



HAL
open science

Marqueurs neurophysiologiques et comportementaux du contrôle locomoteur dans le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile

Valentin Lana

► **To cite this version:**

Valentin Lana. Marqueurs neurophysiologiques et comportementaux du contrôle locomoteur dans le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile. Education. Normandie Université, 2023. Français. NNT : 2023NORMC293 . tel-04521809

HAL Id: tel-04521809

<https://theses.hal.science/tel-04521809v1>

Submitted on 26 Mar 2024

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

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

THÈSE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité **SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES**

Préparée au sein de l'**Université de Caen Normandie**

Marqueurs neurophysiologiques et comportementaux du contrôle locomoteur dans le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile

Présentée et soutenue par
VALENTIN LANA

Thèse soutenue le 20/06/2023
devant le jury composé de :

M. THIBAUT DESCHAMPS	Maître de conférences HDR - UNIVERSITE NANTES	Rapporteur du jury
M. ANAÏCK PERROCHON	Professeur des universités - UNIVERSITE LIMOGES	Rapporteur du jury
M. SIMONE DALLA BELLA	Professeur - MONTREAL -UNIVERSITE DE MONTREAL QUEBEC	Membre du jury
M. JULIEN FRERE	Maître de conférences - UNIVERSITE GRENOBLE ALPES	Membre du jury
MME FRANCE MOUREY	Professeur des universités - UNIVERSITE DE BOURGOGNE	Membre du jury
MME KJERSTIN TORRE	Maître de conférences HDR - Université de Montpellier	Membre du jury
M. LIONEL BRINGOUX	Professeur des universités - Aix-Marseille université	Président du jury
MME LESLIE DECKER	Maître de conférences HDR - Université de Caen Normandie	Directeur de thèse

Thèse dirigée par **LESLIE DECKER** (Mobilités : vieillissement, pathologie, santé - COMETE)



Normandie Université

THESE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES

Préparée au sein de l'Université de Caen Normandie

Marqueurs neurophysiologiques et comportementaux du contrôle locomoteur dans le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile

**Présentée et soutenue par
VALENTIN LANA**

Thèse soutenue le 20/06/2023 devant le jury composé de		
M. THIBAUT DESCHAMPS	Maître de conférences HDR, UNIVERSITE NANTES	Rapporteur du jury
M. ANAÏCK PERROCHON	Professeur des universités, UNIVERSITE LIMOGES	Rapporteur du jury
M. LIONEL BRINGOUX	Professeur des universités, Aix-Marseille Université	Membre du jury
M. SIMONE DALLA BELLA	Professeur, MONTREAL – UNIVERSITE DE MONTREAL QUEBEC	Membre du jury
MME. FRANCE MOUREY	Professeur des universités, Université de Bourgogne-Franche Comté	Membre du jury
MME. KJERSTIN TORRE	Maître de conférences HDR, Université de Montpellier	Membre du jury
M. JULIEN FRERE	Maître de conférences, Université Grenoble Alpes	Co-encadrant de thèse
MME. LESLIE DECKER	Maître de conférences HDR, Université de Caen Normandie	Directeur de thèse

Thèse dirigée par LESLIE DECKER (Mobilités : vieillissement, pathologie, santé – COMETE) et co-encadrée par JULIEN FRERE (Grenoble images parole signal automatique – GIPSA-lab)

Remerciements

Arrivé en première année de STAPS à l'Université de Caen, jamais je n'aurais pensé y réaliser une thèse quelques années plus tard. En toute sincérité, je ne savais même pas ce qu'était une thèse. De nature renfermée et discrète, j'imaginais encore moins me retrouver de l'autre côté de la salle ou des amphis à dispenser des enseignements... Et, qui aurait pu soupçonner que j'apprécierai cela alors que devoir prendre la parole en classe - et pire faire une présentation - était un supplice pour moi ! Certainement pas ma famille et encore moins mes camarades de classe... Et pourtant... La thèse n'est pas seulement un travail, c'est une expérience de vie. Et, comme toutes expériences, elle impacte la personne que nous sommes et devenons. De nombreuses interactions (complexes) ont permis la réalisation de ce travail de thèse et le parcours accompli. Ainsi, cette réussite – si nous pouvons la considérer comme telle – est collective. Elle émerge des relations entreprises avec des personnes que j'ai pu côtoyer de près ou de loin durant toutes ces années, du collègue à aujourd'hui. J'inclus à la fois les personnes avec qui j'ai pu échanger directement, qui m'ont promulgué des conseils ou avec qui j'ai noué des liens forts mais également celles que j'ai pu simplement écouter, lire et qui certainement sans le savoir ont influé sur le chemin que j'ai décidé d'emprunter. Ce manuscrit formalise la fin d'un chapitre, un arrêt sur ce chemin qui est encore long. Néanmoins, il en représente une étape essentielle. Ainsi, à toutes ces personnes qui ont eu un impact sur la réalisation de ce travail et la personne que je suis devenue, je vous dis, merci.

Tout d'abord, je tiens à remercier tous les membres qui me font l'honneur d'avoir accepté de prendre du temps pour composer mon jury de thèse. Merci au Dr. **Thibault Deschamps** et au Pr. **Anaïck Perrochon** d'avoir accepté le rôle de rapporteur. Merci, également, aux Prs. **Simone Dalla Bella**, **France Mourey** et **Lionel Bringoux** ainsi qu'au Dr. **Kjerstin Torre** d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Ensuite, je tiens à remercier toutes les personnes qui ont cru en moi et ce bien avant le cursus universitaire quand ma seule vocation était... de jouer au football. Merci aux professeurs de l'école primaire Jules Verne, du collègue Pierre-Simon Laplace et du lycée Marcel Gambier à Lisieux. Vous m'avez toujours poussé à me dépasser sans que je sache réellement ce que j'allais pouvoir en faire. Ensuite, je suis infiniment reconnaissant envers les STAPS et les enseignants de l'Université de Caen pour m'avoir permis de grandir, de développer mon ouverture d'esprit, de m'inciter à me questionner et questionner le monde qui nous entoure à travers cette essentielle pluridisciplinarité. En particulier, je remercie **Elise** et **Bruno** de m'avoir fait découvrir et aimer la recherche à partir de la troisième année et de m'avoir incité à vous suivre pour continuer dans cette voie. Ce fut un

plaisir de partager ces trois stages de recherche avec vous et de pouvoir apprendre à vos côtés. Également, merci à toi, **Laure**, pour tes précieux conseils, ta bienveillance et ton accompagnement durant les années de Master. Et, merci à la faculté de m'avoir fait confiance à travers le contrat ATER réalisé cette année m'ayant permis de finaliser la thèse dans les meilleures conditions.

Evidemment, mes remerciements principaux vont également à **Leslie**, ma directrice de thèse, qui était présente dès le stage de Master 1 et qui m'a proposé de la suivre sur ce merveilleux projet de thèse et l'étude VITALISED. C'est grâce à toi et ton abnégation que cette thèse CIFRE a vu le jour. Un immense merci pour ta gentillesse, ta bienveillance et ta générosité tout au long de ces années de thèse. Également, ta rigueur et ta capacité à toujours questionner les choix réalisés se sont ponctués par des échanges stimulants et de belles ouvertures scientifiques. Cette remise en question associée à mon indécision m'a posé quelques maux de tête mais m'ont permis de tirer le meilleur de moi-même. Ce n'est pas Julien qui remettra en cause mon indécision ! En effet, tu es le prochain. Merci à toi, **Julien** d'une part d'avoir accepté ce co-encadrement de thèse sans me connaître et d'autre part pour ta sympathie, ta disponibilité, ta franchise et tes conseils avisés. Tu as toujours su répondre présent en cas de besoin et distiller des commentaires clairs et précis me permettant d'avancer. A l'instar de Julien, merci à **Jérôme** et **Elodie**, respectivement directeur et présidente de NOVATEX Medical de m'avoir fait confiance pour réaliser cette thèse CIFRE. Merci pour votre écoute, votre réactivité et pour l'autonomie que vous m'avez octroyée dans sa réalisation. Dans ce cadre, merci également à **Barbara** et en particulier à **Cathy** avec qui j'ai principalement échangé pour la gestion des patients de l'étude.

Ce travail s'est inscrit dans le cadre de l'étude **VITALISED**, lancé en 2015 et sur lequel j'ai eu la chance d'intervenir dès le lancement des expérimentations en 2018. Ainsi, j'ai pu découvrir la complexité inhérente à une étude clinique de cette envergure ainsi qu'au syndrome d'Ehlers-Danlos. Cependant, j'ai été ravi de pouvoir intervenir dans la gestion de cette étude, de participer aux différentes étapes de sa réalisation et de pouvoir travailler et échanger avec des collaborateurs de différents horizons. Il a fallu surmonter de nombreux obstacles pour parvenir à finaliser cette étude, ce ne fut pas sans difficultés mais cela a été rendu possible par le soutien sans faille de nombreux collaborateurs présents dès le début de l'étude ou qui ont accepté de s'impliquer en cours pour qu'elle arrive à son terme. Dans ce cadre, mes principaux remerciements vont à **Audrey** Sultan, ingénieure chargée de l'étude, avec qui j'ai eu le plaisir de travailler dans la gestion de l'étude. Ton implication sans faille associée à ta sympathie, ta gaieté et ton adaptabilité ont permis de conduire à bien à la fois ce projet et ma thèse. Ensuite, je remercie toutes les personnes avec lesquelles j'ai interagi et qui ont œuvré pour la réussite de cette étude à savoir les médecins, les kinésithérapeutes, les pharmaciens-orthésistes, les associations de patients sans oublier l'ensemble

des patients et sujets contrôles de l'étude, évidemment. Merci particulièrement à **Anne, Joffrey, Stéphane ; Bastien, Benoît, Patricia, Pierre-Yves** ainsi que **Véronique** et **Julie**. De même, merci sincèrement à **Marie-Elise** (présidente de l'association SED'in FRANCE) et **Daniel** (président du GERSED) pour votre précieuse aide dans le cadre de l'étude VITALISED et votre engagement indéfectible et militant pour les patients SEDh et G-HSD.

Également, j'ai eu la chance de pouvoir travailler dans de très bonnes conditions à la fois humaines et matérielles. Merci au **Laboratoire COMETE** de m'avoir accueilli durant ces années dans cet environnement stimulant et d'avoir permis à un petit Normand de voir un peu de pays lors des séminaires et congrès. Merci à toute l'équipe, de la direction aux colloqs de bureau - que j'ai quelques peu délaissés ces derniers mois – notamment à **Eve** pour ton assistance et ta réactivité pour toutes les demandes. Je remercie également **Daniel, Frédérine** ainsi que tous les doctorants des plus anciens aux plus jeunes que j'ai pu croiser et avec qui j'ai échangés et partagé de bons moments conviviaux : **Emma, Florane, Olga, El Pidio, Houda, Eva, Candice, Gilles, Claire, Emma, Anne-Lise, Marc, Cécilia, Ivan**.

En parlant de conditions idylliques et d'environnement stimulant, merci à toute l'équipe du Centre Interdisciplinaire de Réalité Virtuelle (**CIREVE**) de m'avoir permis de réaliser les expérimentations dans ce cadre exceptionnel. Un grand merci en particulier à **Nicolas** et **Sophie** pour votre disponibilité, votre sympathie, votre compréhension et l'immense adaptabilité dont vous avez fait preuve pour nous permettre de réaliser nos expérimentations dans les meilleures conditions et délais. Ce fut un plaisir de travailler avec vous et un immense soutien tout au long de cette thèse de savoir que nous pouvions toujours compter sur vous. En termes de support technique, merci **Thomas** (société SAMMED) de m'avoir accompagné tout au long de cette thèse. Merci pour ta gentillesse, ta disponibilité et ta réactivité. Également, merci à **Arnaud** d'avoir accepté de partager tes (supers) outils et de m'avoir accordé du temps dès que j'avais besoin de ton expertise avisée.

