut la première phase de double appui et la première phase d'exécution du pas. Nos résultats ont montré que, dans la première phase de double appui, les participants âgés présentaient de plus petites amplitudes du moment cinétique dans les plans sagittal et transversal par rapport aux jeunes adultes (**Fig. 11**). Ces résultats s'expliquaient par des moments externes nets autour du CM dans les plans sagittal et transversal moins importants chez les participants âgés ($P < 0,05$) que chez les jeunes, avec aucune différence significative au niveau de la durée de la phase de double appui entre les deux groupes ($P > 0,05$). A l'inverse, pendant la première phase d'exécution du pas, les personnes âgées avaient des amplitudes du moment cinétique plus élevées dans les plans frontal et sagittal par rapport aux jeunes adultes (**Fig. 11**), et cela malgré leur vitesse de progression inférieure (-11% chez les personnes âgées ; $P < 0,05$). Ces plus grandes amplitudes du moment cinétique chez les personnes âgées étaient associées à une plus longue durée de la phase d'exécution du pas en

comparaison aux jeunes adultes (+10% chez les participants âgés ; $P < 0,05$). En outre, dans le plan sagittal, un plus grand moment externe net autour du CM (+45% ; $P < 0,01$) a également contribué à l'augmentation de l'amplitude du moment cinétique chez les adultes âgés. Plus précisément, nous avons observé que l'augmentation du moment externe net dans le plan sagittal chez les individus âgés était attribuée à une diminution de la force de réaction antéropostérieure (force de propulsion vers l'avant) par rapport aux individus jeunes (-19% chez les participants âgés ; $P < 0,05$). Cette réduction de la force de propulsion vers l'avant avec le vieillissement pourrait potentiellement être le résultat de la diminution des capacités musculaires des membres inférieurs - en particulier des muscles fléchisseurs plantaires -, de la réduction de la mobilité articulaire et/ou d'une stratégie visant à assurer un déplacement plus prudent (Iosa et al., 2014; Franz, 2016). Il convient de noter que la plus grande variation du moment cinétique durant la phase d'exécution du pas chez les personnes âgées peut imposer une plus grande difficulté pour le contrôle de l'équilibre durant cette phase et par conséquent augmenter le risque de chuter chez ces individus. Cette hypothèse reste néanmoins à être vérifiée.

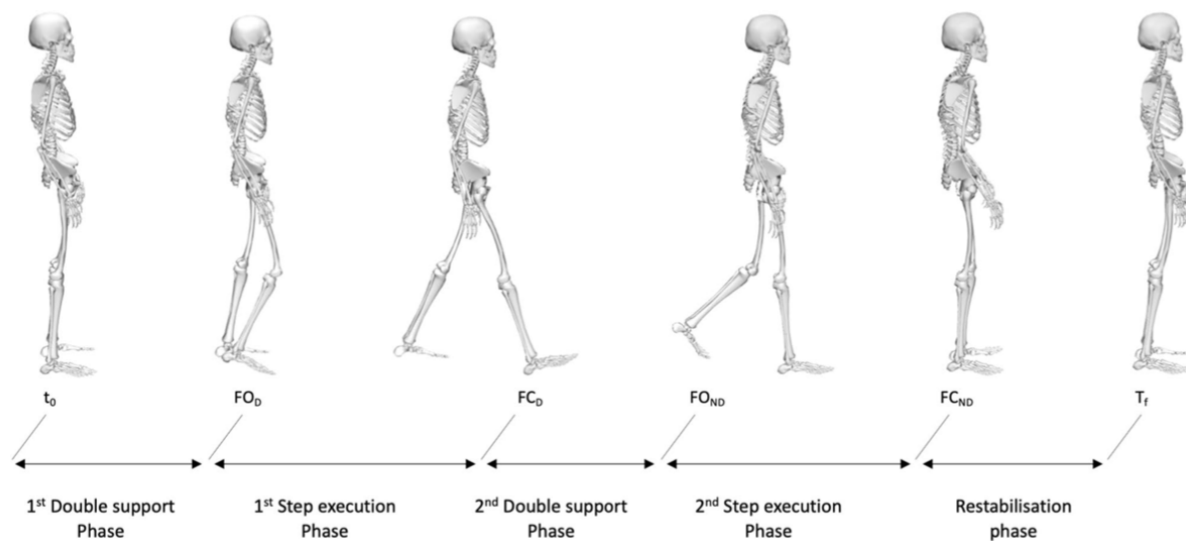


Figure 10. Illustration de la tâche d'exécution du pas et des différentes phases associées. t_0 : début du mouvement (premières modifications posturales). FO_D : décollement du pied de la jambe dominante. FC_D : contact du pied de la jambe dominante avec le sol. FO_{ND} : décollement du pied de la jambe non dominante, FC_{ND} : contact du pied de la jambe non dominante avec le sol. T_f : fin du mouvement.

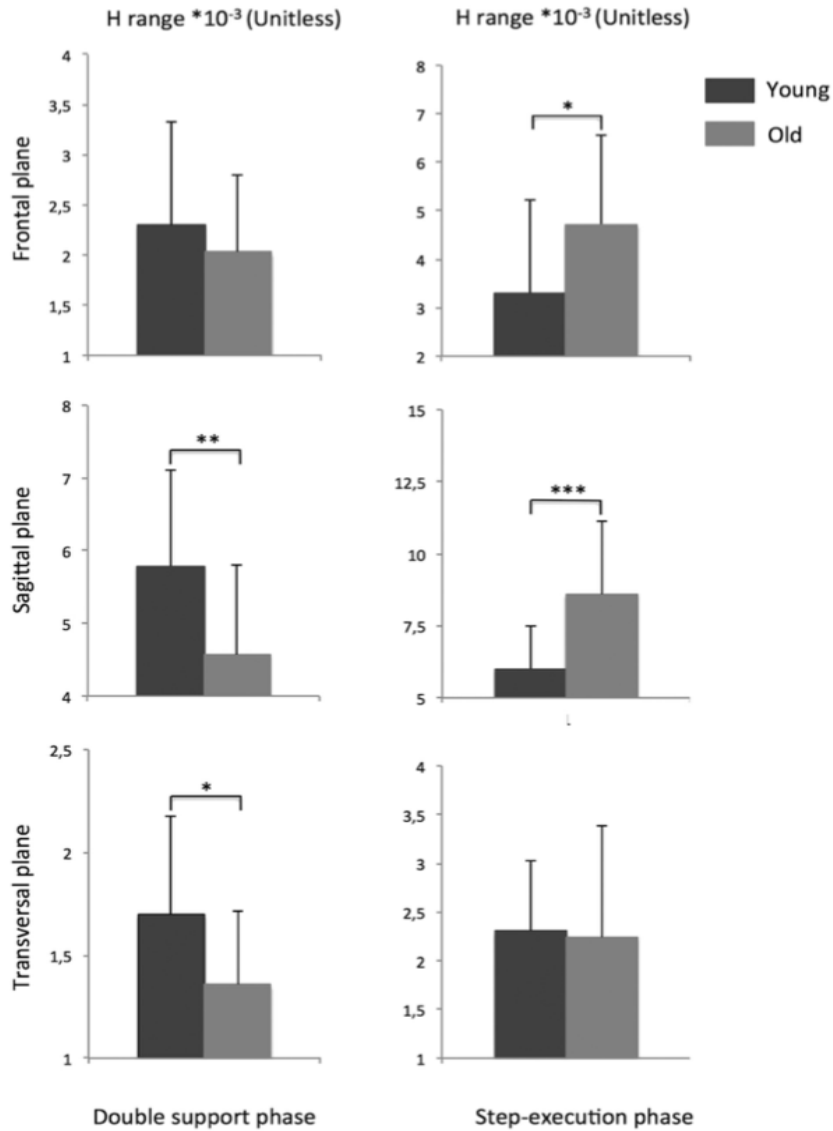


Figure 11. Moyennes et écart-types des amplitudes du moment cinétique du corps (H) dans les plans frontal, sagittal et transversal pour les individus âgés (gris clair) et jeunes (gris foncé) dans les deux phases d'initiation du pas (phase de double appui et phase d'exécution du pas). H a été normalisé par la masse corporelle, la hauteur du corps et $\sqrt{g \times l}$ ($g = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$ et $l =$ taille du participant). *, **, *** : Différence d'âge significative avec $P < 0,05$, $P < 0,01$ et $P < 0,001$, respectivement.

Les résultats de cette étude montrent que le vieillissement entraîne une modification du moment cinétique lors de la tâche d'initiation du pas. Durant la phase de double support, les personnes âgées présentent des amplitudes du moment cinétique dans les plans sagittal et transversal réduites par rapport à celles des individus jeunes. A l'inverse, durant la phase d'exécution, les personnes âgées exhibent de plus grandes amplitudes du moment cinétique du corps dans les plans sagittal et frontal que des jeunes adultes. La variation du moment cinétique plus importante durant la phase d'exécution avec l'avancée en âge peut rendre le contrôle de l'équilibre plus difficile et donc augmenter le risque de chuter chez les personnes âgées.

3.3 - Effet de la vitesse sur le moment cinétique du corps lors de l'initiation du pas chez des personnes âgées

Begue J, Peyrot N, Dalleau G, Caderby T,

Effect of increasing speed on whole-body angular momentum during stepping in the elderly

Journal of Biomechanics 2021, 110436

Dans notre précédente étude, nous avons examiné les effets du vieillissement sur le moment cinétique du corps lors de l'initiation du pas réalisée uniquement dans une condition de vitesse, à savoir la vitesse préférée des participants. Par conséquent, nous ne pouvons pas déterminer si les modifications liées à l'âge au niveau du moment cinétique peuvent être associées à la vitesse de progression plus lente naturellement adoptée par les personnes âgées. **Cette étude visait donc à examiner l'influence de l'augmentation de la vitesse de progression sur le moment cinétique du corps lors de l'initiation du pas chez des adultes âgés en bonne santé.**

Vingt-sept personnes âgées en bonne santé ont reçu pour instruction d'effectuer des essais d'initiation du pas dans deux conditions de vitesse : à leur vitesse préférée et aussi vite que possible. Les tests « t » de Student ont révélé que l'augmentation de la vitesse du pas affectait le moment cinétique du corps différemment dans les deux phases d'initiation du pas et dans les différents plans (**Fig. 12**). Pendant la phase de double appui, nous avons observé une augmentation des amplitudes du moment cinétique dans les trois plans avec l'augmentation de la vitesse. Pendant la phase d'exécution du pas, nous avons à l'inverse observé que les amplitudes du moment cinétique dans les plans frontal et transversal diminuaient avec l'augmentation de la vitesse de progression. En revanche, dans le plan sagittal, l'amplitude du moment cinétique durant la phase d'exécution augmentait avec la vitesse. Ces résultats suggèrent que les modifications liées à l'âge au niveau du moment cinétique du corps, que nous avons observées dans notre précédente étude, ne peuvent pas s'expliquer exclusivement par une différence de vitesse de progression entre les personnes jeunes et âgées – en particulier à la vitesse plus lente chez les individus âgés –, et donc peuvent être associées à la mise en œuvre d'une stratégie motrice différente entre les deux groupes d'âge et/ou à un moins bon contrôle du moment cinétique avec le vieillissement.

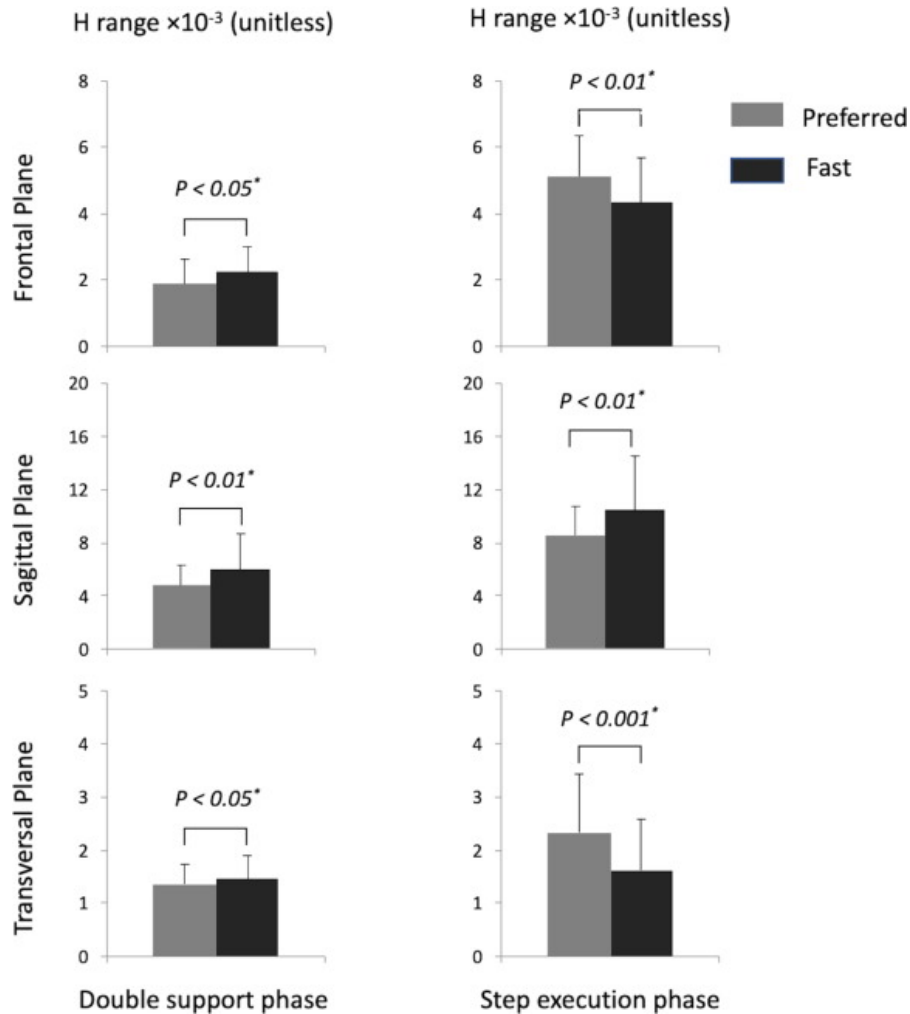


Figure 12. Moyennes et écart-types des amplitudes du moment cinétique du corps (H) dans les plans frontal, sagittal et transversal pour les conditions de vitesse préférée (gris clair) et rapide (noir) dans les deux phases d'initiation du pas (phase de double appui et phase d'exécution du pas). H a été normalisé par la masse corporelle, la hauteur du corps et $\sqrt{g \times l}$ ($g = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$ et $l =$ taille du participant). * : Différence significative entre les conditions de vitesse après utilisation de la procédure de Benjamini-Hochberg.