Durant ces années et en particulier dans le cadre des expérimentations ou analyses des données de VITALISED, j'ai pu travailler en collaboration avec des étudiants venant de STAPS, de Neurosciences mais également des écoles de kinés et même de Médecine. Merci à **Maxime, Chloé, Marine, Valentine, David, Anne, Rémy, Simon, Noémie, Jeanne, Tristan et Hugo** pour le travail accompli et tous les bons moments passés durant ces longues heures de manip. Merci également **Vincent** pour avoir été un super assistant sur la fin des expérimentations.

En effet, mention spéciale à la Team Decker : **Vincent, Tristan, Rémi, Hugo, Jérémy, Edouard** et en particulier les deux premiers cités. J'ai pu compter sur vous à tous les niveaux lors

de ces dernières années de thèse afin de partager mes doutes, mes peines, mes envies... à la fois sur le temps du midi au Pré en Ville ou plus tard dans la soirée dans la magnifique ville Caennaise. **Vincent**, ton apport a été fondamental dans la fin de cette thèse. Sans toi, je ne serais certainement jamais rentré sain et sauf du Canada en partant du postulat que j'eusse réussi à passer la douane... Plus sérieusement, merci pour ta présence, ta participation essentielle à l'élaboration de cette thèse et de ce manuscrit, tes blagues douteuses et, plus généralement, ton amitié. Tu n'as pas encore eu cette chance mais je te promets de t'emmener prochainement au stade Michel D'Ornano voir un match du grand Stade Malherbe de Caen en partageant une pinte (toujours !)

Je tiens aussi à remercier tous mes amis et proches sur qui j'ai pu compter. Pour certains, je vous ai quelques peu délaissés durant ces années mais je ne vous oublie pas... et j'espère ne pas vous oublier dans la liste qui suit ! Merci :

- A mes pines d'huitres lexoviennes : **Lola, Toto**... For life, les copains !
- Au Triumvirat : **Thomas** « le bon » et **Alexis** « le truand »
- A **Kévin** ou plutôt devrais-je dire depuis peu, Dr. Kévin Guelle ! Mon binome Stapsien.
- Sans oublier : **Jess', Marine, Flavio, Flo', Mathou, Pau, Chloé, Dodo, Cloclo, Maëva, Alexandre, Tristan et Clémence.**

Et, pour terminer, je n'ai pas l'habitude d'exprimer mes sentiments mais je tenais à exprimer toute ma reconnaissance envers ma famille pour leur soutien inébranlable et l'amour qu'il me porte. Pour la plupart, vous ne savez pas forcément ce qu'est une thèse et n'avez pas forcément compris le sujet sur lequel je travaillais (oui, **Parrain**, c'est un travail !) mais vous m'avez toujours encouragé à suivre mon cœur et mes envies. Merci infiniment.

Je dédie ce travail en particulier à mes grands-parents (**Thérèse** et **Francis**), ma « grande » sœur (**Maëlle**) et mes parents (**Stéphane** et **Nadia**). **Pap's, Mam's**, je ne pourrais jamais exprimer toute ma gratitude pour votre soutien indéfectible et tous les sacrifices que vous avez consentis et réalisés durant toutes ces années pour me permettre d'en arriver là, aujourd'hui. Mon parcours, c'est à vous que je le dois. Du plus profond de mon cœur et inconditionnellement, Merci. Je vous aime.

Financements

Ce travail de thèse a été soutenu par une convention industrielle de formation par la recherche entre l'Association Nationale de la Recherche et de la Technologie (ANRT) et l'entreprise NOVATEX Medical (CIFRE n°2018/0478). Cette thèse a émané de la collaboration entre NOVATEX Medical, le Laboratoire COMETE (UMR-S 1075 INSERM/UNICAEN) et, initialement, le Laboratoire DevAH (EA 3450 Université de Lorraine) puis le Laboratoire GIPSA-lab (UMR 5216 CNRS/UGA). Dans ce cadre, elle a été réalisée au sein de l'école doctorale Normande de Biologie Intégrative, santé, et environnement (ED 497 nBISE).

De même, ce travail de thèse s'est inscrit dans le cadre de la réalisation du projet VITALISED (« *Validité d'une remédiation somesthésique pour le contrôle postural et locomoteur dans le traitement du Syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile* »). Cette étude a été financée par l'entreprise NOVATEX Medical, l'ANRT, les associations SED'in FRANCE et APNED, et cofinancée par l'Union européenne, la Région Normandie dans le cadre du programme opérationnel FEDER 2014-2020.

Valorisation scientifique

Publication dans une revue indexée

Lana, V., Frère, J., Cabibel, V., Régùème, T., Lefèvre, N., Decker, L.M. (*Article soumis*) Gait behavioral and neuromuscular characterization in response to increasing working memory load while walking under optic flow perturbations in young adults. (*preprint* : <https://doi.org/10.1101/2022.07.01.498421>)

Communications affichées dans un congrès international

Lana, V., Frère, J., Vlamynck, E., Lefèvre, N., Sultan, A., Chastan, N., Besnard, S., Decker, L.M. (2021) P30: Attentional allocation in dual-task walking: effects of hypermobile Ehlers-Danlos syndrome and cognitive demand. *27^{ème} Congrès de la Société Francophone Posture, Equilibre, Locomotion (SOFPEL) - Du contrôle postural à la marche : approches physiologiques et physiopathologiques*, 2-3 décembre 2021, Lille, France.

Lana, V., Frère J., Vlamynck E., Lefèvre N., Sultan A., Normand H., Chastan N., Besnard S., Decker LM. (2022) Hypermobile Ehlers-Danlos Syndrome: modulation of attentional resources during a cognitive-locomotor dual-task of varying difficulty, *Motion Sickness Workshop*, 7-8 Juin 2022, Caen, France.

Communications orales (nationales et internationales)

Lana, V., Decker L.M. (2019) Analyse de la variabilité du mouvement : les méthodes non-linéaires, *Journées utilisateurs SAMMed*, 28 Mai 2019, Nice, France.

Lana, V., Decker L.M. (2019) Analyses innovantes de la variabilité locomotrice : Perspectives dans le cadre du syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile, *Journée d'études « Recherche et Innovations » organisée par l'IFMK de l'IFRES d'Alençon*, 13 Juin 2019, Alençon, France.

Lana, V., Frère, J., Cabibel, V., Régùème, T., Lefèvre, N., Decker, L.M. (2022) Dual-tasking reveals the attentional cost of resolving sensory conflict induced by perturbed optic flow during treadmill walking. *24^{èmes} Journées de l'École Doctorale Normande de Biologie Intégrative, Santé et Environnement (JED nBISE)*, 1-2 juin 2022. En distanciel.

Lana, V., Frère, J., Cabibel, V., Régùème, T., Lefèvre, N., Decker, L.M. (2022) Dual-tasking reveals the attentional cost of resolving sensory conflict induced by perturbed optic flow during treadmill walking, *The International Society of Posture and Gait Research (ISPGR)*, 3-7 Juillet 2022, Montréal, Canada.

Séminaires de laboratoire

Lana, V., Frère J., Decker L.M. (2021) Contrôle exécutif dans les mécanismes de régulation de la marche en condition de perturbation visuelle, *Demi-journée scientifique organisée par le laboratoire COMETE (UMR-S 1075 INSERM/UNICAEN)*, 18 Juin 2021, Caen, France.

Lana, V., Frère J., Decker L.M. (2022) Contrôle exécutif dans les mécanismes de régulation de la marche en condition de perturbation visuelle, *Séminaire organisée par l'équipe MOVE du laboratoire GIPSA-lab (UMR 5216 CNRS/UGA)* le 20 janvier 2022. En distanciel

Table des matières

Remerciements	3
Financements	7
Valorisation scientifique	8
Table des matières	9
Table des figures	12
Table des tableaux	16
Abbréviations	17
1 Introduction	20
2 Cadre théorique	22
2.1 Vers une approche intégrée du contrôle moteur	22
2.1.1 Théories du contrôle moteur	22
2.1.1.1 Théorie cognitiviste	23
2.1.1.2 Théorie des systèmes dynamiques	24
2.1.1.3 Approche intégrée.....	26
2.1.2 Variabilité, un concept multifacette.....	27
2.1.3 Redondance et abondance motrice	28
2.1.4 Réduction de dimensionnalité	30
2.1.4.1 Uncontrolled Manifold	30
2.1.4.2 Synergies musculaires	33
2.1.5 Distinguer le bruit physiologique de la variabilité fonctionnelle	36
2.1.6 Modèle de la variabilité fonctionnelle et optimale	38
2.1.6.1 Variabilité fonctionnelle et perte de complexité	38
2.1.6.2 Modèle de variabilité optimale	40
2.1.7 Complexité.....	41
2.1.7.1 Régularité des séries temporelles	42
2.1.7.2 Stabilité locale dynamique des séries temporelles	43
2.1.7.3 Persistance/anti-persistance des séries temporelles.....	45
2.2 Locomotion humaine	51
2.2.1 Contrôle neurologique de la locomotion	51
2.2.1.1 Contrôle spinal	51
2.2.1.2 Contrôle cortical	52
2.2.1.3 Contrôle sous-cortical	54
2.2.2 Contrôle de la locomotion dans des conditions de marche non perturbées.....	56
2.2.2.1 Evaluation cinématique du contrôle de la locomotion	56
2.2.2.2 Evaluation neuromusculaire du contrôle de la locomotion	59
2.2.3 Evaluation du coût cognitif associé à la marche : le paradigme de double-tâche cognitivo-locomotrice	61
2.2.3.1 Principe et intérêts	61
2.2.3.2 Complémentarité des modèles théoriques et limites de la double tâche	63
2.2.3.3 Impact de la double tâche sur les stratégies de contrôle de la marche et coût cognitif associé. 66	
2.2.4 Contrôle de la locomotion dans des conditions de marche perturbées	68

2.2.4.1	Perturbations mécaniques du support.....	68
2.2.4.2	Perturbations visuelles	70
2.3	Locomotion et déficit proprioceptif associé au syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile.....	75
2.3.1	Le SED de type hypermobile.....	75
2.3.1.1	Critère diagnostic n°1 : L'hypermobilité articulaire généralisée.....	76
2.3.1.2	Critères diagnostic n°2 et n°3.....	77
2.3.1.3	Spectre de l'hypermobilité articulaire généralisée et SEDh.....	78
2.3.2	Prise en charge des patients SEDh	80
2.3.2.1	Prise en charge multimodale et intérêts des orthèses.....	81
2.3.2.2	Symptomatologie multisystémique	82
2.3.3	Impact fonctionnel et sensorimoteur des patients SEDh.....	85
2.3.3.1	Troubles de la proprioception	85
2.3.3.2	Facteurs responsables des troubles fonctionnels	86
2.3.3.3	Impact spécifique sur le contrôle locomoteur	87
2.3.3.4	Désautonomisation de la marche	89
3	<i>Problématique, objectifs et hypothèses.....</i>	92
4	<i>Contributions personnelles.....</i>	94
4.1	Etude 1. Coût cognitif associé au contrôle de la marche dans un environnement visuel déstabilisant chez le jeune adulte.	94
4.1.1	Introduction.....	94
4.1.2	Matériel et méthodes.....	97
4.1.2.1	Participants.....	97
4.1.2.2	Procédures expérimentales.....	98
4.1.2.3	Analyse des données	101
4.1.2.4	Analyse statistique	105
4.1.3	Résultats	106
4.1.3.1	Performance cognitive et charge mentale subjective.....	106
4.1.3.2	Cinématique de la marche	107
4.1.3.3	EMG de la marche	109
4.1.4	Discussion	114
4.2	Etude 2. Caractérisation du déficit locomoteur associé au syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile et implication sur les stratégies de contrôle adoptées en condition de perturbations visuelles et cognitives.....	121
4.2.1	Introduction.....	121
4.2.2	Matériel et méthodes.....	124
4.2.2.1	Participants.....	124
4.2.2.2	Procédures expérimentales.....	124
4.2.2.3	Analyse des données	128
4.2.2.4	Analyse statistique	133
4.2.3	Résultats	134
4.2.3.1	Effets de la double tâche.....	134
4.2.3.2	Impact des perturbations visuelles en situation de double tâche	137
4.2.4	Discussion	139

4.3	Etude 3. Evaluation de l'efficacité d'une rééducation proprioceptive sur le déficit locomoteur des patients SEDh	144
4.3.1	Introduction.....	144
4.3.2	Matériel et méthodes.....	146
4.3.2.1	Participants.....	146
4.3.2.2	Prise en charge réalisée.....	146
4.3.2.3	Procédures expérimentales.....	148
4.3.2.4	Analyse des données	148
4.3.2.5	Analyse statistique	148
4.3.3	Résultats	149
4.3.3.1	Performance cognitive	149
4.3.3.2	Stationnarité, variabilité et score de marche global	150
4.3.3.3	Régularité des déplacements ML du CoP.....	152
4.3.3.4	Synchronisation intermusculaire (SIM)	153
4.3.3.5	Analyses de modération.....	153
4.3.4	Discussion	153
5	<i>Discussion générale & Perspectives</i>	157
5.1	Discussion générale.....	157
5.1.1	Le SNC module l'activation de groupes musculaires robustes en réponse à des perturbations visuelles médio-latérales.....	157
5.1.2	Le déficit proprioceptif des patients SEDh entraîne une utilisation accrue des ressources attentionnelles pour le contrôle de la locomotion.	160
5.1.3	Le port des vêtements compressifs est bénéfique pour un profil de patients SEDh	162
5.2	Perspectives.....	166
6	<i>Conclusion.....</i>	169
	Bibliographie.....	171
	Listes des annexes	215
	Annexe 0 : documents compléments du cadre théorique.....	216
	Annexe 1 : documents compléments de l'étude 1.....	218
	Annexe 2 : documents compléments de l'étude 2.....	231
	Annexe 3 : documents compléments de l'étude 3.....	248

Table des figures

Figure 1. Organisation hiérarchique du mouvement volontaire (Masson, 1997)	23
Figure 2. Modèle des contraintes de Newell (1986) permettant de comprendre l'adoption d'un mode de coordination spécifique repris par Newell & McDonald (1994) pour y intégrer une référence complémentaire de l'approche écologique. Le mouvement émerge de l'interaction des contraintes de la tâche, de l'organisme et de l'environnement. Et, ces contraintes impliquent le cycle Perception-Action lié à travers une relation systémique. Figure adaptée de Newell & McDonald (1994).	26
Figure 3. Diagramme d'une tâche de visée à trois segments. Dans cet exemple, le vecteur d'état du système résulte des trois angles articulaires, $\mathbf{x} = (x_1, x_2, x_3)$. De nombreuses combinaisons de ces angles permettent de répondre au but de la tâche qui est défini par la cible d (Cusumano & Cesari, 2006).	28
Figure 4. Représentation schématique de la variété d'équivalence de but (<i>i.e.</i> GEM) dans le cadre de la marche sur tapis roulant. Chaque triangle représente une solution motrice ou combinaison particulière de longueur (L) et de durée (T) d'enjambée. La ligne diagonale définit l'ensemble des combinaisons permettant à la vitesse (v) de marche de demeurer constante ; cette ligne correspond au GEM. On peut observer que le nuage de triangles, qui est de forme allongée et non circulaire, s'organise suivant ce GEM. Les déviations tangentielles et orthogonales au GEM, notées respectivement δT et δP , matérialisent cette intuition, avec une amplitude de variabilité plus importante pour δT que pour δP (Figure extraite de Decker et al. 2012).	33
Figure 5. Représentation schématique des synergies musculaires lors d'un cycle de marche. Les commandes descendantes du tronc cérébral et du cortex moteur peuvent moduler les synergies musculaires. Chaque synergie comprend une composante spatiale (ou module moteur) qui représente l'implication de chaque muscle au sein de la synergie et une composante temporelle qui reflète son profil d'activation au cours du mouvement. Le profil d'activation de chaque muscle se traduit par la combinaison des différentes synergies au sein desquelles le muscle est plus ou moins impliqué. Figure adaptée de Ting et al. (2015).	34
Figure 6. Analyse des synergies musculaires lors de la marche (3 cycles sont représentés). A : les signaux d'activation musculaire normalisés de huit muscles unilatéraux de la jambe ont été analysés : <i>tibial antérieur</i> (TA), <i>soléaire</i> (SO), <i>gastrocnémien médial</i> (MG), <i>vaste médial</i> (VM), <i>droit fémoral</i> (RF), <i>biceps fémoral</i> (LH), <i>semi-tendineux</i> (MH) et le <i>moyen glutéal</i> (GM). B : l'activité musculaire a été traitée par NMF, qui a appliqué une procédure d'optimisation itérative pour reconstruire au mieux les signaux d'activation en utilisant un petit ensemble de modules moteurs. C : pour chaque muscle, la somme des contributions des modules constitue le signal EMG reconstruit. Figure extraite de Clark et al., 2010).	35
Figure 7. 6 signaux sont représentés, respectivement : deux séries périodiques (fonctions <i>sinus</i> $15\sin(t/24)$ et <i>cosinus</i> $40\cos(t/24)$), deux séries chaotiques (systèmes de Rössler et Lorenz) et deux séries aléatoires (un bruit blanc distribué uniformément et un bruit blanc avec une distribution Gaussienne). A droite de chaque série se trouve respectivement une valeur linéaire (écart-type) puis une autre non-linéaire (Lye ou MLE, exposant de Lyapunov). D'une part, les signaux peuvent présenter la même amplitude mais différer en termes de structure temporelle (LyE). D'autre part, ils peuvent aussi présenter différentes amplitudes et le même LyE. Finalement, seule l'association de ces deux valeurs permet de distinguer les différentes séries temporelles.	38
Figure 8. Relation entre la richesse des interactions physiologiques et la complexité des signaux de sortie. Figure extraite de Blons (2020) et adaptée de Lipsitz (2002) et de Sleimen-Malkoun et al. (2014).	40
Figure 9. Modèle de la variabilité optimale. Figure extraite de Dupuy (2019) et adaptée de Stergiou & Decker (2011)	41
Figure 10. Illustration graphique des étapes de la DFA. Série temporelle brute de la durée du pas (en haut à gauche), la série intégrée est divisée en quatre fenêtres, délimitées par des lignes verticales en pointillés (en haut à droite), les tendances linéaires sont ajustées dans chaque fenêtre, la zone ombrée représentant les fluctuations (en bas à gauche), et le graphique log-log des fluctuations moyennes qui est fonction du nombre de fenêtre défini (en bas à droite). L'exposant d'échelle α estimé correspond à la pente de la ligne ajustée par la méthode des moindres carrés (Damouras et al., 2010).	48
Figure 11. Illustration schématique d'une situation de double tâche utilisée pour déterminer les stratégies de partage de l'attention selon Boisgontier et al., 2011	61

- Figure 12.** Modèle des ressources multiples. 4 dimensions sont représentées : le type de code (verbal ou spatial), la modalité (auditive ou visuel), les étapes à laquelle se trouve le traitement (perception, mémoire de travail et cognition ou réponse) et la réponse (vocale ou manuelle). Figure extraite de Wickens (2008). 64
- Figure 13.** Illustrations des différents tests effectués pour calculer le score de Beighton sur 9 points (p). De la gauche vers la droite sont évalués : 1. Une hyperextension bilatérale de la 5ème métacarpo-phalangienne (sup à 90° : 1p par coté), 2. possibilité de toucher l'avant-bras, pouce en hyperflexion des deux côtés (1p par coté), 3. possibilité de toucher l'avant-bras, pouce en hyperflexion des deux côtés (1p par coté), 4. recurvatum bilatéral à 10 degrés ou plus des deux genoux (1p par genou), 5. possibilité de toucher le sol avec la paume des mains, sans plier les genoux (1 point)..... 76
- Figure 14.** Critère diagnostique n°2 du syndrome d'Ehlers Danlos de type hypermobile. Deux des trois caractéristiques présentées (A, B et/ou C) doivent être validées (Malfait et al., 2017) 78
- Figure 15.** Présentation phénotypique de l'hypermobilité articulaire. A titre d'illustration, l'hypermobilité articulaire peut être comparée à la "pointe d'un iceberg" visible au-dessus de la surface de l'eau car elle peut être une caractéristique frappante qui se distingue lors de l'évaluation clinique. Alors que la plupart des individus restent asymptomatiques (iceberg à gauche), certains patients développent des symptômes qui nécessitent des évaluations additionnelles pour être observés et considérés dans le dépistage d'une maladie héréditaire du tissu conjonctif (iceberg à droite). Figure extraite de Nicholson et al., 2022. 80
- Figure 16.** Vêtements compressifs portés par deux patientes atteintes d'un SEDh. Images transmises par Orthopédie Vlamynck..... 82
- Figure 17.** Schéma illustrant les cinq principaux thèmes et quatorze sous-thèmes associées aux difficultés sociales des patients atteints du SEDh. Les flèches représentent les liens entre les thèmes et sous-thèmes. EDH : syndrome d'ehlers danlos, JHS = syndrome d'hypermobilité articulaire. Figure extraite de Bennett et al., 2019..... 84
- Figure 18.** Procédures expérimentales. Une session d'entraînement a d'abord été réalisée consistant en : 1) une période de familiarisation de 10 minutes sur le tapis de marche, 2) la détermination de la vitesse préférentielle de marche (PWS) du participant sur tapis roulant selon la méthode de Jordan et al. (2007), et 3) un essai de familiarisation d'une minute avec chacune des trois tâches auditives de N-back (1-back, 2-back et 3-back). Ensuite, trois blocs expérimentaux ont été réalisés dans un ordre aléatoire. Dans les deux derniers blocs, les participants commençaient et terminaient par une condition de marche en simple tâche (STM) (c'est-à-dire une marche libre) tandis que les trois conditions de marche en double tâche (DTM) étaient exécutées dans un ordre aléatoire entre les deux conditions de STM. La durée de chacune des conditions expérimentales était de 3 minutes. Les cercles vides correspondent aux essais de familiarisation tandis que les cercles pleins correspondent aux conditions expérimentales. 99
- Figure 19.** Configuration expérimentale. Photographie du système M-Gait utilisé dans l'étude (Motekforce Link, Amsterdam, Pays-Bas). Equipé de 27 marqueurs rétro réfléchissants (4 mm de diamètre) placés sur des repères anatomiques spécifiques selon une adaptation du Plug-in-Gait full-body model (Vicon Motion Systems Ltd.) et d'électrodes électromyographiques de surface (EMG Trigno Snap Lead Sensors, Delsys Inc.) placées sur les muscles (*tibial antérieur, soléaire, gastrocnémien médial, vaste médial, droit fémoral, semi-tendineux, biceps fémoral, moyen glutéal*) du membre inférieur dominant, le participant marche sur un tapis roulant instrumenté à double bande dans l'environnement virtuel. 100
- Figure 20.** Performances cognitives : **A)** d-prime (d', u.a.), **B)** temps de réaction moyen pour les essais cibles (RT, en secondes), et **C)** Raw NASA-TLX (le score maximum est de 100), pour les trois tâches N-back (*i.e.* 1-back, 2-back, 3-back) réalisées dans trois conditions cognitives, *i.e.* la performance cognitive en simple tâche en position assise (STC, cercles gris très clair), la performance cognitive en double tâche en marchant avec un flux optique normal (DTC-NOF, cercles gris clair), et la performance cognitive en double tâche en marchant avec un flux optique normal (DTC-NOF, cercles gris clair). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : différences significatives entre les trois charges de tâches (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre DTC-POF et les autres conditions (STC et DTC-NOF). 107
- Figure 21.** **A)** Moyenne, **B)** Ecart-type (σ), et **C)** Exposant d'échelle alpha de la DFA (α , u.a.) pour la vitesse du pas (V , à gauche), la largeur du pas (W , au milieu) et la position latérale du corps (z_B , à droite), pour les quatre conditions de marche – simple tâche de marche (STM) et double tâche de marche (DTM), *i.e.* marcher tout en répondant simultanément aux stimuli auditifs 1-back (DTM-1b), 2-back (DTM-2b), et 3-back (DTM-3b) –