Les résultats de cette étude montrent que l'augmentation de la vitesse de progression entraîne globalement une augmentation du moment cinétique du corps durant l'initiation du pas chez des personnes âgées. Par ailleurs, les résultats obtenus apportent la confirmation que les différences liées à l'âge au niveau du moment cinétique du corps durant l'initiation du pas ne résultent pas uniquement d'une différence de vitesse de progression entre individus jeunes et âgés, mais sont bien attribuables au phénomène de vieillissement. Les recherches que nous avons menées par la suite visaient à mieux comprendre les mécanismes responsables de ces modifications liées à l'âge au niveau du moment du moment cinétique du corps.

3.4 - Effets du vieillissement sur les moments cinétiques segmentaires et leur contribution au moment cinétique du corps durant l'exécution du pas

Begue J, Peyrot N, Lesport A, Turpin NA, Watier B, Dalleau G, Caderby T
Segmental contribution to whole-body angular momentum during stepping in healthy young and old adults

Scientific Reports 2021, 11(1) : 1-13

Dans nos précédentes études, les moments cinétiques des segments corporels durant la tâche d'exécution du pas n'ont pas été examinés. Pourtant, cela pourrait permettre de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents aux modifications du moment cinétique du corps survenant avec le vieillissement au cours de cette tâche. **Ainsi, l'objectif de cette étude était d'étudier les changements liés à l'âge au niveau des moments cinétiques segmentaires et de leur contribution au moment cinétique du corps entier lors de la tâche d'exécution du pas volontaire.**

Quinze jeunes adultes et 18 personnes âgées en bonne santé ont reçu pour instruction d'effectuer plusieurs essais d'une tâche d'exécution du pas dans deux conditions de vitesse : à leur vitesse préférée et aussi vite que possible. En plus de confirmer les modifications liées à l'âge au niveau du moment cinétique du corps au cours de l'initiation du pas, les ANOVA à mesures répétées à deux facteurs (groupe et vitesse) ont également révélé que les amplitudes du moment cinétique du corps dans le plan sagittal étaient plus importantes chez la personne âgée au cours de la phase d'arrêt du pas ($P < 0,05$) et aussi sur l'intégralité de la tâche d'exécution du pas (incluant les phases d'initiation et d'arrêt du pas ; $P < 0,01$) en comparaison aux individus jeunes. Ces modifications du moment cinétique du corps dans le plan sagittal avec le vieillissement étaient associées à des moments cinétiques du tronc (incluant tête, torse et pelvis) et des membres inférieurs (incluant les membres droit et gauche) plus importants chez les sujets âgés en comparaison aux individus jeunes (**Fig. 13**). Nos résultats ont également révélé que, contrairement aux jeunes adultes, les personnes âgées présentaient une contribution plus importante du tronc au moment cinétique total absolu et, à l'inverse, une plus faible contribution des membres inférieurs (**Fig. 14**). Ensemble, ces résultats révèlent une redistribution des contributions segmentaires des membres inférieurs vers le tronc dans le plan sagittal. Précédemment, des études ont montré qu'il y avait une redistribution proximo-distale du travail et de la puissance articulaire des membres inférieurs lors de la marche avec le vieillissement (DeVita et Hortobagyi, 2000; Lim et al., 2022). Comparées aux jeunes adultes, les personnes âgées généraient plus de travail et de puissance au niveau de l'articulation de la hanche et moins

de travail et de puissance au niveau de l'articulation du genou et de la cheville. Ces changements dans la dynamique articulaire des membres inférieurs lors de la marche ont été attribués à une stratégie mise en œuvre par les personnes âgées pour compenser la perte de force musculaire des fléchisseurs plantaires de la cheville avec l'âge. L'adoption d'une telle stratégie pourrait également expliquer les changements liés à l'âge au niveau des moments cinétiques segmentaires et de leur contribution durant la tâche d'exécution du pas volontaire. Néanmoins, il n'est pas exclu que cela puisse aussi être le résultat d'un moins bon contrôle du moment cinétique avec le vieillissement. Davantage d'investigations sont nécessaires pour vérifier ces hypothèses.

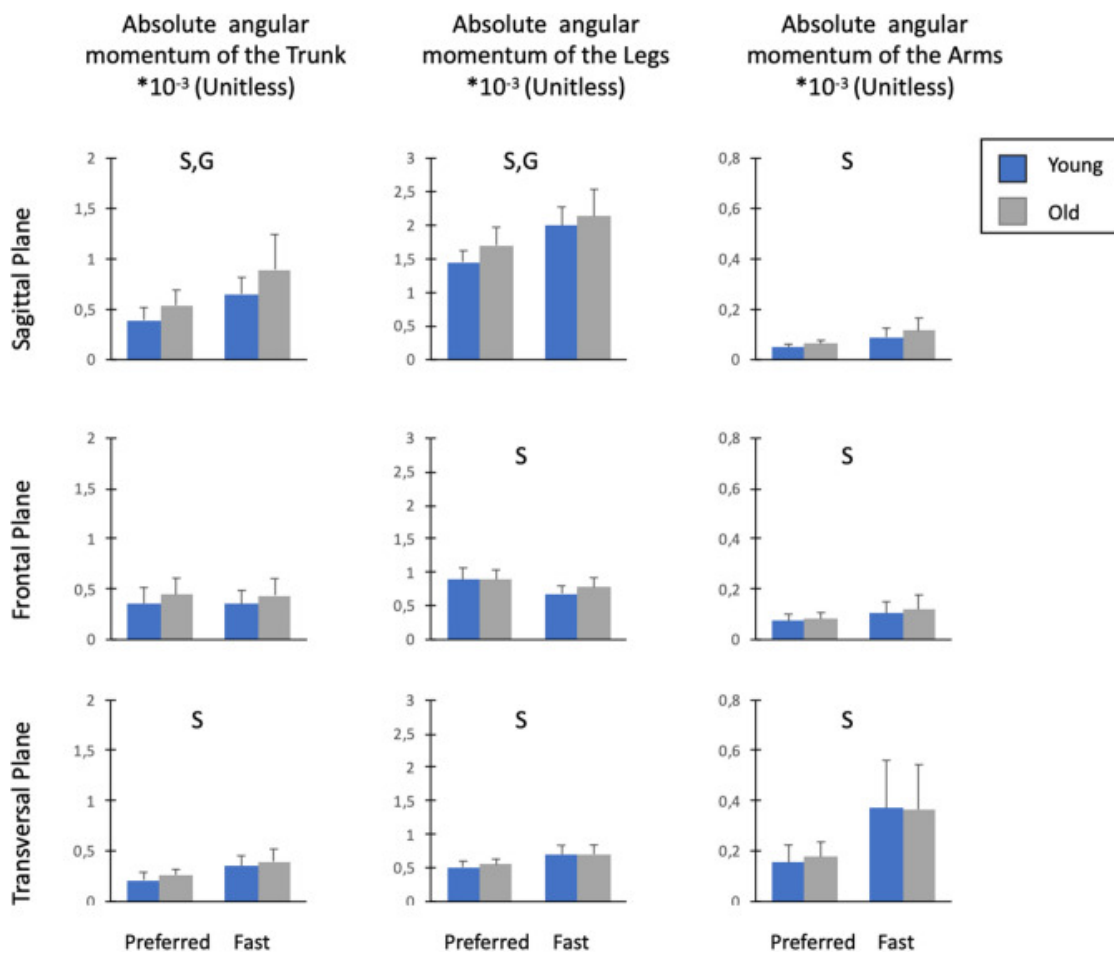


Figure 13. Valeurs moyennes \pm écart-types des moments cinétiques absolus du tronc, des jambes et des bras dans les plans sagittal, frontal et vertical. Pour chaque segment, la moyenne du moment cinétique absolu a été calculée sur la durée totale de la tâche d'exécution du pas et normalisée en fonction de la masse corporelle, de la taille corporelle et de $\sqrt{g \times l}$ ($g = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$ et $l =$ taille corporelle). « G » indique une différence significative entre les individus âgés et les individus jeunes. « S » indique une différence significative entre les conditions de vitesse préférée et de vitesse rapide. « G×S » indique une interaction significative entre le groupe et la vitesse.

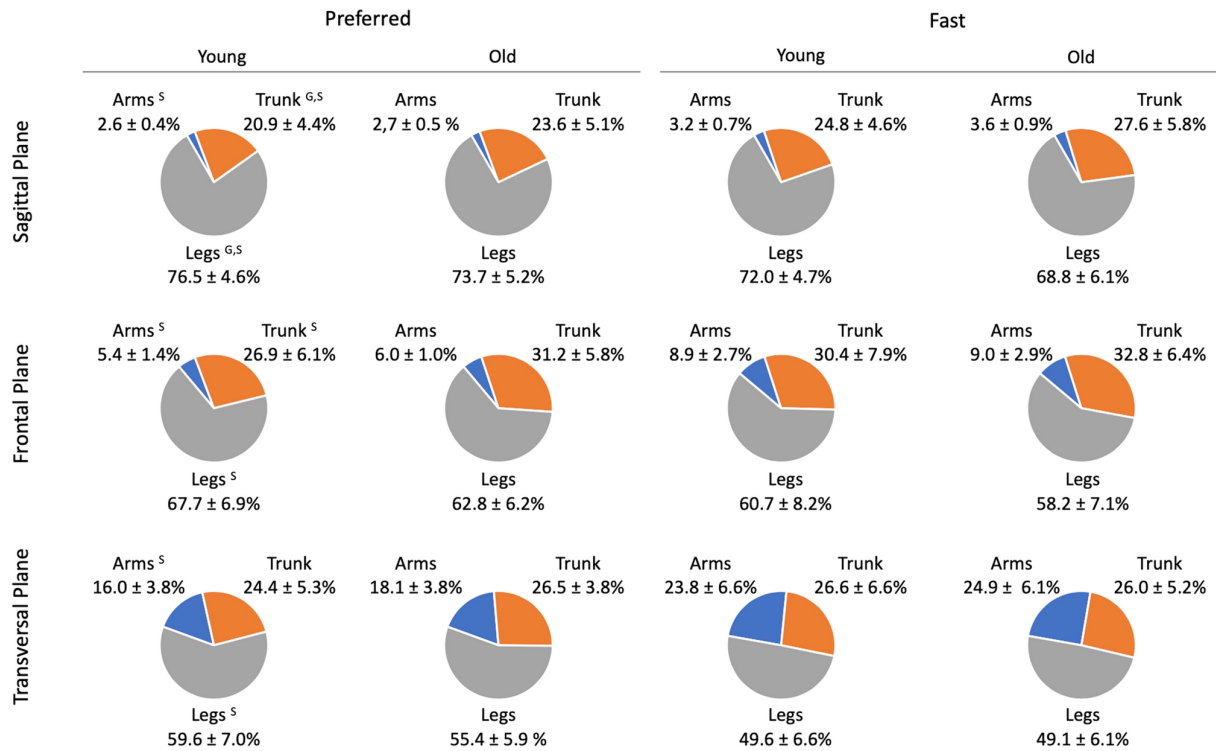


Figure 14. Valeurs moyennes ± écart-types des contributions relatives du tronc, des jambes et des bras au moment cinétique total absolu (%) dans les plans sagittal, frontal et transversal. Les contributions relatives des segments ont été moyennées sur la durée totale du mouvement d'exécution du pas. « G » indique une différence significative entre les individus jeunes et âgés. « S » indique une différence significative entre les conditions de vitesse préférée et de vitesse rapide.

Les résultats de cette étude montrent que les modifications liées à l'âge au niveau du moment cinétique du corps durant la tâche d'exécution du pas sont associées à des changements au niveau des moments cinétiques du tronc et des membres inférieurs dans le plan sagittal. Plus précisément, les moments cinétiques de ces segments sont plus importants chez les personnes âgées, ce qui contribue à la plus grande amplitude du moment cinétique du corps dans le plan sagittal chez ces individus en comparaison aux jeunes adultes. De plus, nos résultats suggèrent qu'avec le vieillissement, la contribution relative du tronc au moment cinétique du corps augmente tandis que celle des membres inférieurs diminue. Cette redistribution proximo-distale des contributions relatives des segments corporels au moment cinétique du corps peut probablement être le reflet d'une stratégie visant à compenser la diminution des capacités de production de force musculaire au niveau des membres inférieurs avec le vieillissement. Des travaux sont actuellement menés pour vérifier cette hypothèse (cf. « Projets de recherche et perspectives »).

3.5 - Effets du vieillissement sur le contrôle de l'équilibre : une analyse UCM

Contexte

Les études décrites ci-après s'inscrivent dans le cadre de la thèse d'Angélique Lesport, que je co-encadre actuellement avec Pr. Nicolas Peyrot (Directeur, Le Mans Université) et Dr. Nicolas Turpin (co-directeur, Univ Reunion). Cette thèse, qui est menée à l'Université de La Réunion, porte sur l'étude des effets du vieillissement sur le contrôle du mouvement et de l'équilibre.

La théorie de l'Uncontrolled Manifold (UCM) est une approche qui a été formalisée par Scholz et Shoner (1999) afin d'étudier le problème de redondance motrice dans le domaine du contrôle moteur. Cette approche est aujourd'hui communément utilisée pour identifier les variables contrôlées, aussi appelées *variables de performance*, et le degré de stabilisation de ces variables pendant une tâche motrice (Latash et al., 2007). Cette approche consiste à séparer la variance des *variables élémentaires* (par exemple, les angles articulaires ou les moments cinétiques segmentaires), qui sont liées à la *variable de performance* (par exemple, le CM ou le moment cinétique du corps), en deux composantes : une qui n'a aucun effet sur la variable de performance (variance à l'intérieur de l'espace UCM) et une qui affecte la variable de performance (variance orthogonale à l'espace UCM). On considère généralement qu'une variable de performance est stabilisée lorsque la variance UCM dépasse la variance orthogonale.

Nous nous sommes appuyés sur cette approche UCM pour étudier les effets du vieillissement sur le contrôle du moment cinétique du corps au cours de la tâche d'exécution du pas.

3.5.1. - Contribution méthodologique sur l'analyse UCM

Turpin N, Lesport A, Caderby T, Watier B, Peyrot N
About the use of PCA and a symmetrical index of synergy in the UCM analysis
Human Movement Science (en révision majeure)

Avant d'aborder spécifiquement les effets du vieillissement sur le contrôle de l'équilibre et du mouvement à partir de l'approche UCM, nous présenterons dans un premier temps les résultats d'une étude visant à améliorer la méthodologie de cette analyse. Comme nous l'avons évoqué plus haut, dans l'approche UCM, la variance des variables élémentaires (par exemple, les angles

articulaires) est séparée en deux composantes, celle qui n'affecte pas la variable de performance (désignée comme la variance dans l'espace UCM, V_{UCM}) et celle qui l'affecte (variance orthogonale à l'espace UCM, V_{ORT}). Ces variances fournissent la base nécessaire pour comprendre les phénomènes sous-jacents, comme le contrôle du CM pour maintenir une posture par exemple. Cependant, plusieurs mesures, appelés des *indices de synergie*, ont été introduites pour évaluer la quantité relative de ces deux types de variances. A l'heure actuelle, nous ne savons pas comment ces différents indices de synergie sont affectés par le nombre de variables élémentaires considérées dans l'analyse (par exemple, le nombre d'angles articulaires) et la dimension de la tâche (2D ou 3D, par exemple). De plus, certains auteurs recommandent d'utiliser une analyse en composantes principales (ACP) avant l'analyse UCM afin de réduire le nombre de dimensions du système, rendre les variables élémentaires orthogonales entre elles, et filtrer les données en éliminant les petites composantes (Robert et al., 2009). Néanmoins, les effets de l'ACP sur les valeurs d'indice synergique ne sont pas connus. **Par conséquent, les objectifs de cette étude était i) de clarifier l'utilisation des différents indices de synergie et ii) de clarifier l'effet de l'utilisation de l'ACP avant l'analyse UCM.**

Nous avons demandé à 13 jeunes adultes de réaliser 40 essais de pointage d'une cible situé devant eux à une distance correspondant à 70% de leur taille et à hauteur d'épaule. La cinématique du corps entier a été récoltée en utilisant un système de capture du mouvement. Le corps a été modélisé comme une chaîne cinématique constituée de 11 segments rigides, à savoir le doigt droit, les deux mains, les bras et les avant-bras, la tête, le tronc, la cuisse et la jambe. Les 11 angles segmentaires dans le plan sagittal correspondaient aux 11 variables élémentaires (ou degrés de liberté) et la position du doigt droit dans le plan sagittal correspondait à la variable de performance dans l'analyse UCM. Ces 11 angles ont aussi été soumis à une ACP avant l'analyse UCM. Les variations de ces angles articulaires ont été projetées sur les 4 à 11 premiers vecteurs propres obtenus par l'ACP pour étudier l'effet de la réduction du nombre de degrés de liberté sur les indices de synergie. A chaque instant normalisé du mouvement de pointage (0 à 100%), nous avons calculé la matrice jacobienne (\mathbf{J}) permettant d'établir la relation linéaire entre les variations des variables élémentaires ($\Delta\mathbf{q}$) et les variations de la variable de performance ($\Delta\mathbf{x}$), pouvant s'écrire $\Delta\mathbf{x} = \mathbf{J} \Delta\mathbf{q}$. $\Delta\mathbf{x}$ et $\Delta\mathbf{q}$ ont été calculés par rapport à la position moyenne du doigt droit ($\bar{\mathbf{x}}$) et à la configuration moyenne des angles segmentaires ($\bar{\mathbf{q}}$), respectivement, les moyennes étant calculées sur tous les essais pour un point de temps donné. En raison de l'utilisation de l'ACP, \mathbf{J} a été calculée par régression au lieu d'être dérivée

analytiquement. Ensuite, une décomposition en valeurs singulières a été effectuée sur la matrice jacobienne pour identifier les vecteurs associés à l'espace nul (sous-espace UCM, $\boldsymbol{\varepsilon}_N$) et à l'espace orthogonal à celui-ci (sous-espace orthogonal, $\boldsymbol{\varepsilon}_O$). Les variances associées aux sous-espaces UCM et orthogonal, c'est-à-dire V_{UCM} et V_{ORT} , respectivement, ont été calculées à chaque instant normalisé par les équations ci-dessous :

$$V_{UCM} = \frac{\sum_{i=1}^N \|\boldsymbol{\varepsilon}_N^T \cdot \Delta \mathbf{q}_i\|^2}{(n-d) \cdot N} \quad (11)$$

$$V_{ORT} = \frac{\sum_{i=1}^N \|\boldsymbol{\varepsilon}_O^T \cdot \Delta \mathbf{q}_i\|^2}{d \cdot N} \quad (12)$$

Avec n est le nombre de degrés de liberté ($n=4$ à 11) et d est le nombre de dimensions de la matrice jacobienne ($d=2$). $\boldsymbol{\varepsilon}_N^T$ et $\boldsymbol{\varepsilon}_O^T$ sont les matrices transposées de $\boldsymbol{\varepsilon}_N$ et $\boldsymbol{\varepsilon}_O$, respectivement. $\boldsymbol{\varepsilon}_N$ est la matrice de l'espace nul et $\boldsymbol{\varepsilon}_O$ est la matrice de l'espace qui lui est orthogonal. N est le nombre d'essais.

Nous avons ensuite calculé 3 indices de synergie différents utilisés dans la littérature pour déterminer la quantité relative de ces deux types de variance :

- Le ratio des deux variances : $Ratio = \frac{V_{UCM}}{V_{ORT}}$ (13)

- L'indice synergique : $\Delta V = \frac{V_{UCM} - V_{ORT}}{V_{TOT}}$ (14)

Avec V_{TOT} étant la variance totale calculée comme suit : $V_{TOT} = \frac{dV_{ORT} + (n-d)V_{UCM}}{n}$

- L'indice synergique symétrique : $\Delta V_{sym} = \frac{V_{UCM} - V_{ORT}}{V_{UCM} + V_{ORT}}$ (15)

En plus des analyses réalisées sur les données expérimentales, nous avons conduit des simulations pour déterminer les effets du nombre de degrés de liberté et de dimension du modèle sur les indices de synergie. Pour les simulations, nous avons utilisé 2 ou 3 dimensions pour la tâche (i.e., $d=2$ ou 3 , 2D ou 3D) et $n=5, 10, 15$ ou 20 pour le nombre de degrés de liberté. Les 2 ou 3 vecteurs du jacobien, $\mathbf{J}_1, \mathbf{J}_2$ et \mathbf{J}_3 (chacun de dimension $1 \times n$), ont été construits en utilisant des coefficients pseudo-aléatoires entre 0 et 1. La jacobienne, une matrice $d \times n$, a été soumise à une décomposition en valeurs singulières pour identifier son espace nul et l'espace

orthogonal à celui-ci. Nous avons généré indépendamment trois séries de données (q_{1-1} , q_{1-3} et q_{3-1}) dans lesquelles nous avons imposé aux points de varier 3 fois plus dans l'espace UCM (q_{3-1}) ou dans l'espace orthogonal (q_{1-3}), tandis que les points variaient de manière égale dans les deux sous-espaces dans q_{1-1} . Les variances dans les espaces UCM et orthogonal ont été calculées comme décrit plus haut, permettant ensuite de calculer les 3 indices (Ratio, ΔV et ΔV_{sym}). Ces trois indices ont été ensuite transformés en utilisant une transformation Z de Fischer pour l'analyse statistique.

Les ANOVA à mesures répétées conduites sur les données expérimentales ont révélé que les valeurs des trois indices diminuaient avec la réduction du nombre de degré de ($P < 0,001$ pour tous les indices), même avec un pourcentage élevé de variance expliquée ($> 99\%$). Ces résultats étaient associés à une diminution des variances UCM ($P < 0,001$) et orthogonale ($P < 0,001$) avec la diminution du nombre de degrés de liberté. Il est à noter que la diminution de la variance UCM était plus marquée que celle de la variance orthogonale (diminution de 45% pour la variance UCM vs. 15% pour la variance orthogonale entre le passage de 11 à 4 degrés de liberté). Ces résultats suggèrent que les petites variations non partagées des variables élémentaires (angles articulaires), et donc non incluses dans les composantes principales, se situent davantage dans l'espace UCM. Cela reste néanmoins à confirmer par davantage d'investigations. Les résultats des simulations sont présentés à la **Figure 15**.

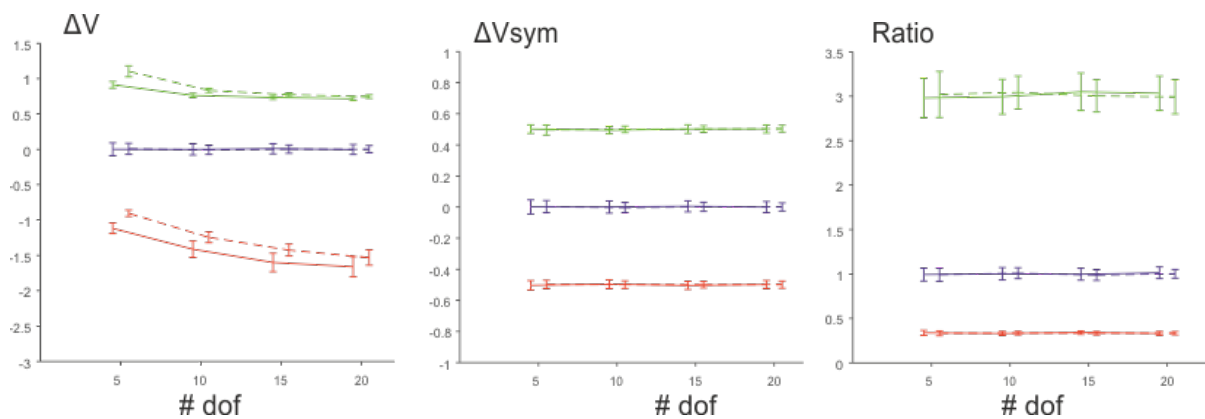


Figure 15. Effet du modèle sur les indices (simulations). Les effets du modèle (2D et 3D, en traits pleins et traits pointillés, respectivement) et du nombre de degrés de liberté (dof) sont présentés. Les données sont présentées sous forme de moyenne ± 1 écart-type. Les lignes bleues, vertes et rouges (en haut, au milieu et en bas, respectivement) indiquent les résultats des ensembles de données q_{1-1} , q_{3-1} et q_{1-3} , respectivement, dans lesquels les proportions des variances UCM et ORTH ont été modifiées, c'est-à-dire q_{1-1} = variances UCM et ORT égales, q_{3-1} : variance UCM 3 fois plus importante et q_{1-3} : variance ORT 3 fois plus importante.

Ces résultats montrent que le Ratio et l'indice de synergie symétrique (ΔV_{sym}) sont indépendants du nombre de dimensions du modèle (2D ou 3D) et du nombre de degrés de liberté contrairement à l'indice synergique (ΔV). Néanmoins, on constate que les valeurs du Ratio présentent une plus grande variabilité que celle de l'indice synergique symétrique. Ce dernier indice devrait donc être privilégié lorsque des comparaisons doivent être faites entre des modèles différents en termes de dimensions et de degrés de liberté.

Les résultats de cette étude montrent que l'indice synergique symétrique calculé dans le cadre de l'analyse UCM possède de meilleures propriétés que les autres indices utilisés dans la littérature en termes de comparaison de modèles et en termes d'interprétation. Par ailleurs, nos résultats ont montré que l'analyse en composantes principales doit être utilisée avec précaution dans l'analyse UCM car elle a des effets non négligeables sur la variance UCM et donc sur les valeurs de l'indice synergique.

3.5.2. - Effets du vieillissement sur le contrôle du moment cinétique du corps durant la tâche d'exécution du pas

Caderby T, Lesport A, Turpin N, Dalleau G, Watier B, Robert T, Peyrot N, Begue J
**Influence of aging on the stabilization of the whole-body angular momentum during stepping:
an UCM-based analysis**
Article en préparation

Nos précédentes études ont mis en évidence que le vieillissement induit des modifications dans le moment cinétique du corps au cours de la tâche d'exécution du pas. A l'heure actuelle, la question de savoir si ces modifications reflètent un moins bon contrôle du moment cinétique avec l'avancée en âge reste ouverte. **L'objectif de cette étude était donc d'examiner l'effet du vieillissement sur le contrôle du moment cinétique du corps durant la tâche d'exécution du pas en utilisant l'analyse UCM.**

Nous avons demandé à douze jeunes adultes et 14 personnes âgées de réaliser 20 essais d'exécution du pas à leur vitesse préférée. A partir des données cinématiques collectées par un système de capture du mouvement, nous avons calculé le moment cinétique du corps et les moments cinétiques de cinq segments : membre supérieur gauche (incluant bras, avant-bras et main), membre supérieur droit, membre inférieur droit (incluant cuisse, jambe et pied), membre inférieur gauche et tronc (incluant tête, torse et pelvis). Ces paramètres ont été calculés sur tout le mouvement à des instants normalisés (0 à 100%). L'analyse UCM a été conduite en

considérant le moment cinétique du corps comme la variable de performance et les moments cinétiques des cinq segments comme les variables élémentaires. Celle-ci a été conduite dans les trois plans (sagittal, frontal et transversal) séparément. La relation entre le moment cinétique du corps et les moments cinétiques segmentaires peut s'écrire de la façon suivante :

$$\vec{H} = \overrightarrow{SAM_{MSdroit}} + \overrightarrow{SAM_{MSgauche}} + \overrightarrow{SAM_{MIdroit}} + \overrightarrow{SAM_{MIgauche}} + \overrightarrow{SAM_{Tronc}}$$

Avec \vec{H} est le vecteur moment cinétique du corps, $\overrightarrow{SAM_{MSdroit}}$, $\overrightarrow{SAM_{MSgauche}}$, $\overrightarrow{SAM_{MIdroit}}$, $\overrightarrow{SAM_{MIgauche}}$ et $\overrightarrow{SAM_{Tronc}}$ sont les vecteurs moments cinétiques du membre supérieur droit, du membre supérieur gauche, du membre inférieur droit, du membre inférieur gauche, et du tronc (incluant tête, torse et pelvis), respectivement.

Compte tenu de cette relation, nous avons exprimé les variations du moment cinétique du corps en fonction des variations des moments cinétiques segmentaires à chaque instant normalisé :

$$\Delta H = J \cdot \Delta SAM$$

Où ΔH (un scalaire) et ΔSAM (un vecteur 5×1) sont les variations du moment cinétique du corps et les variations des moments cinétiques des cinq segments, respectivement. ΔH et ΔSAM ont été calculés sur l'ensemble des essais à un point temporel donné et par rapport à la moyenne du moment cinétique du corps et les moyennes des moments cinétiques segmentaires, respectivement. J est le jacobien (vecteur 1×5) contenant les dérivées partielles de la variable de performance par rapport aux variables élémentaires. Il est à noter que, dans le cas présent, le jacobien est un vecteur composé uniquement de 1. Ensuite, une décomposition en valeurs singulières a été effectuée sur la matrice jacobienne pour identifier les vecteurs associés à l'espace nul (sous-espace UCM) et à l'espace orthogonal à celui-ci (sous-espace orthogonal). Les variances UCM et orthogonal (cf. équations 11 et 12), normalisées par leur dimension, et l'indice synergique symétrique (cf. équation 15) ont été calculés à chaque instant normalisé. L'indice synergique a été transformé en utilisant une transformation Z de Fischer pour l'analyse statistique. Les moyennes des variances (UCM et orthogonale) et de l'indice synergique sur le mouvement d'exécution du pas entier ont aussi été calculées.

Des tests t pour échantillons indépendants ont montré que les personnes âgées présentaient des valeurs de variances UCM et orthogonale plus élevées que les individus jeunes dans tous les plans (**Tableau 5**). Malgré ces variances orthogonales et UCM plus importantes, l'indice synergique ne différait pas entre les deux groupes d'âge dans les plans frontal et transversal

($P > 0,05$), ce qui indique que le moment cinétique du corps était contrôlé de la même manière chez les adultes âgés et les jeunes adultes dans ces deux plans. En revanche, dans le plan sagittal, nous avons observé que les individus âgés présentaient une valeur négative de l'indice synergique significativement plus importante que les individus jeunes dans le plan sagittal (**Tableau 5**).