	réalisées dans deux conditions de flux optique, <i>i.e.</i> flux optique normal (NOF, cercles gris clair) et flux optique perturbé (POF, cercles gris foncé). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : différences significatives entre les quatre conditions (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre NOF et POF.	108
Figure 22.	A) Pentas des ajustements des moindres carrés (M, u.a.) pour (V)'n vs $\Delta(V)_{n+1}$, (W)'n vs $\Delta(W)_{n+1}$, (zB)'n vs $\Delta(zB)_{n+1}$ pour toutes les conditions (Cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails). B) Force de la corrélation (R^2 , u.a.) de ces ajustements des moindres carrés (V)'n vs $\Delta(V)_{n+1}$, (W)'n vs $\Delta(W)_{n+1}$, (zB)'n vs $\Delta(zB)_{n+1}$ pour toutes les conditions.	109
Figure 23.	A) Rapport de variance (VR, u.a.) et B) Largeur totale à mi-hauteur (FWHM, % cycle) du <i>soléaire</i> (à gauche) et du <i>moyen glutéal</i> (à droite) pour toutes les conditions (cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails).	110
Figure 24.	A) VAF moyenne obtenue pour chaque condition : STM (noir) ; DTM-1b (vert) ; DTM-2b (bleu) et DTM-3b (rouge) dans les conditions de NOF (traits pleins) et de POF (pointillés) et B) Pourcentage de participants selon le nombre de synergies musculaires obtenu après NMF dans les conditions de NOF (bleu) et de POF (orange).	110
Figure 25.	Poids et coefficients d'activation des SM calculées à partir : A) d'un participant représentatif de la présente étude sur 80 cycles et B) des participants de l'étude de Clark et al. sur 40 cycles (2010). TA = <i>tibial antérieur</i> , SOL = <i>soléaire</i> , GAS = <i>gastrocnémien médial</i> , VM = <i>vaste médial</i> , RF = <i>droit fémoral</i> , LH = <i>semi-tendineux</i> , MH = <i>biceps fémoral</i> , Gmd = <i>moyen glutéal</i>	111
Figure 26.	Poids (moyenne \pm SD) des muscles et coefficient d'activation des SM : A) dans les conditions de flux optique normal (NOF) et B) dans les conditions de flux optique perturbé (POF) pour chaque condition : STM (noir) ; DTM-1b (vert) ; DTM-2b (bleu) et DTM-3b (rouge).	112
Figure 27.	Rapport de variance (VR, u.a.) de chaque synergie musculaire (SM1 – SM4) pour toutes les conditions (cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails).	113
Figure 29.	A) Exposant de Lyapunov à court terme (sMLE, u.a.) et B) Indice de complexité de l'attracteur (ACI, u.a.) des synergies musculaires pour toutes les conditions (cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails).	113
Figure 28.	Largeur totale à mi-hauteur (FWHM, % cycle) de chaque synergie musculaire (SM1 – SM4) pour toutes les conditions (cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails).	114
Figure 30.	Fonctionnement du tapis roulant en mode asservi selon la position du participant sur le tapis. Lorsque le participant est en avant du tapis, celui-ci accélère et inversement lorsque le participant se retrouve à l'arrière du tapis, il décélère. Pour maintenir une vitesse constante, le participant doit rester au centre du tapis.	124
Figure 31.	Procédures expérimentales. Une session d'entraînement a d'abord été réalisée intégrant une période de 10 minutes de familiarisation de marche avec le tapis asservi ainsi qu'un essai de familiarisation d'une minute avec les deux tâches auditives de N-back (0-back et 2-back). Ensuite, deux blocs expérimentaux ont été réalisés dans un ordre aléatoire. Dans le bloc de marche, les participants commençaient par une condition d'entraînement de 2 minutes en simple tâche (c'est-à-dire une marche libre) avec le flux normal. Ensuite, ils réalisaient une condition de marche en double tâche 0-back en flux normal ainsi qu'une condition en simple tâche (STM) et en double tâche 2-back (DTM_2b) avec chacun des 4 flux (FN : flux normal ; FI : flux inversé ; SF : flux statique ; FA : flux accéléré) dans un ordre aléatoire. Les conditions expérimentales ont duré 2 minutes. Les cercles vides correspondent aux essais de familiarisation tandis que les cercles pleins correspondent aux conditions expérimentales.	125
Figure 32.	Configuration expérimentale. Photographie du système M-Gait utilisé dans l'étude (Motekforce Link, Amsterdam, Pays-Bas). Le participant, équipé de 27 marqueurs rétro réfléchissants (4 mm de diamètre) placés sur des repères anatomiques spécifiques selon une adaptation du modèle de corps complet Plug-in-Gait (Vicon Motion Systems Ltd.) et d'électrodes électromyographiques de surface (EMG Trigno Snap Lead Sensors, Delsys Inc.) placées sur les muscles <i>soléaire</i> , <i>gastrocnémien</i> et <i>tibial antérieur</i> , marche sur un tapis roulant instrumenté à double courroie dans l'environnement virtuel.	126
Figure 33.	Représentation graphique de chaque participant selon les scores obtenus. zWRn est représenté sur l'axe des abscisses tandis que zVn est représenté sur l'axe des ordonnées. Le point (0,0) sur le graphique représente la moyenne du groupe contrôle comme référence. Pour l'axe des ordonnées, une vitesse plus lente sera inférieure à zéro tandis qu'une vitesse plus rapide sera supérieure à zéro. Pour l'axe des abscisses,	

un walk ratio plus petit (longueur du pas réduite et cadence du pas augmentée) sera inférieure à zéro tandis qu'un walk ratio plus élevé (longueur du pas augmentée et cadence du pas réduite) sera supérieure à zéro. Les courbes circulaires représentent l'OrgS. Chaque valeur d'un participant est représentée sous la forme d'une bulle en 3D dont la surface reflète le VarS. Dans cet exemple, 19 patients atteints d'ataxie de Friedreich sont représentés. Les patients marchaient sans assistance (cercle bleu) ; avec une canne (cercle gris) ou avec un déambulateur (cercle bronze) (Gouelle et al., 2021). 130

Figure 34. Performance cognitive (d-prime) pour les deux tâches N-back (*i.e.* 0-back en violet et 2-back en bleu) réalisées par les sujets contrôles (*i.e.* cercles) et les patients SEDh (*i.e.* triangle) à la fois en simple tâche (*i.e.* position assise, ST, couleurs claires) et en double tâche (*i.e.* en marchant sur le tapis, DT, couleurs foncées). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. # : différences significatives entre les performances observées en 0b et en 2b. * : différences significatives d'interaction *Groupe x Tâche* (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). 135

Figure 35. A) Score d'organisation (OrgS), B) Score de variabilité (VarS), et C) Score de marche global (GAS), obtenus chez les sujets contrôles (*i.e.* cercles) et les patients SEDh (*i.e.* triangle) dans trois conditions de marche : simple tâche (bleu claire), double tâche 0-back (bleu) et en double tâche 2-back (bleu foncé). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : Différences significatives entre les trois conditions de marche spécifique ou non à un groupe (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre les groupes (SC vs SEDh). 136

Figure 36. Représentation graphique des scores obtenus pour chaque participant (Cf, Figure 33) A) en condition de simple tâche (STM) et B) en condition de double tâche exécutive (DTM_2b). Les courbes circulaires représentent les scores d'organisation. 136

Figure 37. A) Entropie échantillonnée (SampEn), et B) Synchronisation intermusculaire (SIM), obtenus par les deux groupes dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 35 pour plus de détails). 137

Figure 38. Performance cognitive (d-prime) obtenue par les sujets contrôles (*i.e.* cercles) et les patients SEDh (*i.e.* triangle) en double tâche exécutive (DTC-2b) dans quatre conditions de flux optique : flux normal (FN en bleu), flux inversé (FI en rouge), sans flux (SF en vert) et flux accéléré (FA en jaune). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. 137

Figure 39. A) Score d'organisation (OrgS), B) Score de variabilité (VarS), et C) Score de marche global (GAS) obtenus par les sujets contrôles (*i.e.* cercles) et les patients SEDh (*i.e.* triangle) dans quatre conditions de flux optique : flux normal (FN en bleu), flux inversé (FI en rouge), sans flux (SF en vert) et flux accéléré (FA en jaune) à la fois en simple tâche (*i.e.* STM, couleurs claires) et en double tâche exécutive (*i.e.* DTM-2b, couleurs foncés). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : Différences significatives entre les quatre conditions de flux optique (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). 138

Figure 40. Représentation graphique des scores obtenus pour chaque participant (Cf, Figure 33) A) en simple tâche (STM) et B) en condition de double tâche exécutive en flux accéléré (DTM_FA). Les courbes circulaires représentent les scores d'organisation. 139

Figure 41. A) Entropie échantillonnée (SampEn), et B) Synchronisation intermusculaire (SIM) obtenues par les deux groupes dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 39 pour plus de détails)..... 139

Figure 42. Plateforme motorisée HUBER 360 (LPG medical®) 148

Figure 43. Performance cognitive (d-prime) obtenue par les patients SEDh à M4 (*i.e.* cercles) et à M8 (*i.e.* triangle) ayant porté les vêtements compressifs (*i.e.* VC, couleurs foncés) ou peu-compressifs (*i.e.* VPC, couleurs transparentes) à la fois en simple tâche (*i.e.* position assise, STC, vert) et en double tâche (*i.e.* en marchant sur le tapis, DTC) avec un flux normal (*i.e.* bleu), inversé (*i.e.* rouge) et accéléré (*i.e.* jaune). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : Différences significatives entre les conditions (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre les périodes..... 150

Figure 44. Score d'organisation (OrgS) obtenu par les patients SEDh à M4 (*i.e.* cercles) et à M8 (*i.e.* triangle) ayant porté les vêtements compressifs (*i.e.* VC, couleurs foncés) ou peu-compressifs (*i.e.* VPC, couleurs transparentes) à la fois en simple tâche (*i.e.* position assise, STM, vert) et en double tâche (*i.e.* en marchant sur le tapis, DTM) avec un flux normal (*i.e.* bleu), inversé (*i.e.* rouge) et accéléré (*i.e.* jaune). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : Différences

significatives entre les conditions (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre les périodes.....	151
Figure 45. A) Score de variabilité (VarS) et B) Score de marche global (GAS) obtenus par les patients SEDh à chaque période et dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 44 pour plus de détails).....	151
Figure 46. Représentation graphique des scores obtenus par les patients SEDh ayant porté les vêtements compressifs (<i>i.e.</i> bleu) et les vêtements peu compressifs (<i>i.e.</i> rouge) à M4 (<i>i.e.</i> couleurs claires) et à M8 (<i>i.e.</i> couleurs foncés) respectivement A) en simple tâche (STM), et en condition de double tâche exécutive B) en flux normal (DTM-FN), C) en flux inversé (DTM-FI et D) en flux accéléré (DTM-FA). Les courbes circulaires représentent les scores d'organisation.	152
Figure 47. Entropie échantillonnée (SampEn) obtenue par les patients SEDh à chaque période et dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 44 pour plus de détails).....	152
Figure 48. Synchronisation intermusculaire (SIM) obtenue par les patients SEDh à chaque période et dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 44 pour plus de détails)	153