Tableau 5. Moyennes et écart-types des variances et des indices synergiques moyens dans les trois plans pour les participants jeunes et âgés. Tous les paramètres sont sans unité.

Paramètres	Jeunes	Agés	Valeur P
Variance UCM (V_{UCM})			
V_{UCM} Sagittal ($\times 10^{-5}$)	0,075 \pm 0,025	0,114 \pm 0,038	P=0,005
V_{UCM} Frontal ($\times 10^{-7}$)	0,515 \pm 0,140	0,727 \pm 0,197	P=0,005
V_{UCM} Transversal ($\times 10^{-7}$)	0,318 \pm 0,144	0,461 \pm 0,161	P=0,026
Variance orthogonale (V_{ORT})			
V_{ORT} Sagittal ($\times 10^{-5}$)	0,060 \pm 0,018	0,102 \pm 0,050	P=0,010
V_{ORT} Frontal ($\times 10^{-7}$)	1,363 \pm 0,789	2,149 \pm 0,891	P=0,027
V_{ORT} Transversal ($\times 10^{-7}$)	0,270 \pm 0,120	0,417 \pm 0,181	P=0,025
Indice synergique (ΔV_{sym})			
ΔV_{sym} Sagittal	-0,07 \pm 0,09	-0,15 \pm 0,07	P=0,017
ΔV_{sym} Frontal	-0,46 \pm 0,15	-0,56 \pm 0,10	NS
ΔV_{sym} Transversal	-0,04 \pm 0,11	-0,08 \pm 0,13	NS

La cartographie statistique non paramétrique (*Statistical non Parametric Mapping* en anglais ou SnPM) a été utilisée pour évaluer l'effet du vieillissement sur les variances et l'indice synergique aux différents instants normalisés du mouvement. L'analyse SnPM a montré que les personnes âgées avaient de plus grandes valeurs négatives de l'indice synergique dans le plan sagittal pendant la phase de restabilisation (86 à 100% du mouvement), alors qu'il n'y avait pas de différence entre les deux groupes durant les autres phases du mouvement (**Fig. 16**). Ces plus grandes valeurs négatives de l'indice synergique chez les personnes âgées durant la phase de restabilisation semblent être attribuées à une plus grande variance orthogonale en comparaison aux jeunes adultes ($P < 0,05$), alors que la variance UCM n'était pas différente entre les deux groupes durant cette phase ($P > 0,05$). Des valeurs négatives de l'indice synergique peuvent être interprétées comme des "anti-synergies" (Robert et al., 2009), c'est-à-dire qu'elles peuvent traduire un besoin pour le système nerveux central d'ajuster le moment cinétique pendant cette phase spécifique, entraînant des quantités variables de moment cinétique à travers les essais. Nous pouvons ainsi émettre l'hypothèse que les plus grandes valeurs négatives de l'indice synergique durant la phase de restabilisation chez les adultes âgés reflètent une stratégie pour assurer un arrêt du pas plus sûr. Néanmoins, les résultats obtenus au cours de cette phase doivent

être considérés avec prudence car le moment cinétique et les variabilités associées sont très faibles, ce qui conduit à une estimation moins précise des synergies. Des investigations supplémentaires sont nécessaires pour confirmer ces résultats.

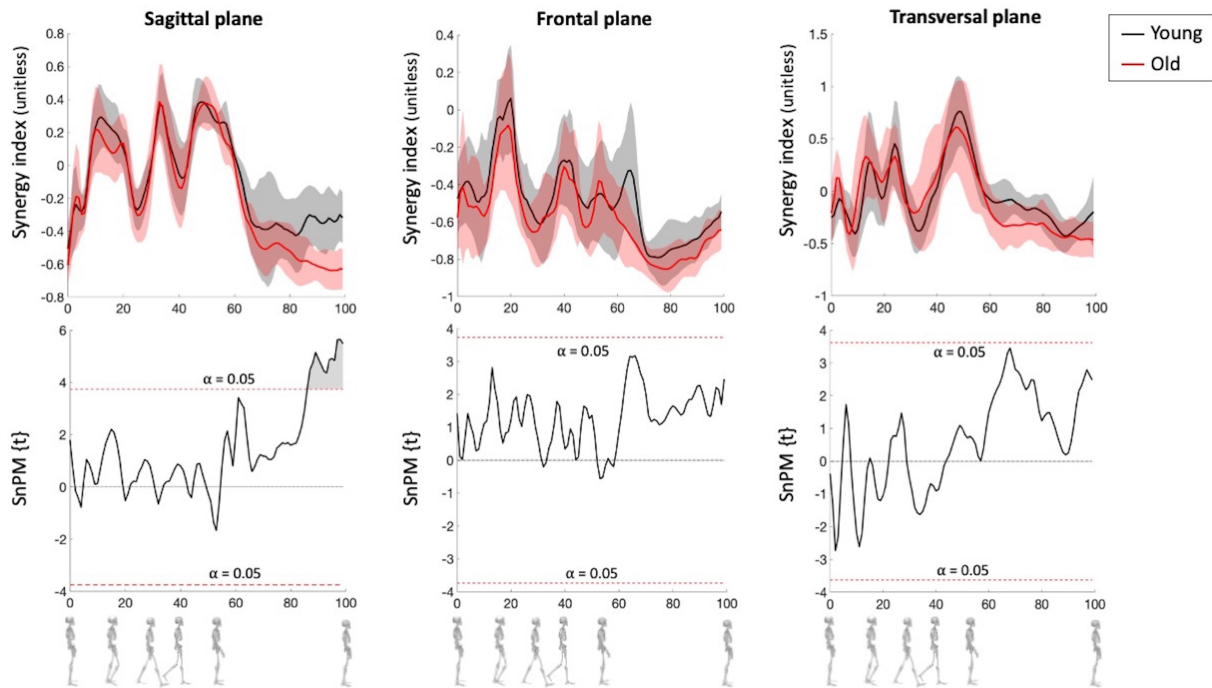


Figure 16. Comparaison de l'indice synergique entre les participants jeunes et âgés en utilisant la cartographie statistique non paramétrique (SnPM). SnPM(t) est la valeur t à chaque instant. La zone grisée représente la zone où l'indice synergique est significativement différent entre les deux groupes.

Par ailleurs, conformément à nos précédentes études, les présents résultats ont montré que l'amplitude du moment cinétique du corps dans le plan sagittal au cours de la tâche d'exécution du pas était plus importante chez les personnes âgées que chez les jeunes (+30% chez les personnes âgées ; $P=0,01$), alors qu'il n'y avait aucune différence dans les deux autres plans ($P>0,05$). Bien que les adultes âgés présentaient une amplitude du moment cinétique plus importante et un indice synergique plus faible dans le plan sagittal par rapport à leurs homologues jeunes, il n'y avait aucune corrélation entre l'amplitude du moment cinétique du corps et de l'indice synergique moyen dans ce plan ($P>0,05$). Ces résultats suggèrent que les changements liés à l'âge au niveau du moment cinétique du corps durant la tâche d'exécution du pas ne sont pas liés à un moins bon contrôle de cette variable avec le vieillissement. Ces différences liées à l'âge pourraient plutôt résulter d'une stratégie adaptative visant à compenser la diminution des capacités de production de force musculaire au niveau des membres inférieurs, en particulier des muscles fléchisseurs plantaires (Iosa et al., 2014; Franz, 2016).

Les résultats de cette étude soulignent que le vieillissement n'affecte pas le contrôle du moment cinétique du corps dans les plans frontal et transversal durant la tâche d'exécution du pas. En revanche, les adultes âgés présentent un indice synergique plus faible dans le plan sagittal pendant la phase de restabilisation par rapport aux jeunes adultes. Cependant, cette diminution de l'indice synergique n'est pas liée à l'amplitude du moment cinétique plus élevée dans le plan sagittal chez les adultes âgés. Ces résultats suggèrent que les changements liés à l'âge dans le moment cinétique du corps dans le plan sagittal ne sont pas attribués à un moins bon contrôle de cette variable mécanique durant la tâche d'exécution du pas chez les adultes vieillissants.

CONCLUSION

Les études présentées dans cette partie avaient pour objectif d'étudier les effets du vieillissement sur le moment cinétique du corps et son contrôle au cours de la tâche d'exécution du pas, qui est une activité motrice quotidienne. Nos résultats ont montré que le vieillissement induit des modifications dans le moment cinétique du corps au cours de cette tâche, en particulier dans le plan sagittal. Globalement, les personnes âgées présentent une amplitude du moment cinétique plus importante que des individus jeunes au cours de cette tâche. Ces changements au niveau du moment cinétique du corps avec le vieillissement sont associés à des modifications des moments cinétiques segmentaires. Les personnes âgées présentent des moments cinétiques plus importants au niveau du tronc et des membres inférieurs, ce qui participe à la plus grande amplitude du moment cinétique du corps en comparaison à des individus jeunes. Par ailleurs, nous avons constaté que la contribution relative des segments au moment cinétique total différait entre individus jeunes et âgés, avec une augmentation de la contribution du tronc et une diminution de la contribution des membres inférieurs au moment cinétique total avec le vieillissement. Malgré ces changements, le vieillissement ne semble pas affecter le contrôle du moment cinétique du corps. Cela suggère que les modifications du moment cinétique du corps avec le vieillissement résultent plutôt d'une stratégie adaptative mise en œuvre par les personnes âgées, probablement pour compenser la perte de force musculaire au niveau des membres inférieurs avec le vieillissement. L'étude du moment cinétique du corps constitue donc une approche particulièrement pertinente pour identifier les dégradations de la mobilité avec le vieillissement et les mécanismes sous-jacents. Cette approche peut en particulier avoir un grand intérêt en matière de préservation de

l'autonomie et de prévention des chutes chez la personne âgée. C'est dans ce contexte que s'inscrivent nos perspectives de recherche présentées ci-après.

PERSPECTIVES ET PROJETS DE RECHERCHE

Dans la continuité de ces travaux, nous envisageons différentes perspectives de recherche ayant pour finalité d'améliorer la compréhension des mécanismes d'apparition des chutes chez la personne âgée, mais aussi de développer des solutions pour améliorer le maintien de l'équilibre et la mobilité chez ces individus. Les différents projets en cours sur ces problématiques sont présentés ci-après.

- **Modifications du moment cinétique liées au vieillissement : Contribution des paramètres musculaires des membres inférieurs et effet du reconditionnement musculaire**

Comme nous l'avons décrit plus haut, les résultats de nos études laissent penser que les modifications au niveau du moment cinétique du corps avec le vieillissement lors de la tâche d'exécution du pas pourraient être associées à une stratégie mise en œuvre par les personnes âgées pour compenser les dégradations des capacités musculaires au niveau des membres inférieurs avec l'avancée en âge. Afin de vérifier cette hypothèse, nous menons actuellement une étude visant à étudier la relation entre les capacités musculaires des membres inférieurs et le moment cinétique du corps durant la tâche d'exécution du pas. Nos résultats obtenus chez 14 jeunes adultes et 16 personnes âgées montrent que l'amplitude du moment cinétique du corps dans le plan sagittal est négativement corrélée à la hauteur maximale de saut obtenue lors d'un saut avec contre-mouvement ($r=-0,401$). Ces premières données soutiennent l'hypothèse que les modifications du moment cinétique avec l'âge peuvent résulter des altérations des capacités musculaires des membres inférieurs induites par le vieillissement. Actuellement, des expérimentations sont en cours afin de confirmer ces résultats en recrutant un plus grand nombre de sujets. De plus, des analyses complémentaires vont être réalisées afin d'identifier les qualités musculaires des membres inférieurs (en termes de force, vitesse et puissance) à l'origine des changements liés à l'âge au niveau du moment cinétique. Pour cela, nous examinerons les relations entre l'amplitude du moment cinétique du corps et les paramètres du profil force-vitesse obtenus en saut vertical, à savoir la force maximale théorique, la vitesse maximale théorique et la puissance maximale. Ces résultats nous permettront par la suite

d'envisager une étude portant sur les effets d'une intervention visant à améliorer les capacités musculaires des membres inférieurs sur l'amplitude du moment cinétique du corps au cours de tâches motrices quotidiennes.

- **Effets du vieillissement sur le contrôle de l'équilibre et du mouvement**

Dans la continuité de nos travaux sur le contrôle du moment cinétique du corps, nous menons actuellement d'autres recherches portant sur les effets du vieillissement sur le contrôle de l'équilibre et du mouvement. Dans ces recherches, qui entrent dans le cadre de la thèse d'Angélique Lesport, nous utilisons l'approche UCM afin d'étudier le contrôle de variables de performance en lien avec l'équilibre postural (composante posturale) et aussi le mouvement focal (composante focale) lors de tâches motrices volontaires (Bouisset et Do, 2008). Par cette approche, nous pouvons ainsi examiner les effets du vieillissement sur le contrôle de chacune de ces composantes (posturale et focale) associées à la tâche motrice, aussi bien qu'à leurs interactions. Il est supposé qu'avec le vieillissement, le contrôle simultané de ces deux composantes peut devenir plus difficile, du fait principalement des altérations cognitives liées à l'âge (Woollacott et Shumway-Cook, 2002), ce qui peut par conséquent affecter la performance motrice et/ou le maintien de l'équilibre lors des activités motrices volontaires. Actuellement, nous menons des expérimentations sur la tâche de pointage. La tâche de pointage est un paradigme expérimental particulièrement intéressant pour examiner le contrôle de ces deux composantes, dans la mesure où nous pouvons distinguer assez aisément des variables de performance liées à la composante posturale, comme la position du CM corporel ou le moment cinétique du corps, et celles liées à la composante focale, comme la position du doigt ou de la main qui pointe la cible. Nous envisageons ainsi d'étudier les relations entre le contrôle de ces composantes et des indicateurs de la stabilité posturale et de la performance motrice (précision) chez des individus jeunes et âgés. Par ailleurs, nous envisageons également de moduler les contraintes en termes de précision (en faisant varier la taille de la cible) et en termes de contrôle de l'équilibre (en faisant varier la dimension de la base de support) pour examiner les priorités données à chacune des composantes et aussi voir les capacités de contrôle des deux groupes de participants.

- **Identification de marqueurs pour la détection précoce de la chute**

Contexte

Ce projet s'inscrit dans le cadre de la thèse de Jade Christen, qui est encadré par le Pr. Georges Dalleau (directeur), Dr. Nicolas Turpin (co-encadrant) et moi-même (co-directeur). Cette thèse qui a débuté en 2019 a pour objectif d'identifier des paramètres biomécaniques et neurophysiologiques permettant de détecter une chute avant même sa survenue.

Dans la littérature, deux principales approches ont été utilisées pour investiguer les mécanismes d'apparition des chutes chez l'Homme, mais celles-ci n'ont pas été réellement combinées. La première approche consiste à étudier les stratégies de récupération de l'équilibre après une perturbation posturale inattendue, telle qu'une translation de la surface de support ou encore une traction/poussée appliquée à un ou plusieurs segments corporels. Les études sur ce sujet ont montré qu'il est possible de distinguer deux grandes catégories de stratégies (ou réponses posturales) utilisées pour récupérer l'équilibre après une déstabilisation : les stratégies posturales dites de support fixe et les stratégies de support changeant (Horak et Macpherson, 1996; Allum et al., 2003). Les réponses posturales de support fixe se traduisent par des actions (mouvements des segments corporels) générées par l'individu pour conserver le CM corporel à l'intérieur de la base de support tout en ayant les pieds ancrés au sol. Les stratégies de support changeant impliquent des déplacements du membre inférieur de manière à replacer le CM corporel au sein de la base de support (par exemple, en exécutant un pas vers l'avant). Ces deux catégories de réponses posturales, qui sont dépendantes de la nature de la perturbation (direction, durée et intensité) et de l'état de l'individu (moteur, sensoriel et cognitif), sont générées par l'activation de synergies musculaires répondant à des variations de position, de vitesse et d'accélération du CM corporel. Ces réponses sont stéréotypées en ce sens que les synergies musculaires sont en nombre limité et la réponse posturale consiste en l'activation d'une combinaison linéaire de ces synergies (Lockhart et Ting, 2007). Il est à noter que ces synergies musculaires incluent des activités réflexes (dans les 100 premières millisecondes), suivies par des réponses plus volontaires. Des mesures électro-encéphalographiques (EEG) ont montré que le cortex moteur primaire serait impliqué dans le développement des activations musculaires volontaires (Jacobs et Horak, 2007).

La seconde approche qui a été utilisée pour investiguer les mécanismes d'apparition des chutes est celle qui consiste à étudier les pertes d'équilibre non rattrapables et la phase d'impact

de la chute. Ces chutes peuvent être induites à partir de perturbations inattendues ou encore en demandant à des participants de chuter volontairement sur un tapis. Ces études ont montré que la chute comporte une phase passive et une phase active. La phase passive, qui dure environ 200 à 300 ms, correspond à un laps de temps durant lequel le corps se comporte comme un système composé de masses viscoélastiques interconnectées tombant librement sous l'effet de la gravité (Le Goic et al., 2018). Au début de la chute, les propriétés mécaniques des articulations et muscles, en termes de raideur et d'amortissement intrinsèques, jouent un rôle majeur. En revanche, la phase active, qui démarre au bout de 300 ms après la perte d'équilibre, correspond au moment où les ajustements volontaires sont réalisés. Hsiao et Robinovitch (1997) ont montré que lors de cette phase les mouvements des segments corporels, au lieu d'être aléatoires et imprévisibles, suivent des patterns reproductibles et ordonnés dans le but de réduire l'impact au sol. Ainsi, ces résultats suggèrent que les chutes pourraient être associées à des réponses posturales inefficaces développées pendant la phase active, qui dure environ 400-700 ms.

A l'heure actuelle, il n'y a pas eu réellement d'études sur la phase précédant la perte d'équilibre, i.e., la phase précédant une perturbation soudaine de l'équilibre ou précédant la mise en œuvre d'actions de rattrapage de l'équilibre. En particulier, nous ne savons si l'état de l'individu (attentionnel, sensoriel, moteur) peut influencer l'efficacité des réponses posturales suite à un déséquilibre et par conséquent expliquer la survenue de la chute. Pour répondre à cette question, nous nous proposons dans le cadre de ce projet de thèse d'étudier les activités électro-encéphalographiques (EEG), électromyographiques (EMG) et mécaniques avant, pendant et après une perte d'équilibre. Nous émettons l'hypothèse selon laquelle l'état neurophysiologique et mécanique de l'individu précédant le déséquilibre influencerait l'efficacité des réponses posturales et donc expliquerait pourquoi les individus peuvent récupérer leur équilibre dans certaines situations et pas dans d'autres. Par ailleurs, nous émettons également l'hypothèse que les activités neurophysiologiques et mécaniques dans les instants précédents la chute pourraient montrer des spécificités et par conséquent constitueraient des marqueurs pertinents pour la détection précoce de la chute. Actuellement, nous menons une première série expérimentale afin d'évaluer la possibilité d'identifier une perte d'équilibre avant sa survenue dans des tâches motrices volontaires, telles que la marche sur poutre et le pointage d'une cible, en utilisant des données mécaniques (cinématique et dynamique) et neurophysiologiques (EEG et EMG). Ces données devraient nous permettre d'identifier des corrélats biomécaniques et neurophysiologiques de la perte d'équilibre.

- **Amélioration du maintien de l'équilibre durant la marche en utilisant la stimulation électrique musculaire**

Contexte

Le projet présenté ci-après est actuellement mené au sein du laboratoire IRISSE. Sur ce projet, je dirige actuellement 2 étudiants de Master. Un de ces étudiants devrait s'inscrire en thèse sur cette thématique en septembre 2022 sous ma direction. Par ailleurs, un projet de recherche collaboratif (Projet e-WALKING), dont je suis le coordinateur a été soumis dans le cadre de l'appel à projet générique 2022 de l'ANR sur cette problématique et a franchi l'étape 1 de pré-sélection des projets. Ce projet prévoit l'implication de 4 partenaires, à savoir le laboratoire IRISSE (Coordinateur : T. Caderby), l'Université du Mans (Réfèrent : Pr. Nicolas Peyrot), l'Université de Montréal (Réfèrent : Pr. Mickael Begon), le CHU de La Réunion (Réfèrent : Dr. Jean-Marc Eychène).

Comme nous l'avons vu plus haut, les chutes chez les personnes âgées se produisent majoritairement au cours des activités motrices quotidiennes, et plus particulièrement pendant la marche (Robinovitch et al., 2013). En ce qui concerne l'activité de marche, il est bien connu que les adultes âgés adoptent des vitesses de marche préférentielles plus lentes que les jeunes adultes (Franz, 2016). Bien que cette réduction de la vitesse de marche avec le vieillissement puisse être considérée comme une stratégie prudente pour atténuer le risque de chute, il s'avère que les adaptations du pattern de marche liées à l'âge peuvent en réalité contribuer à rendre plus difficile le maintien de l'équilibre lors de la marche et donc augmenter le risque de chute. En effet, il a été démontré que la réduction de la vitesse de marche est associée à une réduction des forces propulsives générées pendant la phase de poussée (*push-off phase* en anglais) au cours de la marche. Cette réduction des forces propulsives serait principalement attribuée à une faiblesse des muscles des membres inférieurs et en particulier des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville (Franz, 2016). Pour compenser la faiblesse des muscles fléchisseurs plantaires, les personnes âgées utilisent davantage les muscles qui traversent les articulations proximales (hanche et genou) pendant la marche (DeVita et Hortobagyi, 2000). Cette redistribution proximo-distale du travail musculaire du membre inférieur entraîne une accélération plus importante du segment du tronc lors de la marche, ce qui peut à son tour entraîner une plus grande instabilité (Browne et Franz, 2017) et une augmentation de la dépense énergétique (Pieper et al., 2021). Le développement d'une solution pour améliorer la fonction de propulsion des muscles fléchisseurs plantaires pourrait potentiellement améliorer l'équilibre

et la performance motrice pendant la marche chez les personnes âgées, ce qui pourrait être particulièrement intéressant pour réduire les chutes et aussi encourager la mobilité et l'activité physique chez ces personnes.

La stimulation électrique fonctionnelle (FES) est une technique non invasive et peu coûteuse consistant à appliquer un petit courant électrique au tissu neuromusculaire à partir d'électrodes placées sur la peau afin de déclencher des contractions musculaires involontaires pour (re)produire des mouvements fonctionnels. Cette technique a été largement utilisée dans le domaine de la rééducation pour permettre aux patients, tels que les hémiplegiques (Melo et al., 2015) ou les paraplégiques (Kobetic et al., 1997), de se tenir debout et de marcher en stimulant les muscles paralysés. En plus d'être appliquée à des populations souffrant de troubles neuromusculaires, la FES a récemment été utilisée sans gêne chez des individus sains afin de modifier la cinématique de la marche (Meng et al., 2017) ou de réduire les forces de cisaillement du genou (Rane et Bull, 2016). Ainsi, la FES qui est une technique non invasive et peu coûteuse est efficace pour restaurer, assister ou réhabiliter la fonction motrice. Chez les personnes âgées, la stimulation électrique a été utilisée comme moyen d'entraînement pour améliorer la fonction musculaire (Langeard et al., 2017) et modifier la cinématique de la marche (Langeard et al., 2021). Cependant, à notre connaissance, elle n'a jamais été utilisée comme solution pour améliorer le maintien de l'équilibre pendant la marche chez cette population.

Dans ce contexte, nous proposons de développer une nouvelle technologie pour améliorer le maintien de l'équilibre pendant la marche. L'originalité de ce projet réside principalement dans l'approche proposée pour améliorer l'équilibre pendant la marche, qui consiste à renforcer la fonction de propulsion des muscles fléchisseurs plantaires via la stimulation électrique musculaire. Pour cela, nous allons développer une technologie qui i) identifie les demandes mécaniques de la marche à partir de capteurs portables et ii) déclenche des patterns d'activation musculaire spécifiques au contexte visant à améliorer la fonction de propulsion des muscles fléchisseurs plantaires pour augmenter l'équilibre. La technologie d'assistance à la marche associera deux systèmes existants, à savoir une centrale inertielle et un stimulateur musculaire électrique. Ces deux systèmes présentent l'avantage d'être des dispositifs portables, petits et peu coûteux. Bien que le couplage de ces deux dispositifs, c'est-à-dire la stimulation électrique musculaire et les centrales inertielles, ait déjà été utilisé pour modifier la cinématique de la marche chez de jeunes individus en bonne santé (Meng et al., 2017; Thorp et Adamczyk, 2020), cette approche n'a jamais été utilisée pour améliorer le maintien de l'équilibre pendant la marche

chez ces individus. Notre approche diffère en ce sens de ce qui a été fait jusqu'à présent dans ce domaine.

L'approche proposée dans ce projet repose sur des données préliminaires recueillies par 2 étudiants de Master que je dirige. Dans ces études, des données cinématiques, d'efforts de réaction du sol et électromyographiques ont été enregistrées chez des jeunes adultes sains (n=15) pendant une marche sur le sol avec et sans stimulation musculaire électrique appliquée aux muscles soléaire et gastrocnémien de la jambe dominante. La stimulation musculaire électrique a été délivrée par un stimulateur électrique portable (Phenix USB Neo, Vivaltis) pendant la phase de poussée de la marche, détectée par une centrale inertielle (SHIMMER2, Irlande) placé sur la jambe controlatérale. Nos résultats montrent que la stimulation musculaire électrique appliquée uniquement aux muscles fléchisseurs plantaires de la jambe dominante a conduit à une augmentation de la vitesse préférentielle par rapport à l'absence de stimulation. Cette vitesse de marche plus rapide était associée à un pic de force propulsive (composante antéropostérieure de la force de réaction du sol) et à un pic de puissance de la cheville significativement plus élevés pendant la phase de poussée. Ces résultats préliminaires apportent la preuve que la stimulation musculaire électrique peut être utilisée pour améliorer la fonction de propulsion des muscles fléchisseurs plantaires pendant la marche chez des individus sains et cela sans inconfort. Cette approche pourrait potentiellement compenser le déficit de la fonction de propulsion des muscles fléchisseurs plantaires chez les personnes âgées, qui est connu pour contribuer à une instabilité accrue (Browne et Franz, 2017) et à un coût énergétique (Pieper et al., 2021) pendant la marche. Actuellement, des études menées chez des individus jeunes sont en cours dans le but de mieux comprendre effets de la stimulation électrique musculaire sur la biomécanique et l'énergétique de la marche et aussi pour optimiser les paramètres de la stimulation (intensité, durée et fréquence) afin d'améliorer la stabilité posturale durant cette activité.

Autres travaux non développés

Contexte

Je mène et encadre également des travaux de recherche sur la cervicalgie chronique et l'instabilité de l'épaule. Pour des raisons de cohérence thématique, ces travaux ne seront pas développés dans le manuscrit d'HDR. Cependant, un résumé succinct de ces travaux est présenté ci-dessous.

- **Cervicalgie chronique**

Les douleurs du rachis cervical représentent une pathologie fréquemment rencontrée par les professionnels de santé et sont une source de situation de handicap étroitement liée à une problématique socio-économique prégnante dans le monde moderne. Dans le cadre de la thèse en cours de Francis Grondin (kinésithérapeute), que je co-dirige avec le Pr. Nicolas Peyrot (Directeur, Le Mans Université), nous nous intéressons à cette problématique des cervicalgies chroniques. L'objectif général de ce projet de thèse est d'évaluer la contribution des paramètres musculaires cervicaux à la douleur, l'incapacité et la qualité de vie et de déterminer des outils et techniques de traitement pour les patients souffrant de cervicalgies chroniques non spécifiques. Plus précisément, il s'agira :

(i) d'identifier les corrélations entre les paramètres musculaires cervicaux de force et de trophicité et le niveau d'incapacité et de qualité de vie des patients cervicalgiques non spécifiques.

ii) d'évaluer si l'amélioration des capacités musculaires de force et de trophicité des muscles cervicaux grâce à un reconditionnement musculaire spécifique induit une amélioration des paramètres cliniques des patients cervicalgiques chroniques non spécifiques.

Grondin F, Colman D, Peyrot N, Maillard O, Freppel S, Caderby T, Perdrix Y
Reliability and difference in neck extensor muscles strength by a portable dynamometer in individuals with and without chronic neck pain
Journal of Manual & Manipulative Therapy 2022, 25 :1-7

- Grondin F, Freppel S, Jull G, Gerard T, Caderby T, Peyrot N.
Fat infiltration of multifidus muscle is correlated with neck disability in patients with idiopathic chronic neck pain
Soumis à *Journal of Clinical Medicine*

- **Évaluation de l'instabilité de l'épaule**

Dans le cadre de la thèse de Richard Ballas (chirurgien orthopédique), dirigé par Georges Dalleau (Directeur, Université de La Réunion) et Nicolas Peyrot (Co-directeur, Le Mans Université), nous avons travaillé sur le développement d'une nouvelle approche pour quantifier l'instabilité du complexe articulaire de l'épaule. En collaboration avec le Professeur Paul Allard (Université de Montréal) et le Professeur Pascal Edouard (Université de Saint-Etienne), nous avons proposé une méthode basée sur l'analyse des efforts de réaction du sol, mesurés par une plateforme de force, dans une tâche de chargement du membre supérieur effectuée en position assise pour évaluer la stabilité du complexe de l'épaule. Nos résultats ont montré que le moment libre vertical constituait un indicateur pertinent de la stabilité de ce complexe. La méthode proposée permettait de quantifier de manière reproductible la stabilité de l'épaule chez des sujets asymptomatiques. Il est envisagé d'évaluer la validité de cette méthode chez des personnes souffrant d'instabilité de l'épaule.