Table des tableaux

Tableau 1. Différents spectres des troubles de l'hypermobilité définis selon le résultat au score de Beighton et la présence ou non d'une atteinte musculo-squelettique. PJH : Hypermobilité articulaire Périphérique ; LJH : Hypermobilité articulaire Localisée ; GJH : hypermobilité articulaire généralisée. P-HSD : Trouble du spectre de l'hypermobilité périphérique ; L-HSD : Trouble du spectre de l'hypermobilité localisé ; H-HSD : Trouble du spectre de l'hypermobilité historique ; G-HSD : Trouble du spectre de l'hypermobilité généralisé. SEDh : Syndrome d'Ehlers-Danlos hypermobile. Tableau extrait de sedinfrance.org	79
Tableau 2. Similarité des modules (1-4) pour chaque condition (DTM-1b ; DTM-2b ; DTM-3b) à celle de référence (STM-FN et STM-OF, respectivement pour les conditions de DTM-NOF et les conditions de DTM-POF). Plusieurs indices sont mentionnés : la corrélation moyenne, l'écart-type ainsi que le pourcentage de corrélation positive ($> 0,8$).	112
Tableau 3. Propriétés fréquentielles et temporelles de la banque d'ondelettes.	132
Tableau 4. Moyenne \pm écart-type des mesures de compression (mmHg) pour les deux groupes (<i>i.e.</i> VC et VPC) réalisés en amont de la prise en charge (<i>i.e.</i> juste après la conception) sur six points anatomiques.....	147

Abbréviations

Analyse des fluctuations redressées (Detrended fluctuations analysis, DFA)
Antéropostérieur (AP)
Centre de masse (center of mass, CoM)
Centre des pressions (center of pressure (CoP)
Centre interdisciplinaire de réalité virtuelle (CIREVE)
Centres locomoteurs spinaux (ou générateurs centraux de rythme ; central pattern generators, CPG)
Corrélations à long-terme (CLT)
Corrélation linéaire (R^2)
d-prime (d')
Degré de liberté (ddl)
Double tâche (DT)
Ecart-type (Standard deviation, SD, σ)
Electromyographie de surface (EMG)
Entropie approximative (Approximate Entropy, ApEn)
Entropie échantillonnée ou sur échantillon (Sample Entropy, SampEn)
Exposant d'échelle alpha (α)
Exposant maximum de Lyapunov (Maximum Lyapunov exponent, MLE)
Exposant maximum de Lyapunov à court terme (sMLE)
Exposant maximum de Lyapunov à long-terme (lMLE ou ACI)
Fausses alarmes (FA)
Flux optique normal (Normal optic flow, NOF)
Flux optique perturbé (Perturbed optic flow, POF)
Flux optique accéléré (FA)
Flux optique congruent ou normal (FN)
Flux optique inversé (FI)
Flux optique statique ou sans flux (SF)
Goal-Equivalent Manifold (variété d'équivalence de but, GEM)
Hypermobilité articulaire généralisée (HAG)
Indice de complexité de l'attracteur (Attractor complexity index, ACI ou lMLE)
Indice NASA de la charge de travail brut (Raw NASA task load index, raw NASA-TLX)
Largeur du pas (Width, W)
Largeur à mi-hauteur (Full width at half maximum, FWHM)
Moyen glutéal (Gluteus medius, Gmed)
Médiolatéral (ML)
Mémoire de travail (Working memory, WM)
Non-negative matrix factorisation (NNMF)
Paramètres spatio-temporels de la marche (PST)
Patients atteints du syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile (Patients SEDh)
Pente de la ligne de régression des moindres carrés (Slope of least-squares regression line, M)
Performance en double tâche cognitive (DTC)
Performance en double tâche de marche (DTM)
Performance en simple tâche cognitive (STC)
Performance en simple tâche de marche (STM)
Position latérale du corps ou placement latéral des pieds (z_B)
Principe d'intervention minimum (PIM)
Rapport de variance (Variance ratio, VR)
Score d'organisation (Organization score, OrgS)
Score de variabilité (Variability score, VarS)

Score de marche global (Global ambulation score, GAS)
Simple tâche (ST)
Soléaire (Sol)
Stabilité locale dynamique (Local Dynamic Stability, LDS)
Syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile (SEDh)
Synergie musculaire ou module musculaire (SM)
Système Nerveux Central (SNC)
Tâche de 1-back (1b)
Tâche de 2-back (2b)
Tâche de 3-back (3b)
Temps de réaction (TR)
Théorie des systèmes dynamiques (TSD)
Théorie du contrôle hiérarchique (TCH)
Trouble du spectre de l'hypermobilité (Hypermobility spectrum disorders, HSD)
Trouble du spectre de l'hypermobilité généralisé (G-HSD)
Uncontrolled manifold (UCM)
Variable élémentaire (VE)
Variable du résultat (VR)
Vêtements compressifs (VC)
Vêtements peu compressifs (VPC)
Vitesse de marche préférée (Preferred walking speed, PWS)
Vitesse du pas (V)

« C'est de l'activité permanente du corps qu'émerge
le sens du monde »,
Francisco Varela (1991)

« Le mouvement émerge de l'interaction des contraintes de
la tâche, de l'organisme et de l'environnement »
Newell et al. (1986)

« Ce qui fait la complexité du problème, c'est le grand nombre de choses
élémentaires qu'il faut appréhender ! »
Didier Hallépée (2014)

« Le tout est plus que la somme des parties qui le composent »
Edgar Morin (1990)

« La complexité est un défi que l'esprit doit et peut relever »
Edgar Morin (2003)

« Découvrir le monde, c'était entrer dans la complexité. »
Boualem Sansal (2015)

1 INTRODUCTION

Qui n'a jamais trébuché en marchant et s'est demandé comment il avait fait pour ne pas tomber ? Etant de nature maladroite, je me suis longtemps posé cette question sans réellement chercher de réponses. Ces réponses m'ont été apportées lors de mes études en STAPS à travers la présentation des différents adages et citations susmentionnés qui ont modifié ma façon de percevoir le monde et de comprendre le mouvement. Finalement, ces adaptations et nos comportements au sens large sont complexes et résultent des relations systémiques, des interactions qui lient les différents éléments d'un système (*i.e.* sous-systèmes) et les contraintes qui s'y appliquent. La discipline qui cherche à définir les lois qui régissent les interactions entre le système nerveux central (SNC), le reste du corps et l'environnement pendant les mouvements biologiques se nomme le contrôle moteur (Juras & Latash, 2021). Dans ce cadre, l'apport de la théorie des systèmes dynamiques fut essentiel en soutenant l'intérêt fondamental de considérer l'impact de l'environnement et de sa complexité dans la réalisation d'un mouvement.

En effet, nous vivons dans un monde complexe qui peut être fluctuant et imprédictible. Celui dans lequel nous marchons est rempli de terrains présentant différentes aspérités intégrant des sols lisses, glissants, mous, irréguliers que nous devons régulièrement traverser. Il y a également des objets fixes et mobiles tels que des panneaux de signalisation, des bancs, des voitures et des piétons dont il faut tenir compte pour éviter une collision et prévenir une blessure potentielle. Afin de pouvoir s'adapter dans ces environnements, les systèmes biologiques dont le système locomoteur présentent des dynamiques non-linéaires complexes. Dans ce cadre, plusieurs étapes successives et coordonnées sont réalisées et dépendent d'une interaction complexe entre plusieurs systèmes biologiques tels que les systèmes nerveux et musculosquelettique. À cette fin, la locomotion humaine repose sur un réseau cérébral étendu avec des aires sensorimotrices corticales contrôlant l'initiation de la marche, des structures sous-corticales assurant la régulation de la marche et des réseaux spinaux auto-organisés générant la rythmicité et l'automatisme de celle-ci. Ces différents mécanismes permettent de gérer l'abondance motrice à travers le contrôle de plusieurs articulations et groupes musculaires. Ainsi, les individus présentent une capacité fiable et stable de marcher mais pas toujours constante (*i.e.* variable) afin de répondre efficacement et en toute sécurité à l'environnement dans lequel ils évoluent. En effet, le système doit être capable d'émettre de la variabilité afin d'adapter les fluctuations d'une foulée à l'autre (*i.e.* d'être flexible) en fonction du contexte et des contraintes qui s'appliquent sur lui continuellement tels que des entrées sensorielles externes (*e.g.* obstacles) ou des tâches internes exigeantes sur le plan cognitif. En ce sens, il est nécessaire de distinguer la variabilité néfaste à la performance et considérée comme un bruit

physiologique de la variabilité dite fonctionnelle associée à la complexité. Des modèles statistiques permettent de distinguer l'utilisation de ces deux types de variabilités. Ces modèles suggèrent que le SNC fonctionne sur la base de synergies à la fois motrices et musculaires afin de simplifier le contrôle (réduction de la dimensionnalité). De même, ils prônent que le SNC corrige seulement les déviations qui affectent négativement la performance de la tâche et ignore les variations qui ne l'affectent pas en tirant profit de l'abondance motrice. Ainsi, tant que les contraintes de la tâche ne nécessitent pas l'intervention du SNC, le système fonctionne sur la base des processus d'auto-organisation complexes. Cependant, peu de choses sont connues sur le coût cognitif associé à ces stratégies de contrôle dans des contextes particuliers (e.g. perturbation ou déficit sensoriel).

Le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile (SEDh) représente un cadre d'étude privilégié pour y répondre puisque ces patients souffrent d'un déficit proprioceptif compensé par une plus forte dépendance à l'égard du champ visuel. La symptomatologie associée à ce syndrome est très vaste et polymorphe dont les troubles de la proprioception constitueraient le principal facteur altérant l'autonomie fonctionnelle de ces patients. Cela se traduit par une marche moins fonctionnelle qui serait plus coûteuse en ressources attentionnelles. En ce sens, la question du coût cognitif associé au contrôle de la locomotion chez ces patients semble essentielle. D'autant plus que la marche de ces patients a été caractérisée seulement en termes de stationnarité et non de variabilité et de complexité. Or, c'est la combinaison de ces différentes mesures qui permet de définir fidèlement les stratégies de contrôles adoptées et la flexibilité. Par ailleurs, les erreurs de diagnostics relatifs au manque de connaissance et de compréhension actuelle sur la pathologie conduisent à la prise de décisions thérapeutiques inadaptées. La prise en charge par le biais de vêtements compressifs (VC) a montré des résultats cliniques prometteurs dans le soutien des articulations lâches et l'apport proprioceptif supplémentaire. L'hypothèse neurophysiologique sous-jacente serait que le port des VC associé à des séances de rééducation proprioceptive permettraient d'intégrer les informations proprioceptives en partie retrouvées et moduleraient *de facto* le poids des autres modalités sensorielles dans le contrôle moteur (visuodépendance atténué)

Ainsi, les objectifs de ce travail de thèse étaient de (1) déterminer l'implication de la cognition dans le contrôle de la marche chez le jeune adulte sain lorsqu'il est soumis à un environnement visuel déstabilisant, (2) caractériser l'impact du déficit proprioceptif relatif au SEDh sur les stratégies de contrôle dans un contexte où la fiabilité des informations visuelles est manipulée, et (3) démontrer les bénéfices d'une suppléance proprioceptive (*i.e.* port des vêtements compressifs) au cours de la prise en charge de ces patients sur ces stratégies.

2 CADRE THEORIQUE

2.1 Vers une approche intégrée du contrôle moteur

2.1.1 Théories du contrôle moteur

Le mouvement humain est le langage du corps utilisé pour interagir avec l'environnement (Lemos Fonseca et al., 2020 ; Ruder, 2021). C'est un aspect fondamental de la vie. Il se définit comme la variation des positions du corps initiée par différents paramètres telles que la vitesse ou l'amplitude des déplacements des segments (Paillard, 1976 ; 2016). A travers cette définition, nous sommes, ainsi, capables de produire un nombre de comportements moteurs infini. En effet, un mouvement peut être simple, réalisé de façon autonome ou, à l'inverse, être hautement coordonné par des organisations musculo-squelettiques complexes. Il est donc nécessaire de comprendre comment ces derniers sont réalisés avec précision pour aboutir à de nouveaux comportements, les modifier ou les adapter pour faire face à de nouvelles conditions de réalisation (Fleury et al., 2019). Ainsi, les recherches dans le domaine du contrôle moteur visent à comprendre comment un mouvement est produit et régulé (Gouelle et al., 2021), et intègrent ainsi l'ensemble des opérations qui observent le déroulement de l'action et comparent le produit de l'action avec le but visé (Kerlirzin et al., 2009). D'après Massion (1997), il est possible de distinguer trois types de mouvements : a) les mouvements réflexes qui sont intimement liés au stimulus. Ici, c'est la stimulation qui va entraîner une réponse directe comme lors du réflexe myotatique ; b) les mouvements automatiques, qui, quant à eux, possèderaient un déroulement stéréotypé et reproductible (respiration) qui ne nécessitent pas ou peu de conscience et ne sont pas dépendants du stimulus ; c) les mouvements volontaires (ou intentionnels) qui, contrairement aux précédents, impliquent davantage les structures corticales. Ce type de mouvement présente une hiérarchie descendante (top-down) puisqu'il est transmis du système nerveux central vers les effecteurs. Massion (1997) définit cinq processus qui permettent le mouvement volontaire : a) l'*intention* dont la fonction est d'identifier un but de l'action et qui est modulée par divers processus internes (émotions, motivation, etc.) ; b) la *planification* qui vise à sélectionner la réponse à donner ; c) la *programmation* qui va choisir les muscles à mobiliser pour répondre au mouvement décidé à l'étape précédente (sélection d'un programme moteur) ; d) l'*exécution* dont la fonction est de coder un mouvement volontaire en interprétant le programme moteur reçu et de l'envoyer aux motoneurones alpha de la moelle épinière et (e) le *mouvement* lorsque l'information sera arrivée jusqu'aux muscles (**Figure 1**).