Ballas R, Peyrot N, Allard P, Caderby T, Edouard P, Dalleau G

Shoulder loading reliability in seated able-bodied subjects

Medical Engineering & Physics 2018, 62 : 17-21

Après l'obtention de mon doctorat en 2013 à l'Université de La Réunion, j'ai été recruté en tant qu'ATER de 2013 à 2014, puis en tant que Maître de conférences en 2014 au sein de cette même université. Depuis cette nomination, j'assure des enseignements dans le cadre de la formation classique STAPS pour des étudiants allant de la première année de Licence jusqu'au Master 2. Par ailleurs, j'ai aussi dispensé des enseignements dans le cadre de l'accompagnement et la réussite des étudiants au travers du Cycle Préparatoire aux Études Supérieures STAPS (2014-2016), qui était un Diplôme Universitaire visant à accompagner les étudiants ayant échoué en première année STAPS afin qu'ils puissent réussir en licence. En plus de la formation STAPS, je suis également intervenu pendant plusieurs années au sein de l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie de La Réunion afin d'assurer des enseignements de biomécanique aux étudiants de première année (K1). Mon investissement sur le plan pédagogique se traduit aussi par les responsabilités que j'ai assumées au sein de mon département de formation, avec notamment la responsabilité pédagogique de la Licence 3 STAPS de 2016 à 2018 et celle du Master 2 STAPS mention Activité Physique Adaptée entre 2019 et 2021.

Je participe également à la vie administrative de mon institution à différents niveaux. Au niveau de mon laboratoire de recherche, j'assure la fonction de directeur-adjoint depuis 2017. Ce mandat a été entrecoupé en 2018 par une période durant laquelle j'ai assuré successivement les fonctions de directeur par intérim et d'administrateur provisoire du laboratoire suite au départ du précédent directeur de l'unité. A cette époque, le laboratoire IRISSE comprenait 28 membres (18 enseignants-chercheurs, 2 BIATSS et 8 doctorants). En plus d'assurer pleinement les missions classiques d'un directeur d'unité de recherche, j'ai dû assumer durant cette période la responsabilité de l'auto-évaluation de l'unité dans le cadre de la campagne d'évaluation de la recherche par l'HCERES (Vague E) et porter le projet de restructuration de l'unité jusqu'à l'élection du nouveau directeur de notre unité. Ces missions et responsabilités au sein de mon unité de recherche m'ont donné l'envie et aussi la possibilité de m'investir davantage dans la vie de mon institution. Au niveau de mon UFR, j'assure la responsabilité de Vice Doyen en charge de la Recherche depuis 2020. Au niveau de mon université, je suis membre élu de la Commission Recherche et du Conseil Académique (plénier et restreint) depuis 2021. En plus de contribuer au bon fonctionnement de l'établissement, ces différentes activités administratives constituent un véritable enrichissement sur le plan personnel.

Outre ces engagements sur les volets pédagogiques et administratifs, je suis aussi très investi sur le plan de la recherche. Depuis mon doctorat, j'ai contribué pleinement à plusieurs projets de recherche menés au sein de mon laboratoire. J'ai pu participer notamment à la réalisation du

Projet Hospitalier de Recherche Clinique « Obélix » (200k€), au projet « DiabeTIC » (Financement PIA, 149k€) et je participe actuellement au projet FEDER « DALON » (800K€) porté par les Professeurs Georges Dalleau et Nicolas Peyrot. En plus de contribuer aux différents projets de l'équipe, j'ai participé activement à la recherche de financements, la dernière demande de financement en date étant un projet dont je suis le coordinateur et qui a été soumis dans le cadre de l'appel à projet générique 2022 de l'ANR (projet « e-WALKING », 700k€, pré-sélectionné en phase 1, en attente des résultats de la phase 2). Les différents financements obtenus ont contribué à l'augmentation des capacités de recherche de mon unité grâce à l'acquisition d'un ensemble d'équipements de pointe (6 caméras Vicon, grande plateforme de force AMTI, système de mesure des échanges gazeux portable, stimulateur électrique sans fil, système EMG sans fil, etc.).

Mes travaux de recherche m'ont permis de construire de fortes collaborations scientifiques au niveau international (Université de Montréal, Université du Québec à Trois Rivières, Université de Milan) sur l'analyse biomécanique de la locomotion et de l'équilibre postural. Je collabore aussi avec plusieurs collègues au niveau national sur ces thématiques de recherche. En plus de ces collaborations, mes travaux de recherche m'ont permis de participer à l'encadrement plusieurs étudiants de doctorat et de Master 2. En ce qui concerne l'encadrement doctoral, j'ai co-encadré une thèse soutenue en 2017 et co-dirigé une autre soutenue en 2020. Actuellement, j'encadre 4 thèses, dont 3 en tant que co-directeur et 1 en tant que co-encadrant. Sur les encadrements Master, j'ai dirigé 15 stages de recherche sur mes thématiques de recherche, ainsi que 15 stages professionnels.

Mes travaux de recherche s'inscrivent au sens large dans le domaine de la biomécanique du mouvement humain. Mes recherches contribuent au niveau fondamental à mieux comprendre la capacité de réorganisation motrice de l'être humain, en particulier lorsque celui-ci est confronté à des facteurs susceptibles d'affecter l'équilibre postural et la performance motrice. Ces travaux ont pour finalité de pouvoir proposer des solutions visant à évaluer et améliorer la performance motrice et l'équilibre chez des individus présentant des dégradations de la mobilité (personnes âgées, individus en situation d'obésité, patients diabétiques, etc.) et aussi de comprendre les mécanismes sous-jacents.

Les recherches menées au cours de ma thèse ont porté sur l'adaptabilité du processus d'initiation de la marche chez des individus sains. Nous nous sommes plus précisément intéressés aux adaptations de ce processus d'initiation de la marche sous l'effet deux types de perturbations, i.e., le port de charge (facteur exogène) et la vitesse de progression (facteur

endogène). Ces travaux ont permis de montrer que l'individu sain est capable de moduler les paramètres spatio-temporels des ajustements posturaux anticipateurs et du premier pas pour maintenir la stabilité posturale et la performance motrice au cours de l'initiation de la marche réalisée en situation de contrainte posturale. Ces résultats ont été confirmés par la suite grâce à des travaux menés après ma thèse et dans lesquels nous avons examiné l'influence d'autres types de facteurs endogènes et exogènes, tels que la pression temporelle, le franchissement d'obstacle, ou encore la modification du pattern de pose de pied. Dans la continuité de ces travaux chez l'individu sain, nous nous sommes aussi intéressés aux effets de l'obésité, considérée comme une contrainte posturale endogène, sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche. Nos résultats ont montré que l'obésité avait pour effet de diminuer l'efficacité des ajustements posturaux anticipateurs, ce qui contribuait par conséquent à une altération de la stabilité posturale et de la performance motrice au cours de l'initiation de la marche. Dans le cadre d'un Projet Hospitalier de Recherche Clinique (PHRC « Obélix »), mené en collaboration avec le laboratoire DÉTROU (anciennement laboratoire GEICO) de l'Université de La Réunion et le CHU de La Réunion, nous avons mis en évidence qu'un programme de perte de poids basé sur l'activité physique et une alimentation riche en fruits et légumes était capable de contrer les effets délétères de l'obésité sur l'efficacité des ajustements posturaux anticipateurs associés à l'initiation de la marche et pouvait ainsi faciliter le maintien l'équilibre lors de l'initiation de la marche.

Nos recherches en contexte pathologique se sont poursuivies à travers l'étude de l'effet du diabète de type 2, considéré également comme un facteur endogène, sur la biomécanique et l'énergétique de la marche. Ces recherches ont été menées dans le cadre de la thèse de Nathan Caron, que j'ai co-encadré avec mes collègues Pr. Georges Dalleau (directeur) et Pr. Nicolas Peyrot (co-directeur). Ces travaux ont montré qu'à vitesse identique, les personnes diabétiques de type 2 ont une puissance métabolique et un coût énergétique plus importants lors de la marche par rapport à des individus non diabétiques. Néanmoins, nous avons constaté que les personnes diabétiques adoptent naturellement une vitesse de marche plus lente que celle des individus non diabétiques. Cette réduction de la vitesse de marche préférée, que l'on peut interpréter comme une diminution de la performance motrice chez les personnes diabétiques, leur permet en revanche de minimiser le coût énergétique de la marche. Ainsi, à vitesse de marche préférée, les individus diabétiques et non diabétiques ont un coût énergétique de la marche comparable. Compte tenu de ces résultats, nous nous sommes intéressés à évaluer la validité des méthodes d'estimation de la dépense énergétique pendant l'activité physique à

partir de données issues d'un accéléromètre chez des individus diabétiques. Nous avons pu ainsi proposer de nouvelles équations pour estimer la dépense énergétique à partir de données issues d'un accéléromètre spécifiquement pour des personnes diabétiques et non diabétiques. Actuellement, nous menons des recherches visant à mieux comprendre les mécanismes sous-jacents les altérations de la marche induits par le diabète de type 2 et nous travaillons également sur le développement solutions non-médicamenteuses pour améliorer la mobilité et la santé de ces personnes. Ces recherches font notamment l'objet de la thèse de Nowlan Deville que je co-dirige actuellement avec mes collègues Pr. Georges Dalleau (directeur), Pr. Pierre Portero (co-directeur) et Dr. Nathan Caron (co-encadrant).

Plus récemment, nous nous sommes intéressés aux effets du vieillissement sur le maintien de l'équilibre au cours de la tâche d'exécution du pas, à travers l'étude du moment cinétique du corps. Ces recherches ont été menées en partie dans le cadre de la thèse de Jérémie Begue, que j'ai co-dirigé avec mes collègues Pr. Nicolas Peyrot (directeur) et Pr. Georges Dalleau (co-directeur). Globalement, les résultats ont montré que le vieillissement induit une augmentation de l'amplitude du moment cinétique du corps au cours de cette tâche motrice. Ces changements au niveau du moment cinétique du corps avec le vieillissement sont associés à des modifications des moments cinétiques des segments corporels, plus précisément ceux du tronc et des membres inférieurs. Nos différents travaux menés sur le sujet montrent que ces modifications ne sont pas dues à un moins bon contrôle du moment cinétique du corps avec l'avancée en âge, mais elles seraient plutôt associées à une stratégie motrice mise en œuvre par les personnes âgées pour compenser les dégradations des capacités musculaires des membres inférieurs induites par le vieillissement. Dans ce contexte, nous étudions actuellement le lien entre les capacités musculaires des inférieurs et le moment cinétique du corps au cours de tâches motrices quotidiennes, dans l'objectif d'évaluer par la suite l'effet d'une intervention visant à améliorer ses capacités musculaires sur le moment cinétique du corps au cours de la locomotion. Par ailleurs, dans le cadre d'une thèse que je co-dirige avec mes collègues Pr. Georges Dalleau (directeur) et Dr. Nicolas Turpin (co-encadrant), nous menons actuellement des études dans le but d'identifier des marqueurs pour la détection précoce des chutes chez la personne âgée. Pour finir, nous travaillons actuellement sur le développement d'une solution basée sur la stimulation électrique musculaire pour améliorer le maintien de l'équilibre et la mobilité chez la personne âgée. Les résultats prometteurs obtenus devraient nous permettre très prochainement d'encadrer de nouveaux doctorants.

Références

- Abrahamová, D., and Hlavačka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 957-964. doi: 10.33549/physiolres.931238.
- Ajir, S., Baktavatsalou, R., and Seguin, S. (2017). Une population vieillissante : Evolutions démographiques depuis 60 ans. *INSEE Réunion* 25.
- Allum, J.H.j., Carpenter, M.G., and Honegger, F. (2003). Directional aspects of balance corrections in man. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 22(2), 37-47. doi: 10.1109/memb.2003.1195694.
- Andriacchi, T.P., Ogle, J.A., and Galante, J.O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics* 10(4), 261-268. doi: 10.1016/0021-9290(77)90049-5.
- Arsac, L.M., Belli, A., and Lacour, J.R. (1996). Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 74(1-2), 100-106. doi: 10.1007/BF00376501.
- Arvin, M., Mazaheri, M., Hoozemans, M.J.M., Pijnappels, M., Burger, B.J., Verschuere, S.M.P., et al. (2016). Effects of narrow base gait on mediolateral balance control in young and older adults. *J Biomech* 49(7), 1264-1267. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.011.
- Belenkiy, V.E., Gurfinkel, V.S., and Paltsev, E.I. (1967). On elements of control of voluntary movements. *Biofizika* 12, 135-141.
- Bouisset, S. (1991). Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach. *Arch Int Physiol Biochim Biophys* 99(5), A77-92.
- Bouisset, S., and Bozec, S.L. (2002). "Posturo-Kinetic Capacity and Postural Function in Voluntary Movements," in *Progress in Motor Control, Volume II: Structure-Function Relations in Voluntary Movements*, ed. M.L. Latash. Human Kinetics), 25-50.
- Bouisset, S., and Do, M.C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin* 38(6), 345-362. doi: 10.1016/j.neucli.2008.10.001.
- Bouisset, S., Richardson, J., and Zattara, M. (2000). Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? *Neurosci Lett* 278(3), 153-156. doi: S030439409900912X [pii].
- Bouisset, S., and Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neurosci. Lett.* 22, 263-270.
- Bouisset, S., and Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J. Biomech.* 20(8), 735-742.
- Bouten, C.V., Westerterp, K.R., Verduin, M., and Janssen, J.D. (1994). Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 26(12), 1516-1523.
- Brenière, Y., Do, M.C., and Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking. *J Mot Behav* 19, 62-76. doi: 10.1080/00222895.1987.10735400.
- Brockway, J.M. (1987). Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Hum Nutr Clin Nutr* 41(6), 463-471.
- Brown, S.J., Handsaker, J.C., Bowling, F.L., Maganaris, C.N., Boulton, A.J.M., and Reeves, N.D. (2014). Do patients with diabetic neuropathy use a higher proportion of their maximum strength when walking? *Journal of Biomechanics* 47(15), 3639-3644. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.005.
- Browne, M.G., and Franz, J.R. (2017). Does dynamic stability govern propulsive force generation in human walking? *R Soc Open Sci* 4(11), 171673. doi: 10.1098/rsos.171673.
- Brunt, D., Lafferty, M.J., McKeon, A., Goode, B., Mulhausen, C., and Polk, P. (1991). Invariant characteristics of gait initiation. *Am J Phys Med Rehabil* 70(4), 206-212. doi: 10.1097/00002060-199108000-00009.
- Brunt, D., Liu, S.-M., Trimble, M., Bauer, J., and Short, M. (1999). Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait Posture* 10(2), 121-128.
- Caron, N. (2017). *Estimation de la dépense énergétique chez des patients diabétiques de type 2 à l'aide d'un capteur "intelligent"*. Thèse de Doctorat, Université de La Réunion.
- Chaussy, C., and Fabre, E. (2014). Deux fois plus de personnes âgées à La Réunion en 2030. *INSEE Réunion* 29.