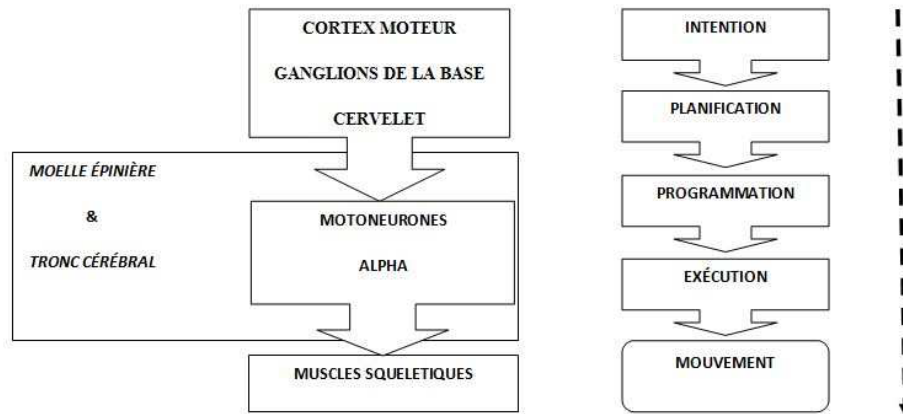


Figure 1. Organisation hiérarchique du mouvement volontaire (Masson, 1997)

Récemment, Levin & Piscitelli (2022) ont indiqué que « le contrôle n'est pas simplement la production de forces musculaires, mais plutôt les processus qui sous-tendent la production de forces ». Il est important de considérer que la production de forces se produit dans différentes conditions environnementales et sensorielles, en fonction du contexte dans lequel l'action est réalisée, et sous réserve de contraintes biomécaniques, environnementales et contextuelles. En ce sens, l'International Society of Motor Control (ISMC) a adopté la définition suivante du contrôle moteur : « un domaine de la physique qui explore les lois de la nature définissant comment le système nerveux interagit avec les autres parties du corps et l'environnement pour produire des actions intentionnelles et coordonnées » (<https://i-s-m-c.org>). Actuellement, il n'existe pas de théorie unifiée du contrôle moteur.

2.1.1.1 Théorie cognitiviste

Le premier cadre d'étude du contrôle moteur est dérivé du domaine de la cybernétique en particulier du traitement de l'information (Fitts & Peterson, 1964 ; Shannon & Weaver, 1949 ; Slifkin & Newell, 1998). Cette approche appelée cognitiviste était fondée sur l'analogie établie entre l'ordinateur (une machine physique calculant des informations) et le cerveau (une machine biologique calculant des informations) (Varela et al., 1989). Cette approche suppose que le SNC produit la force musculaire par l'activation directe des muscles à partir des centres cérébraux supérieurs (Levin & Piscitelli, 2022). Ainsi, tout mouvement serait exécuté par un contrôleur (*i.e.* le SNC) dont le rôle est d'intégrer les informations recueillies dans l'environnement et de communiquer un plan d'action au système moteur du corps (Schmidt, 1975, 2003). D'après ce modèle, une bonne performance est une performance reproductible lorsque le contexte est constant, et la variabilité est préjudiciable et nuisible à la performance (Davids et al., 2003 ; Newell, 1991). Il faut préciser que ce modèle s'intéresse au résultat (*i.e.* à la réussite) de la tâche donc principalement à la performance motrice en tant que telle. Toute déviation (*i.e.* variabilité) vis-à-vis

de la performance « réussie » étaient considérées comme des perturbations indésirables à la performance, à du bruit (Newell & Corcos, 1993). Ainsi, l'invariance du mouvement est interprétée comme l'ordre naturel du système biologique et la variabilité reflète l'incapacité physiologique à produire et à réguler un mouvement (Gouelle et al., 2021). Au fur et à mesure de la pratique (*i.e.* apprentissage), la prédiction des erreurs serait graduellement éliminée tandis que la précision et l'efficacité du mouvement seraient optimisés. Pourtant, une importante variabilité est présente au sein des mouvements exécutés par des experts qui provient à la fois de processus physiologiques internes (*e.g.* gènes, canaux ioniques, transmission neuromotrice, niveau de contrôle) et de l'environnement (*e.g.* adversaires, partenaires dans les sports d'équipe, conditions météorologiques dans les sports de plein air) (Müller & Sternad, 2004 ; Stergiou & Decker, 2011).

2.1.1.2 Théorie des systèmes dynamiques

Le modèle traditionnel computationnel du mouvement invariant présente certaines limites (Bartlett et al., 2007 ; Oomen et al., 2022). La principale limite est justement la non-prise en compte du rôle de l'environnement (Mégrot, 2002). Pour pallier cette vision réductionniste du contrôle moteur, plusieurs théories se sont développées en particulier la **théorie des systèmes dynamiques** (*TSD* ; Davids et al., 2003 ; Glazier et al., 2003 ; Haken et al., 1985 ; Kelso, 1995 ; Thelen & Smith, 1994) et la **théorie écologique** (Gibson, 1979, 1986 ; Warren, 2006). Ces deux approches sont comparables d'un point de vue épistémologique en soutenant l'intérêt fondamental d'intégrer l'environnement dans la compréhension d'un mouvement. En ce sens, le système nerveux central n'est plus considéré comme l'élément clé à la réalisation d'un mouvement (Shaw, 2003). D'une part, l'approche écologique s'intéresse principalement au domaine de la psychologie. Elle intègre la perception et l'action comme deux entités systémiques qui sont entrelacées (Gibson, 1966 ; Stoffregen et al., 2007). Ainsi, c'est la façon dont la perception et l'action sont organisées pour atteindre un objectif donné qui importe. D'autre part, l'approche dynamique, également appelée théorie du chaos, est davantage centrée sur l'organisation motrice (Mégrot, 2002).

La « théorie du chaos » est l'étude des systèmes dynamiques non-linéaires (Denton et al., 1990 ; Levy, 1994). Un système peut se définir comme un « ensemble structuré dont les éléments sont interdépendants et forment un tout organisé » (Morfaux, 1980) tandis que la dynamique fait référence aux phénomènes évoluant dans le temps (Hirsch, 1984 ; Thelen & Smith, 1994). Un système dynamique possède à la fois une caractéristique causale et une autre déterministique. Ainsi, l'état actuel ou futur pris par un système peut être déduit à partir des précédentes valeurs de celui-ci. Il existe des systèmes chaotiques linéaires et non-linéaires. Dans les systèmes dynamiques linéaires, les causes et les effets sont proportionnels (Mégrot, 2002). Ainsi, une légère modification d'un paramètre en entrée mènera à des petites modifications en sortie alors que dans un système

non-linéaire, une petite modification peut entraîner un grand effet (Stergiou, 2016). C'est ce que l'on appelle la sensibilité aux conditions initiales et se réfère à l'effet papillon mis en avant par Lorenz (1972). Cette forte sensibilité aux conditions initiales est une des caractéristiques de la complexité inhérente aux systèmes dynamiques non-linéaires. Elle rend difficile la prévision de son état futur à court terme et impossible à long-terme.

Bien que les définitions, conceptualisations et quantifications de la complexité soient nombreuses (Ducharme, 2017), l'idée principale qui émerge est que dans ces systèmes, le tout est plus que la somme des parties qui le compose. Ce sont les nombreuses interactions entre les composants d'un système qui expliquent sa complexité et son degré d'imprédictibilité (Burggren & Monticino, 2005). De plus, l'ensemble des éléments en interaction sont coordonnés autour d'un objectif spécifique (de Rosnay, 1975 ; Stergiou, 2016) à partir duquel émerge une organisation voire une auto-organisation des différents composants. L'auto-organisation réduit la complexité d'un système à partir de la formation d'un patron organisé qui ne nécessite pas de processus externe (Haken, 1983). Au cours du temps, elle se traduit par l'émergence de modes d'organisations collectifs en réponse aux interactions internes des composants d'un système qui poursuivent un même objectif (Zanone & Kelso, 1997). Les propriétés d'émergences sont les propriétés d'un système qui ne peuvent pas être déduites directement ou de manière additive en examinant ses composants (Cohen et al., 2022). Finalement, la complexité c'est l'impossibilité de simplifier. L'auto-organisation, l'émergence, la sensibilité aux conditions initiales ont toutes été mises en évidence dans la littérature propre aux sciences du mouvement (Haken et al., 1985 ; Kelso, 1984 ; Komar et al., 2015 ; Kugler et al., 1980). Par conséquent, la recherche sur le mouvement humain doit adopter une approche holistique du problème, car « le sujet (organisme / corps) dans sa structure biologique est un système ouvert qui, en interaction avec l'environnement, apprend et s'adapte » (Di Domenico et al., 2019).

C'est en partant de ce postulat que la théorie des systèmes dynamiques (TSD) a fourni une explication alternative à l'approche cognitiviste. Elle a proposé que les fluctuations dans un mouvement soient une conséquence de l'auto-organisation afin de permettre la poursuite d'un objectif spécifique (Buzzi & Ulrich, 2004). Ainsi, la TSD considère la variabilité non pas comme une erreur mais comme fonctionnelle puisqu'elle permettrait de répondre favorablement à une tâche (Robins et al., 2006). En effet, cette variabilité pourrait être bénéfique à un système, lui procurant la capacité de s'adapter aux contraintes changeantes (Buzzi et al., 2003 ; Riley & Turvey, 2002). Le concept de contrainte a un rôle central dans l'explication de la coordination, car les contraintes « jouent le rôle de mécanismes causaux dans les systèmes complexes » (Riley et al., 2011). D'après Newell (1986), le mode de coordination observé chez l'homme (le *comportement* ou

mouvement) émerge spontanément des contraintes liées à la tâche, à l'organisme et/ou à l'environnement (**Figure 2**). Par exemple, dans le cadre du contrôle postural, la coordination peut être réalisée par un patient ayant des troubles vestibulaires (organisme), sur un sol en mousse (environnement) et en condition de double-tâche (tâche). Ainsi, le système devra nécessairement s'auto-organiser au travers de ces trois types de contraintes pour produire un comportement adapté et choisir la solution la plus stable dans ce contexte. La stabilité fait référence soit à la capacité de maintenir un modèle de coordination spécifique malgré des perturbations soit à celle de revenir rapidement au modèle de coordination initial (Gouelle et al., 2021). Selon cette approche, le système nerveux central ne produit pas de solutions optimales uniques aux problèmes typiques de redondance, mais facilite des familles de solutions également capables de résoudre la tâche avec une précision acceptable (Latash, 2016 ; Loeb, 2012 ; Simon, 1982). Un tel processus d'auto-organisation permet au système de faire l'économie du contrôle de ses nombreux degrés de liberté en adoptant des modes de coopérations préférentiels conditionnés par les contraintes en interaction qui s'appliquent sur lui (Camazine et al., 2001). La tâche est considérée comme la contrainte la plus importante dans la mesure où elle régule directement les réponses disponibles (Clark, 1995 ; Davids et al., 2003).

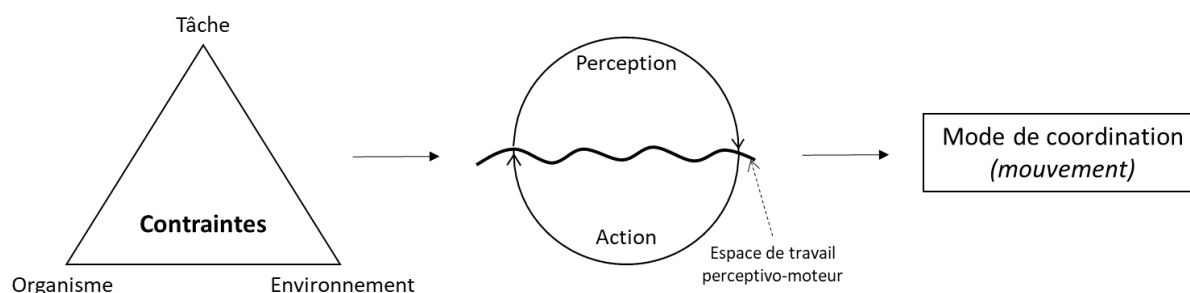


Figure 2. Modèle des contraintes de Newell (1986) permettant de comprendre l'adoption d'un mode de coordination spécifique repris par Newell & McDonald (1994) pour y intégrer une référence complémentaire de l'approche écologique. Le mouvement émerge de l'interaction des contraintes de la tâche, de l'organisme et de l'environnement. Et, ces contraintes impliquent le cycle Perception-Action lié à travers une relation systémique. Figure adaptée de Newell & McDonald (1994).

2.1.1.3 Approche intégrée

Par la suite, d'autres concepts se sont développés en considérant que le mouvement émane de la coordination et de l'auto-organisation entre les différents composants d'un système. La plupart de ces concepts s'entremêlent et ont repris certains concepts initialement associés à l'approche cognitiviste. Par exemple, le modèle théorique du contrôle hiérarchique (Todorov et al., 2018) combine à la fois la TSD et des approches davantage cognitivistes à savoir la théorie du contrôle optimal et celle par rétroaction optimale. Premièrement, la **théorie du contrôle optimal** postule que le SNC adapterait chaque coordination à la solution minimisant le coût (Todorov et Jordan, 2002 ; Todorov, 2014). Par exemple, le SNC sélectionnerait le schéma d'activation

musculaire qui minimise le coût parmi toutes les solutions efficaces permettant de répondre à la tâche (Sartori et al., 2017 ; Avrillon, 2019). Cette régulation est possible grâce à l'intégration des afférences sensorielles. Deuxièmement, le **contrôle par rétroaction optimal** quant-à-lui décrit la planification et l'exécution du mouvement du système moteur comme un processus de contrôle dans lequel la rétroaction est optimisée pour la réussite de la tâche (Diedrichsen et al., 2010 ; Oomen et al., 2022). Dans ce modèle, l'estimation de l'état actuel est basée sur les propriétés du corps et de l'environnement (Dingwell et al., 2004). Ainsi, les lois de contrôle par rétroaction sont sélectionnées en fonction des contraintes de la tâche effectuée et du principe d'optimisation. En ce sens, le modèle **théorique du contrôle hiérarchique** (TCH) distingue, d'un côté, un contrôle de haut niveau qui adhère au **principe d'intervention minimum** (PIM) et un processus d'auto-organisation de bas niveau pour gérer les objectifs de la tâche. Le PIM suggère que le système nerveux ne devrait corriger que les déviations qui affectent négativement la performance de la tâche et ignorer les variations qui ne l'affectent pas (Todorov, 2004 ; Todorov & Jordan, 2002). Ainsi, tant que les contraintes de la tâche ne nécessitent pas l'intervention du contrôleur, le système fonctionne sur la base des processus d'auto-organisation complexes (Garofolini et al., 2022). En s'appuyant sur des concepts provenant des approches cognitivistes et dynamiques, ce modèle intégré permet de considérer la présence dans le mouvement humain de variabilité relative au bruit physiologique et de la variabilité fonctionnelle et adaptative (Hausdorff, 2007).

2.1.2 Variabilité, un concept multifacette

Dans notre champ, la variabilité du mouvement humain peut être décrite comme des variations normales qui se produisent dans la performance motrice à travers des répétitions multiples d'une tâche (Stergiou et al., 2006) réalisée dans des conditions similaires (Newell & Slifkin, 1998). La variabilité est inhérente à tous les systèmes biologiques et reflète les variations à la fois dans l'espace et dans le temps et sont facilement observables (Komar et al., 2015 ; Sternad, 2018). Par exemple, quand on souhaite rester immobile, en réalité nous bougeons autour du centre d'équilibre (Vierordt, 1862). Finalement, cette variabilité peut être définie comme intra-essai (*e.g.* la variabilité de la position du centre de pression dans le temps en position debout ; Riley & Turvey, 2002), inter-essai (*e.g.* la variabilité de la coordination du genou et du coude avant et après un programme d'entraînement donné ; Komar et al., 2014), ou inter-sujet (*e.g.* la variabilité des schémas de coordination de joueurs de football ayant différents niveaux d'expertise ; Chow et al., 2008). En considérant la variabilité à tous ces niveaux, il semble peu probable que les actions dirigées vers un but puissent montrer des résultats parfaitement reproductibles lors d'exécutions répétées (Abd et al., 2021). En fait, il est important de distinguer la variabilité du résultat et la variabilité des différents composants qui amènent au résultat (Müller & Sternad, 2004). En effet, les variations permettraient

d'exploiter les nombreuses solutions offertes par l'abondance motrice afin de produire un mouvement équivalent au lieu de répéter une solution unique pas nécessairement adaptée à de potentielles nouvelles contraintes externes (Chaisanguanthum et al., 2014 ; Dhawale et al., 2017 ; Koch et al., 2020 ; Vidal & Lacquaniti, 2021).

2.1.3 Redondance et abondance motrice

Le corps humain contient approximativement 244 degrés de liberté, actionnés par environ 630 muscles squelettiques (Prilutsky & Zatsiorsky, 2002). Ainsi, il existe une infinité de configurations articulaires et musculaires pour réaliser un mouvement donné. C'est pourquoi le corps humain est dit *redondant*. La mobilisation de plusieurs segments osseux, et donc de plusieurs articulations, requiert la gestion d'un nombre important de degrés de liberté (ddl). En règle générale, les ddl individuels sont en plus grand nombre que les paramètres à contrôler pour réaliser une tâche donnée, si bien que de nombreuses combinaisons de ces ddl permettent de réaliser la tâche de façon équivalente (*équivalence motrice* ou *équifinalité* ; Bernstein, 1967). Par exemple, une simple tâche de pointage du doigt vers une cible va nécessiter de coordonner une dizaine d'articulations du membre supérieur pour un nombre total cumulé de 17 ddl. Ainsi, pour une position unique du doigt, de nombreuses combinaisons d'angles articulaires du membre supérieur peuvent être adoptées (**Figure 3** ; Cusumano & Cesari, 2006). Ainsi, la redondance est simplement une conséquence mathématique du fait que l'espace défini par les coordinations permettant de répondre favorablement à une tâche a une dimensionnalité beaucoup plus grande que l'espace des variables nécessaires pour définir la tâche elle-même (Cusumano & Dingwell, 2013 ; Decker et al., 2013).

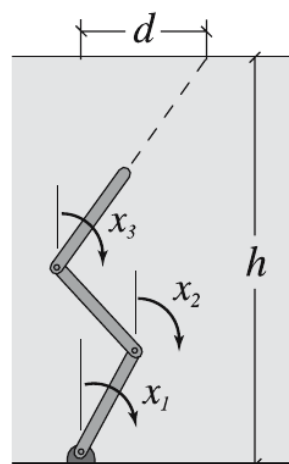


Figure 3. Diagramme d'une tâche de visée à trois segments. Dans cet exemple, le vecteur d'état du système résulte des trois angles articulaires, $\mathbf{x} = (x_1, x_2, x_3)$. De nombreuses combinaisons de ces angles permettent de répondre au but de la tâche qui est défini par la cible d (Cusumano & Cesari, 2006).

Initialement, cette redondance a été considérée comme un problème par les théoriciens (problème de Bernstein). Bernstein (1967) fut le premier à proposer une théorie permettant de répondre à ce problème fondamental. Selon lui, le système nerveux n'est pas en capacité de contrôler et réguler le mouvement en agissant sur chaque composant (muscles, articulations) de façon unitaire. Afin de simplifier ce contrôle et réduire le nombre de ddl régulés par le SNC, il a proposé l'existence de synergies entre les systèmes impliqués (*i.e.* paramètres contrôlés). Par exemple, au niveau musculaire, cela suggère l'activation orchestrée de groupes de muscles fonctionnellement liés plutôt qu'une activation indépendante (*i.e.* synergies musculaires, d'Avella et al., 2003). Par conséquent, Bernstein a fait émerger l'idée fondamentale que, pour produire une réponse stable, l'être humain doit être en mesure d'organiser et de structurer ses comportements à la fois dans le temps et l'espace. Ainsi, les mouvements sont préparés et contrôlés mais également synchronisés (Martin et al., 2009). Cette synchronisation est essentielle à la coordination des différents éléments du système (Schöner, 2002 ; Warren, 2006). Une difficulté centrale du contrôle moteur provient de la prise en compte de cette synchronisation car la préparation, le timing et le contrôle des mouvements sont étroitement et mutuellement couplés. La grande redondance du système musculo-squelettique, associée à la diversité morpho-fonctionnelle inter-sujet (*e.g.* taille, masse, forme), rend impossible le fait que deux individus aux morphologies différentes adoptent la même configuration posturale pour la même tâche dans des circonstances identiques. De même, une performance ne peut jamais être reproduite à l'identique par un même individu. Si un individu tente de répéter deux fois le même effort, les deux actions ne seront jamais identiques même chez des experts (Chaisanguanthum et al., 2014 ; van Emmerik et al., 2016). Bernstein (1967) a utilisé l'expression de « répétition sans répétition », où chaque répétition d'un acte implique des schémas neuronaux et moteurs uniques et non répétitifs. Ainsi, la variabilité est intrinsèque à tous les systèmes biologiques et le système moteur n'en déroge pas (Komar et al., 2015). En raison de la variabilité observée à tous les niveaux des systèmes biologiques, Profeta & Turvey (2018) considèrent que « l'hétérogénéité est la règle, et non l'exception ». Dans ce cadre, la variabilité renvoie aux notions de flexibilité et d'adaptabilité ; elle permet de répondre de différentes façons à une tâche donnée en fonction du contexte de réalisation et des différentes contraintes appliquées au système. En ce sens, pour ne plus assimiler la redondance et la variabilité à un problème à résoudre mais au contraire à ces aspects fonctionnels, Gelfand et Latash (1998) ont proposé d'utiliser le terme *d'abondance* plutôt que de redondance motrice. Par la suite, Scholz & Schöner (1999) ont développé un modèle statistique permettant de représenter cette question d'abondance motrice dans un espace de faible dimension.