- Chen, K.Y., and Bassett, D.R. (2005). The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors: Current and Future. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 37(11), S490-S500. doi: 10.1249/01.mss.0000185571.49104.82.
- Chudyk, A., and Petrella, R.J. (2011). Effects of Exercise on Cardiovascular Risk Factors in Type 2 Diabetes. *Diabetes Care* 34(5), 1228-1237. doi: 10.2337/dc10-1881.
- Colberg, S.R., Sigal, R.J., Fernhall, B., Regensteiner, J.G., Blissmer, B.J., Rubin, R.R., et al. (2010). Exercise and Type 2 Diabetes. *Diabetes Care* 33(12), e147-e167. doi: 10.2337/dc10-9990.
- Colberg, S.R., Sigal, R.J., Yardley, J.E., Riddell, M.C., Dunstan, D.W., Dempsey, P.C., et al. (2016). Physical Activity/Exercise and Diabetes: A Position Statement of the American Diabetes Association. *Diabetes Care* 39(11), 2065-2079. doi: 10.2337/dc16-1728.
- Couillandre, A., Breniere, Y., and Maton, B. (2000). Is human gait initiation program affected by a reduction of the postural basis? *Neurosci Lett* 285(2), 150-154.
- Dantoine, T., Pele, I., Meyer, S., and Tchalla, A. (2016). Études médico-économiques et chutes graves du sujet âgé : quelle évaluation pour les nouvelles technologies appliquées à la prévention? Réflexions à partir de l'exemple des systèmes de Détection Systématique par Caméra Vidéo.
- Del Corral, P., Chandler-Laney, P.C., Casazza, K., Gower, B.A., and Hunter, G.R. (2009). Effect of dietary adherence with or without exercise on weight loss: a mechanistic approach to a global problem. *J Clin Endocrinol Metab* 94(5), 1602-1607. doi: 10.1210/jc.2008-1057.
- DeVita, P., and Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* (1985) 88(5), 1804-1811. doi: 10.1152/jappl.2000.88.5.1804.
- Ditcharles, S., Yiou, E., Delafontaine, A., and Hamaoui, A. (2017). Short-Term Effects of Thoracic Spine Manipulation on the Biomechanical Organisation of Gait Initiation: A Randomized Pilot Study. *Front Hum Neurosci* 11, 343. doi: 10.3389/fnhum.2017.00343.
- Donelan, J.M., Shipman, D.W., Kram, R., and Kuo, A.D. (2004). Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *J Biomech* 37(6), 827-835. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.06.002.
- Ebrahimipour, E., Sabet, F., and Beyranvand, R. (2019). Would static-stretching exercises acutely affect the gait parameters in the older adults or not? *International Journal of Biomedicine and Public Health* 2(3), 46-50. doi: 10.22631/ijbpmph.2019.150567.1079.
- Fagour, C., Gonzalez, C., Pezzino, S., Florenty, S., Rosette-Narece, M., Gin, H., et al. (2013). Low physical activity in patients with type 2 diabetes: The role of obesity. *Diabetes & Metabolism* 39(1), 85-87. doi: 10.1016/j.diabet.2012.09.003.
- Forouzanfar, M.H., Afshin, A., Alexander, L.T., Anderson, H.R., Bhutta, Z.A., Biryukov, S., et al. (2016). Global, regional, and national comparative risk assessment of 79 behavioural, environmental and occupational, and metabolic risks or clusters of risks, 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *The Lancet* 388(10053), 1659-1724. doi: 10.1016/s0140-6736(16)31679-8.
- Frank, J., and Patla, A.E. (2003). Balance and mobility challenges in older adults Implications for preserving community mobility. *American Journal of Preventive Medicine* 25(3), 157-163. doi: 10.1016/s0749-3797(03)00179-x.
- Franz, J.R. (2016). The Age-Associated Reduction in Propulsive Power Generation in Walking. *Exerc Sport Sci Rev* 44(4), 129-136. doi: 10.1249/JES.0000000000000086.
- Giacomozzi, C., D'Ambrogi, E., Uccioli, L., and Macellari, V. (2005). Does the thickening of Achilles tendon and plantar fascia contribute to the alteration of diabetic foot loading? *Clinical Biomechanics* 20(5), 532-539. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.011.
- Gill, L., Huntley, A.H., and Mansfield, A. (2019). Does the margin of stability measure predict medio-lateral stability of gait with a constrained-width base of support? *J Biomech* 95, 109317. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109317.
- Hamaoui, A., and Alamini-Rodrigues, C. (2017). Influence of Cervical Spine Mobility on the Focal and Postural Components of the Sit-to-Stand Task. *Front Hum Neurosci* 11, 129. doi: 10.3389/fnhum.2017.00129.
- HAS (2005). Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée - Recommandations pour la pratique clinique. *SFDRMG*.

- Haskell, W.L., Lee, I.M., Pate, R.R., Powell, K.E., Blair, S.N., Franklin, B.A., et al. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc* 39(8), 1423-1434. doi: 10.1249/mss.0b013e3180616b27.
- Hasson, C.J., Van Emmerik, R.E., and Caldwell, G.E. (2008). Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. *J Biomech* 41(10), 2121-2129. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.04.031.
- Hay, L., and Redon, C. (2001). Development of postural adaptation to arm raising. *Exp Brain Res* 139(2), 224-232.
- Herr, H., and Popovic, M. (2008). Angular momentum in human walking. *J Exp Biol* 211(Pt 4), 467-481. doi: 10.1242/jeb.008573.
- Herssens, N., van Criekinghe, T., Saeys, W., Truijen, S., Vereeck, L., van Rompaey, V., et al. (2020). An investigation of the spatio-temporal parameters of gait and margins of stability throughout adulthood. *J R Soc Interface* 17(166), 20200194. doi: 10.1098/rsif.2020.0194.
- Hewston, P., and Deshpande, N. (2016). Falls and Balance Impairments in Older Adults with Type 2 Diabetes: Thinking Beyond Diabetic Peripheral Neuropathy. *Canadian Journal of Diabetes* 40(1), 6-9. doi: 10.1016/j.jcjd.2015.08.005.
- Hof, A.L., Gazendam, M.G., and Sinke, W.E. (2005). The condition for dynamic stability. *J Biomech* 38(1), 1-8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.025.
- Holden, J.P., and Cavanagh, P.R. (1991). The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. *Journal of Biomechanics* 24(10), 887-897. doi: 10.1016/0021-9290(91)90167-1.
- Holliday, P., Fernie, G., Gryfe, C., and Griggs, G. (1990). "Video recording of spontaneous falls of the elderly. ," in *Slips, stumbles and falls: pedestrian footwear and surfaces*, ed. B. Gray. (Philadelphia: American Society for Testing and Materials), 7-16.
- Horak, F.B., and Macpherson, J.M. (1996). "Postural orientation and equilibrium," in *Handbook of Physiology: Section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems*, eds. L.B. Rowell & J.T. Shepard. (New York: Oxford University Press), 255-292.
- Howland, J., Lachman, M.E., Peterson, E.W., Cote, J., Kasten, L., and Jette, A. (1998). Covariates of Fear of Falling and Associated Activity Curtailment. *The Gerontologist* 38(5), 549-555. doi: 10.1093/geront/38.5.549.
- Hsiao, E.T., and Robinovitch, S.N. (1997). Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *Journal of Biomechanics* 31(1), 1-9. doi: 10.1016/s0021-9290(97)00114-0.
- Hudson, D. (2016). The rotational profile: A study of lower limb axial torsion, hip rotation, and the foot progression angle in healthy adults. *Gait & Posture* 49, 426-430. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.08.004.
- Imura, A., and Iino, Y. (2018). Regulation of hip joint kinetics for increasing angular momentum during the initiation of a pirouette en dehors in classical ballet. *Human Movement Science* 60, 18-31. doi: 10.1016/j.humov.2018.04.015.
- INSERM (2015). *Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées*.
- INSERM (2019). *Activité physique : Prévention et traitement des maladies chroniques, Éditions EDP Sciences, Collection Expertise collective*.
- Iosa, M., Fusco, A., Morone, G., and Paolucci, S. (2014). Development and decline of upright gait stability. *Front Aging Neurosci* 6, 14. doi: 10.3389/fnagi.2014.00014.
- Jacobs, J.V., and Horak, F.B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission* 114(10), 1339-1348. doi: 10.1007/s00702-007-0657-0.
- Jacobs, J.V., Lou, J.S., Kraakevik, J.A., and Horak, F.B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience* 164(2), 877-885. doi: 10.1016/j.neuroscience.2009.08.002.
- Janevic, M.R., McLaughlin, S.J., and Connell, C.M. (2013). The association of diabetes complications with physical activity in a representative sample of older adults in the United States. *Chronic Illness* 9(4), 251-257. doi: 10.1177/1742395313475461.

- Janssen, I., Fortier, A., Hudson, R., and Ross, R. (2002). Effects of an energy-restrictive diet with or without exercise on abdominal fat, intermuscular fat, and metabolic risk factors in obese women. *Diabetes Care* 25(3), 431-438. doi: 10.2337/diacare.25.3.431.
- Jian, Y., Winter, D.A., Ishac, M.G., and Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait Posture* 1, 9-22. doi: 10.1016/0966-6362(93)90038-3.
- Kavanagh, J.J., Barrett, R.S., and Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait & Posture* 20(3), 291-298. doi: 10.1016/j.gaitpost.2003.10.004.
- Khor, B.Y.C., Woodburn, J., Newcombe, L., and Barn, R. (2021). Plantar soft tissues and Achilles tendon thickness and stiffness in people with diabetes: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research* 14(1). doi: 10.1186/s13047-021-00475-7.
- Klein, A., and Sandron, F. (Year). "La Réunion : un territoire spécifique en matière de prise en charge des personnes âgées dépendantes", in: *CIST2016 - En quête de territoire(s)?*.
- Kobetic, R., Triolo, R.J., and Marsolais, E.B. (1997). Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. *IEEE Trans Rehabil Eng* 5(1), 23-29. doi: 10.1109/86.559346.
- Kuo, A.D. (1999). Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *Int J Robotics Res* 18, 917-930. doi: 10.1177/02783649922066655.
- Kwon, O.-Y., Minor, S.D., Maluf, K.S., and Mueller, M.J. (2003). Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait & Posture* 18(1), 105-113. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00166-2.
- Langeard, A., Bigot, L., Chastan, N., and Gauthier, A. (2017). Does neuromuscular electrical stimulation training of the lower limb have functional effects on the elderly?: A systematic review. *Exp Gerontol* 91, 88-98. doi: 10.1016/j.exger.2017.02.070.
- Langeard, A., Bigot, L., Loggia, G., Bherer, L., Chastan, N., and Gauthier, A. (2021). Ankle dorsiflexors and plantarflexors neuromuscular electrical stimulation training impacts gait kinematics in older adults: A pilot study. *Gait Posture* 84, 335-339. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.12.016.
- Latash, M.L., Scholz, J.P., and Schönner, G. (2007). Toward a New Theory of Motor Synergies. *Motor Control* 11(3), 276-308. doi: 10.1123/mcj.11.3.276.
- Le Bozec, S., and Bouisset, S. (2004). Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes? *Exp Brain Res* 158(4), 427-437. doi: 10.1007/s00221-004-1918-x.
- Le Goic, M., Wang, D., Vidal, C., Chiarovano, E., Lecompte, J., Laporte, S., et al. (2018). An Initial Passive Phase That Limits the Time to Recover and Emphasizes the Role of Proprioceptive Information. *Frontiers in Neurology* 9. doi: 10.3389/fneur.2018.00986.
- Lepers, R., and Brenière, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Exp Brain Res* 107(1), 118-124. doi: 10.1007/BF00228023.
- Li, X., and Aruin, A.S. (2007). The effect of short-term changes in the body mass on anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res* 181(2), 333-346. doi: 10.1007/s00221-007-0931-2.
- Li, X., and Aruin, A.S. (2009). The effect of short-term changes in body mass distribution on feed-forward postural control. *J Electromyogr Kinesiol* 19(5), 931-941. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.05.003.
- Lim, Y.P., Lin, Y.C., and Pandey, M.G. (2022). Lower-limb muscle function in healthy young and older adults across a range of walking speeds. *Gait Posture* 94, 124-130. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.03.003.
- Lima, B.N., Lucareli, P.R., Gomes, W.A., Silva, J.J., Bley, A.S., Hartigan, E.H., et al. (2014). The acute effects of unilateral ankle plantar flexors static- stretching on postural sway and gastrocnemius muscle activity during single-leg balance tasks. *J Sports Sci Med* 13(3), 564-570.
- Lockhart, D.B., and Ting, L.H. (2007). Optimal sensorimotor transformations for balance. *Nature Neuroscience* 10(10), 1329-1336. doi: 10.1038/nn1986.
- Lord, S.R., Delbaere, K., and Sturnieks, D.L. (2018). "Aging," in *Balance, Gait, and Falls.*, 157-171.
- Lord, S.R., Sherrington, C., Menz, H.B., and Close, J.C.T. (2007). *Falls in Older People.*
- Lyon, I.N., and Day, B.L. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping. *Exp Brain Res* 115(2), 345-356. doi: 10.1007/PL00005703.

- MacKinnon, C.D., Bissig, D., Chiusano, J., Miller, E., Rudnick, L., Jager, C., et al. (2007). Preparation of anticipatory postural adjustments prior to stepping. *J Neurophysiol* 97(6), 4368-4379. doi: 10.1152/jn.01136.2006.
- MacKinnon, C.D., and Winter, D.A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech* 26(6), 633-644.
- Maldonado, G., Bailly, F., Soueres, P., and Watier, B. (2018). On the coordination of highly dynamic human movements: an extension of the Uncontrolled Manifold approach applied to precision jump in parkour. *Sci Rep* 8(1), 12219. doi: 10.1038/s41598-018-30681-6.
- Margaria, R. (1976). *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Oxford: Clarendon Press.
- Martínez-Gómez, D., Guallar-Castillon, P., Mota, J., Lopez-Garcia, E., and Rodriguez-Artalejo, F. (2015). Physical Activity, Sitting Time and Mortality in Older Adults with Diabetes. *International Journal of Sports Medicine* 36(14), 1206-1211. doi: 10.1055/s-0035-1555860.
- Massion, J., Ioffe, M., Schmitz, C., Viallet, F., and Gantcheva, R. (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Exp Brain Res* 128(1-2), 229-235. doi: 91280229.221 [pii].
- McIlroy, W.E., and Maki, B.E. (1999). The control of lateral stability during rapid stepping reactions evoked by antero-posterior perturbation: does anticipatory control play a role? *Gait Posture* 9(3), 190-198. doi: 10.1016/S0966-6362(99)00013-2.
- Melo, P.L., Silva, M.T., Martins, J.M., and Newman, D.J. (2015). Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: sensing, actuation and control strategies. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 30(2), 101-113. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.11.007.
- Meng, L., Porr, B., Macleod, C.A., and Gollee, H. (2017). A functional electrical stimulation system for human walking inspired by reflexive control principles. *Proc Inst Mech Eng H* 231(4), 315-325. doi: 10.1177/0954411917693879.
- Minetti, A.E., Capelli, C., Zamparo, P., di Prampero, P.E., and Saibene, F. (1995). Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Med Sci Sports Exerc* 27(8), 1194-1202.
- Moggetti, P., Balducci, S., Guidetti, L., Mazzuca, P., Rossi, E., and Schena, F. (2020). Walking for subjects with type 2 diabetes: A systematic review and joint AMD/SID/SISMES evidence-based practical guideline. *Nutrition, Metabolism and Cardiovascular Diseases* 30(11), 1882-1898. doi: 10.1016/j.numecd.2020.08.021.
- Morse, C.I., Degens, H., Seynnes, O.R., Maganaris, C.N., and Jones, D.A. (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of Physiology* 586(1), 97-106. doi: 10.1113/jphysiol.2007.140434.
- Murphy, S.L. (2009). Review of physical activity measurement using accelerometers in older adults: Considerations for research design and conduct. *Preventive Medicine* 48(2), 108-114. doi: 10.1016/j.ypmed.2008.12.001.
- Neptune, R., and Vistamehr, A. (2018). Dynamic Balance during Human Movement: Measurement and Control Mechanisms. *J Biomech Eng*. doi: 10.1115/1.4042170.
- Nevitt, M.C., and Cummings, S.R. (1993). Type of Fall and Risk of Hip and Wrist Fractures: The Study of Osteoporotic Fractures. *Journal of the American Geriatrics Society* 41(11), 1226-1234. doi: 10.1111/j.1532-5415.1993.tb07307.x.
- Nilsson, J., and Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica* 136(2), 217-227. doi: 10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x.
- Nissan, M., and Whittle, M.W. (1990). Initiation of gait in normal subjects: a preliminary study. *J Biomed Eng* 12(2), 165-171.
- Nott, C.R., Neptune, R.R., and Kautz, S.A. (2014). Relationships between frontal-plane angular momentum and clinical balance measures during post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture* 39(1), 129-134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.008.
- Ohkawa, T., Atomi, T., Hasegawa, K., and Atomi, Y. (2017). The free moment is associated with torsion between the pelvis and the foot during gait. *Gait & Posture* 58, 415-420. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.002.
- ORS, O. (2017). *Les Personnes âgées à La Réunion - Tableau de bord*.

- ORS, O.I. (2020). *Le diabète et les personnes diabétiques à La Réunion. Chiffres clés – Edition 2020*.
- Palmer, T.B., Agu-Udemba, C.C., and Palmer, B.M. (2017). Acute effects of static stretching on passive stiffness and postural balance in healthy, elderly men. *The Physician and Sportsmedicine* 46(1), 78-86. doi: 10.1080/00913847.2018.1421396.
- Patla, A.E., Ishac, M.G., and Winter, D.A. (2002). Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control. *Exp Brain Res* 143(3), 318-327. doi: 10.1007/s00221-001-0968-6.
- Petrovic, M., Deschamps, K., Verschueren, S.M., Bowling, F.L., Maganaris, C.N., Boulton, A.J.M., et al. (2016). Is the metabolic cost of walking higher in people with diabetes? *Journal of Applied Physiology* 120(1), 55-62. doi: 10.1152/jappphysiol.00413.2015.
- Petrovic, M., Maganaris, C.N., Deschamps, K., Verschueren, S.M., Bowling, F.L., Boulton, A.J.M., et al. (2018). Altered Achilles tendon function during walking in people with diabetic neuropathy: implications for metabolic energy saving. *Journal of Applied Physiology* 124(5), 1333-1340. doi: 10.1152/jappphysiol.00290.2017.
- Peyrot, N., Thivel, D., Isacco, L., Morin, J.B., Duche, P., and Belli, A. (2009). Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol (1985)* 106(6), 1763-1770. doi: 10.1152/jappphysiol.91240.2008.
- Pieper, N.L., Baudendistel, S.T., Hass, C.J., Diaz, G.B., Krupenevich, R.L., and Franz, J.R. (2021). The metabolic and mechanical consequences of altered propulsive force generation in walking. *J Biomech* 122, 110447. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110447.
- Pijnappels, M., Bobbert, M.F., and van Dieen, J.H. (2005). Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait Posture* 21(4), 388-394. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.04.009.
- Rane, L., and Bull, A.M. (2016). Functional electrical stimulation of gluteus medius reduces the medial joint reaction force of the knee during level walking. *Arthritis Res Ther* 18(1), 255. doi: 10.1186/s13075-016-1155-2.
- Robert, G., Blouin, J., Ruget, H., and Mouchnino, L. (2007). Coordination between postural and movement controls: effect of changes in body mass distribution on postural and focal component characteristics. *Exp Brain Res* 181(1), 159-171. doi: 10.1007/s00221-007-0916-1.
- Robert, T., Bennett, B.C., Russell, S.D., Zirker, C.A., and Abel, M.F. (2009). Angular momentum synergies during walking. *Exp Brain Res* 197(2), 185-197. doi: 10.1007/s00221-009-1904-4.
- Robinovitch, S.N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P.M., Sarraf, T., et al. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *Lancet* 381(9860), 47-54. doi: 10.1016/S0140-6736(12)61263-X.
- Rogers, M.W., Hedman, L.D., Johnson, M.E., Cain, T.D., and Hanke, T.A. (2001). Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56(9), M589-594.
- Rogers, M.W., and Mille, M.L. (2003). Lateral Stability and Falls in Older People. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 31(4), 182-187.
- Roman de Mettelinge, T., Cambier, D., Calders, P., Van Den Noortgate, N., and Delbaere, K. (2013). Understanding the Relationship between Type 2 Diabetes Mellitus and Falls in Older Adults: A Prospective Cohort Study. *PLoS ONE* 8(6). doi: 10.1371/journal.pone.0067055.
- Sadeghi, H., Tabatabai, F., and Mousavi, K. (2012). Gender Differences in Spatio-temporal Parameters of Gait Initiation. *Iran J Health Phys Act* 3, 55:60.
- Scholz, J.P., and Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research* 126(3), 289-306. doi: 10.1007/s002210050738.
- Schrager, M.A., Kelly, V.E., Price, R., Ferrucci, L., and Shumway-Cook, A. (2008). The effects of age on medio-lateral stability during normal and narrow base walking. *Gait & Posture* 28(3), 466-471. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.02.009.
- Sepp, L.A., Baum, B.S., Nelson-Wong, E., and Silverman, A.K. (2019). Dynamic balance during running using running-specific prostheses. *Journal of Biomechanics* 84, 36-45. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.12.016.

- Silverman, A.K., and Neptune, R.R. (2011). Differences in whole-body angular momentum between below-knee amputees and non-amputees across walking speeds. *J Biomech* 44(3), 379-385. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.10.027.
- Terroso, M., Rosa, N., Torres Marques, A., and Simoes, R. (2013). Physical consequences of falls in the elderly: a literature review from 1995 to 2010. *European Review of Aging and Physical Activity* 11(1), 51-59. doi: 10.1007/s11556-013-0134-8.
- Thorp, J.E., and Adamczyk, P.G. (2020). Mechanisms of gait phase entrainment in healthy subjects during rhythmic electrical stimulation of the medial gastrocnemius. *PLoS One* 15(10), e0241339. doi: 10.1371/journal.pone.0241339.
- Tisserand, R., Robert, T., Dumas, R., and Chèze, L. (2016). A simplified marker set to define the center of mass for stability analysis in dynamic situations. *Gait & Posture* 48, 64-67. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.04.032.
- van Hees, V.T., Gorzelniak, L., Dean León, E.C., Eder, M., Pias, M., Taherian, S., et al. (2013). Separating Movement and Gravity Components in an Acceleration Signal and Implications for the Assessment of Human Daily Physical Activity. *PLoS ONE* 8(4). doi: 10.1371/journal.pone.0061691.
- Veltink, P.H., Bussmann, H.J., de Vries, W., Martens, W.J., and Van Lummel, R.C. (1996). Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 4(4), 375-385. doi: 10.1109/86.547939.
- Vialleron, T., Delafontaine, A., Ditcharles, S., Fourcade, P., and Yiou, E. (2020). Effects of stretching exercises on human gait: a systematic review and meta-analysis. *F1000Research* 9. doi: 10.12688/f1000research.25570.2.
- Vistamehr, A., Balasubramanian, C.K., Clark, D.J., Neptune, R.R., and Fox, E.J. (2018). Dynamic balance during walking adaptability tasks in individuals post-stroke. *J Biomech* 74, 106-115. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.029.
- Vistamehr, A., Kautz, S.A., Bowden, M.G., and Neptune, R.R. (2016). Correlations between measures of dynamic balance in individuals with post-stroke hemiparesis. *J Biomech* 49(3), 396-400. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.12.047.
- Wang, J., Zhou, S., Bronks, R., Graham, J., and Myers, S. (2006). Effects of Supervised Treadmill-Walking Training on Strength and Endurance of the Calf Muscles of Individuals with Peripheral Arterial Disease. *Clinical Journal of Sport Medicine* 16(5), 397-400. doi: 10.1097/01.jsm.0000244604.70542.b2.
- Welmer, A.-K., Rizzuto, D., Laukka, E.J., Johnell, K., and Fratiglioni, L. (2016). Cognitive and Physical Function in Relation to the Risk of Injurious Falls in Older Adults: A Population-Based Study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. doi: 10.1093/gerona/glw141.
- Welmerink, D.B., Longstreth, W.T., Lyles, M.F., and Fitzpatrick, A.L. (2010). Cognition and the Risk of Hospitalization for Serious Falls in the Elderly: Results From the Cardiovascular Health Study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 65A(11), 1242-1249. doi: 10.1093/gerona/glq115.
- Whiting, D.R., Guariguata, L., Weil, C., and Shaw, J. (2011). IDF Diabetes Atlas: Global estimates of the prevalence of diabetes for 2011 and 2030. *Diabetes Research and Clinical Practice* 94(3), 311-321. doi: 10.1016/j.diabres.2011.10.029.
- Wild, S., Roglic, G., Green, A., Sicree, R., and King, H. (2004). Global Prevalence of Diabetes. *Diabetes Care* 27(5), 1047-1053. doi: 10.2337/diacare.27.5.1047.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: Wiley.
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193-214.
- Woollacott, M., and Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture* 16(1), 1-14. doi: 10.1016/s0966-6362(01)00156-4.
- Yiou, E., Artico, R., Teyssedre, C.A., Labaune, O., and Fourcade, P. (2016). Anticipatory Postural Control of Stability during Gait Initiation Over Obstacles of Different Height and Distance

- Made Under Reaction-Time and Self-Initiated Instructions. *Front Hum Neurosci* 10, 449. doi: 10.3389/fnhum.2016.00449.
- Yiou, E., and Do, M.C. (2010). Control of mediolateral stability during rapid step initiation with preferred and non-preferred leg: is it symmetrical? *Gait Posture* 32(1), 145-147. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.018.
- Yiou, E., Hussein, T., and Larue, J. (2012). Influence of temporal pressure on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *Gait Posture* 35(3), 494-499. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.015.
- Zattara, M., and Bouisset, S. (1988). Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 51(7), 956-965.
- Zettel, J.L., McIlroy, W.E., and Maki, B.E. (2002a). Can stabilizing features of rapid triggered stepping reactions be modulated to meet environmental constraints? *Exp Brain Res* 145(3), 297-308. doi: 10.1007/s00221-002-1083-z.
- Zettel, J.L., McIlroy, W.E., and Maki, B.E. (2002b). Environmental constraints on foot trajectory reveal the capacity for modulation of anticipatory postural adjustments during rapid triggered stepping reactions. *Exp Brain Res* 146(1), 38-47. doi: 10.1007/s00221-002-1150-5.

Résumé

Ce mémoire d'habilitation à diriger des recherches présente une synthèse des travaux menés depuis mon doctorat. Ces recherches portent principalement sur l'étude biomécanique des adaptations motrices mises en œuvre par l'être humain lorsque celui-ci est soumis à des facteurs endogènes (pathologie, vieillissement, etc.) et exogènes (port de charge, obstacle à franchir, etc.) susceptibles d'altérer l'équilibre postural et la performance motrice.

La première partie de ce mémoire traite des études portant sur les adaptations biomécaniques du processus d'initiation de la marche (i.e., la phase d'amorce de la marche) induites par différents facteurs endogènes et exogènes. Globalement, les résultats suggèrent qu'en situation de contrainte posturale, l'individu jeune et en bonne santé est capable de mettre en œuvre des stratégies motrices adaptatives spécifiques permettant de maintenir la performance motrice et la stabilité posturale au cours de l'initiation de la marche. Dans la continuité de ces recherches sur le sujet sain, nos études ont montré que l'obésité, considérée comme une contrainte posturale endogène, entraîne une dégradation de l'efficacité des mécanismes posturaux anticipateurs, ce qui a pour conséquence d'affecter négativement la performance motrice et la stabilité posturale au cours de l'initiation de la marche. Ces détériorations liées à l'obésité peuvent néanmoins être contrecarrées par un programme de réduction de poids.

La seconde partie de ce mémoire concerne les études sur les adaptations biomécaniques et énergétiques de la marche induites par le diabète de type 2. Ces travaux ont révélé qu'à vitesse identique, les personnes diabétiques présentent un coût métabolique de la marche plus important que des personnes non-diabétiques. Néanmoins, les personnes diabétiques ont naturellement tendance à adopter une vitesse de marche plus lente que des individus en bonne santé, ce qui leur permet d'avoir un coût énergétique de la marche proche de celui des personnes non-diabétiques. Ces résultats nous ont conduits à valider des méthodes d'estimation de la dépense énergétique pendant la marche à partir de capteurs embarqués spécifiquement pour la population diabétique. Actuellement, des recherches sont menées dans le but de mieux comprendre les dégradations de la mobilité induites par le diabète de type 2 et de proposer des solutions non-médicamenteuses pour améliorer la mobilité et la santé des personnes atteintes de cette maladie.

La troisième partie de ce mémoire traite de nos recherches sur les adaptations biomécaniques induites par le vieillissement au cours de la tâche d'exécution du pas. Nos résultats ont montré que les personnes âgées présentent une plus grande amplitude du moment cinétique du corps au cours de la tâche d'exécution du pas, ce qui peut imposer une plus grande difficulté pour le contrôle de l'équilibre durant cette tâche. Ces modifications avec le vieillissement sont liées à des changements au niveau des moments cinétiques des segments corporels, qui semblent être le résultat d'une stratégie adaptative mise en œuvre par les personnes âgées pour compenser la dégradation des capacités musculaires des membres inférieurs avec le vieillissement. A l'heure actuelle, nos recherches ont pour finalité d'améliorer la compréhension des mécanismes d'apparition des chutes chez la personne âgée, mais aussi de développer des solutions pour améliorer le maintien de l'équilibre et la mobilité chez ces individus.