2.1.4 Réduction de dimensionnalité

2.1.4.1 *Uncontrolled Manifold*

L'approche de l'*Uncontrolled Manifold* (UCM, Latash et al., 2002 ; Scholz & Schöner, 1999 ; Schöner & Scholz, 2007) postule que les collaborations entre les sorties des différents composants moteurs peuvent être organisées de sorte à ce que leur variance soit limitée à un sous-espace (un UCM) dans l'espace d'état. Finalement, toutes les combinaisons des variables d'états ou variables élémentaires (*i.e.* l'abondance motrice) définissent cet espace et correspondent à l'exécution parfaite de la tâche (Yamagata et al., 2019). Dans ce cadre, le SNC contrôle les ddl pertinents pour la tâche et laisse les autres ddl non contrôlés. L'UCM suggère que le contrôle des variables de performance essentielles parmi les répétitions d'une tâche est réalisé en tirant profit de l'abondance motrice disponible plutôt qu'en optant pour une solution unique au problème d'organisation. L'interprétation s'appuie sur les modèles de la TCH et du PIM. Ainsi, tant que le système ne quitte pas l'UCM, le contrôleur hiérarchiquement supérieur (le SNC) n'a pas besoin d'intervenir et le système de variables élémentaires n'a pas besoin d'être contrôlé (Stergiou & Decker, 2011). A l'inverse, si le système s'écarte de l'UCM (*i.e.* erreur dans la variable de performance) alors le contrôleur peut intervenir et produire une correction (Latash, 2008). C'est pourquoi, il est défini comme étant « uncontrolled » car le contrôle de la variabilité n'est pas jugé nécessaire tant que les variables élémentaires (*e.g.* angles articulaires) préservent la variable de performance (*e.g.* tâche de pointage) (Papi et al., 2015 ; Scholz & Schöner, 1999).

Cette approche a été appliquée à de nombreuses pratiques impliquant les membres supérieurs tels que le tir au pistolet fictif (Scholz et al., 2000), le tir à l'arc (Serrien et al., 2018) ou les membres inférieurs notamment la danse (Wang et al., 2019), la posture (Hsu et al., 2007) et la marche humaine (Krishnan et al., 2013 ; Monaco et al., 2018 ; Papi et al., 2015 ; Rosenblatt et al., 2015). Appliquée à une tâche de tir au pistolet fictif, Scholz et al. (2000) ont démontré que le mouvement multi-articulé du tir était stabilisé à partir de nombreuses combinaisons des rotations articulaires du membre supérieur (*i.e.* leur variabilité). Ainsi, le SNC exploite l'abondance motrice afin de stabiliser et préserver la variable de performance. De plus, afin d'explorer les changements de coordinations motrices qui les accompagnent, elle a été appliquée et a permis de différencier des populations vieillissantes (Decker et al., 2012) ou pathologiques (Hammerbeck et al., 2017 ; Levin et al., 2016 ; Levin & Piscitelli, 2022 ; Shaikh et al., 2014) de sujets sains. En effet, une réduction du nombre de combinaisons possibles (*i.e.* de ddl disponibles) était observée dans ces populations pour répondre à une tâche. Ainsi, cela impacterait la capacité de ces individus à adapter leur mouvement ; les empêchant de réaliser efficacement une tâche dans diverses conditions.

Pour illustrer le modèle UCM, il est nécessaire de distinguer la variabilité à différents niveaux. D'une part, il y a la variabilité au niveau de la localisation finale du mouvement (*i.e.* le résultat ou la performance) qui sera décrit par une variable du résultat (VR). D'autre part, la variabilité au niveau des variables (d'états) qui décrivent l'exécution du mouvement, appelées variables élémentaires (VE, angles articulaires, etc.). La variabilité de la VE peut être bénéfique puisqu'elle assure une coordination, une répartition des charges sur plusieurs structures et permet d'être flexible et adaptable. Par exemple, c'est le cas de la longueur (ou largeur) du cycle lors d'une foulée de course (Hamill et al., 2012 ; Möhler, 2022). A l'inverse, la variabilité de la VR (théoriquement constante) peut, dans une certaine mesure, nuire au résultat et doit être contrôlée (Müller & Sternad, 2004). Finalement, si une variable élémentaire fait dévier la performance d'un état désiré, une autre répond en ramenant la performance à cet état, stabilisant ainsi la performance (Furuki & Takiyama, 2019 ; Krishnan et al., 2013). Ainsi, l'UCM évalue la façon dont les variations de tous les ddl qui contribuent à la performance (VE) covarient afin de produire une sortie cohérente et stable dans une VR (Rosenblatt & Hurt, 2019). Cela confirme le rôle fonctionnel de la variabilité motrice pour s'adapter (Caballero et al., 2019). De façon plus conventionnelle et liée à sa représentation graphique, la variabilité qui permet de maintenir la VR constante est appelée variabilité parallèle à l'UCM (V_{UCM}) tandis que la variabilité qui modifie la VR est appelée variabilité orthogonale (V_{ORT}) à l'UCM (Scholz & Schöner, 1999). Si la quantité de V_{UCM} est supérieure à la quantité de V_{ORT} , l'hypothèse de contrôle sur la VR choisie est acceptée (Latash et al., 2007 ; Scholz & Schöner, 1999). Cela indique une plus grande flexibilité ce qui permet de s'adapter plus facilement aux circonstances changeantes (*e.g.* fatigue, exécution de tâches secondaires). Cette « bonne » variabilité est dite reconnaissante de l'UCM et est aussi appelée signature UCM (Martin et al., 2019). Dans ce cas, on dit que la variable de résultat est stabilisée par une synergie motrice (Latash et al., 2007) dont la force est reflétée par l'indice de synergie (IS). Cet indice est calculé de la façon suivante $(V_{UCM} - V_{ORT})/V_{TOT}$, où V_{TOT} est la variance totale (Vaz et al., 2019). A l'inverse, si $V_{UCM} < V_{ORT}$, cela indique une stéréotypie et une capacité réduite à tirer profit de l'abondance motrice.

Une limite associée à ce modèle est que la méthode UCM ne tient pas compte des fonctions de la tâche (Grover et al., 2022 ; Martin et al., 2009). Sur ce constat, l'approche du GEM (*Goal-Equivalent Manifold*) a été formulée pour étendre l'approche UCM à l'équivalence motrice (Dingwell et al., 2010 ; Scholz & Schöner, 2014). Dans le GEM, le « *manifold* » représente les combinaisons des variables d'états mais, contrairement à l'UCM, il est également décrit comme fonction de but de la tâche (Cusumano & Cesari, 2006). Finalement, afin de tirer profit des principes d'abondance et d'équivalence motrice, il « suffit » au système nerveux central de satisfaire à certaines fonctions mathématiques, dont les solutions répondent au but de la tâche dans l'espace défini par les variables

d'état ou variables élémentaires (Todorov & Jordan, 2002 ; Cusumano & Cesari, 2006 ; Liu & Todorov, 2007). Le cadre GEM permet donc de distinguer les propriétés « passives » (*i.e.* non-pertinentes) de celles « actives » (*i.e.* pertinentes) dans une tâche donnée.

Il a été défini et appliqué à des tâches de marche notamment chez des personnes âgées (Decker et al., 2012) mais également dans des tâches de levée (Sedighi & Nussbaum, 2019). Par exemple, Decker et al. (2012) ont démontré que le vieillissement réduisait l'abondance locomotrice. En pratique, pour définir la relation entre les variables, il est courant d'imposer une contrainte à la tâche comme un rythme constant (tapis roulant à vitesse fixe, métronome). En ce sens, Dingwell & Cusumano (2010) ont utilisé un tapis à vitesse fixe. Tout individu marchant sur tapis roulant doit adopter une vitesse de marche quasi équivalente à celle du tapis via l'ajustement de ses paramètres de cycle (*i.e.* longueur et durée d'enjambée). La stratégie la plus simple pour y parvenir est de maintenir la vitesse de marche constante à chacune des enjambées (*i.e.* fonction de but), ce qui peut être accompli par différentes combinaisons de longueur et de durée d'enjambée (*i.e.* variables d'état). Dans l'espace d'état défini par les deux précédentes variables, les solutions à cette fonction de but apparaissent sous la forme d'une ligne ou variété d'équivalence de but (*i.e.* GEM ; **Figure 4**). Les données expérimentales ont tout d'abord montré que les solutions longueur/durée d'enjambée adoptées par l'individu se concentraient davantage le long de cette variété plutôt que dans la composante orthogonale à cette dernière (*i.e.* nuage de points allongé le long du GEM). De plus, une analyse fractale (*i.e.* persistance/antipersistance statistique) des déviations tangentielle (δT) et orthogonale (δP) à la variété d'équivalence de but a montré que les premières persistaient pendant plusieurs enjambées alors que les secondes, qui éloignent du but, étaient immédiatement corrigées. Ainsi, la loi de contrôle consiste uniquement à minimiser les variations suivant δP pour limiter l'erreur relative à la variété d'équivalence de but, ce qui signe la présence d'un principe d'intervention minimum où une correction est apportée uniquement si elle permet de se rapprocher de l'objectif de la tâche (Decker et al., 2012).

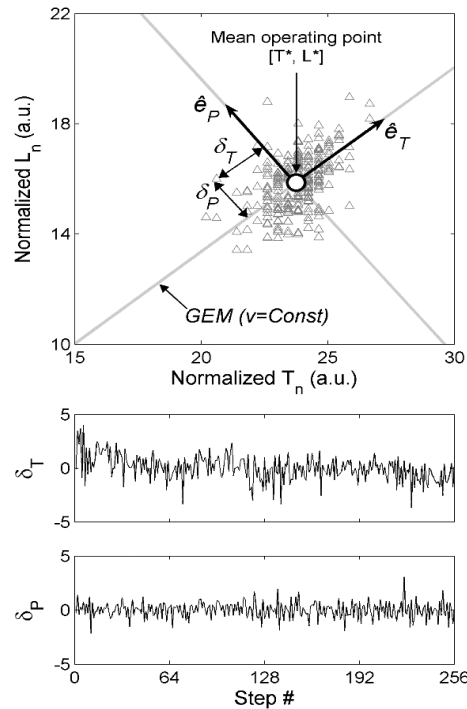


Figure 4. Représentation schématique de la variété d'équivalence de but (*i.e.* GEM) dans le cadre de la marche sur tapis roulant. Chaque triangle représente une solution motrice ou combinaison particulière de longueur (L) et de durée (T) d'enjambée. La ligne diagonale définit l'ensemble des combinaisons permettant à la vitesse (v) de marche de demeurer constante ; cette ligne correspond au GEM. On peut observer que le nuage de triangles, qui est de forme allongée et non circulaire, s'organise suivant ce GEM. Les déviations tangentielles et orthogonales au GEM, notées respectivement δT et δP , matérialisent cette intuition, avec une amplitude de variabilité plus importante pour δT que pour δP (Figure extraite de Decker et al. 2012).

2.1.4.2 Synergies musculaires

De nombreux travaux ont cherché à déterminer comment la commande motrice coordonne les muscles pour résoudre la question de la redondance (d'Avella et al., 2003 ; Ivanenko, 2005). A l'instar des synergies motrices (Latash et al., 2007), l'hypothèse des synergies musculaires a émergé pour représenter les variables concernées dans un espace de faible dimension. Globalement, Latash (2008) indique qu'une synergie, au sens large, correspond à (1) un groupe d'éléments qui travaillent ensemble pour atteindre un objectif commun, (2) que le même groupe d'éléments présente des interactions flexibles pour tenir compte des changements environnementaux en cours et stabiliser la performance, et (3) l'organisation de ces éléments est dépendante de la tâche, c'est-à-dire que les mêmes éléments peuvent être assemblés de différentes manières pour tenir compte de différentes tâches. A ce titre, l'activation simultanée de plusieurs muscles fonctionnellement liés caractérise une synergie musculaire (ou module musculaire, SM), elle-même définie comme bloc de construction simplifiant l'élaboration de mouvements complexes (Bizzi & Cheung, 2013 ; d'Avella et al., 2003 ; Ting et al., 2015 ; Ting & McKay, 2007 ; Tresch & Jarc, 2009). Ainsi, plutôt que de contrôler chacun des muscles de façon indépendante, le système nerveux s'appuierait sur une quantité limitée de modules musculaires dont le recrutement flexible

permettrait de produire une grande quantité de mouvements. Selon Ting et al. (2015), ces modules seraient en quelque sorte une représentation abstraite de réseaux de neurones situés dans la moelle épinière permettant de diminuer le nombre de variables de contrôle par le SNC. Ainsi, l'élément neural fondamental serait la SM, elle-même contrôlée par des structures nerveuses de plus haut niveau (tronc cérébral, cortex moteur) qui modèleraient fonctionnellement l'activation de ces modules (**Figure 5** ; Ting et al., 2015).

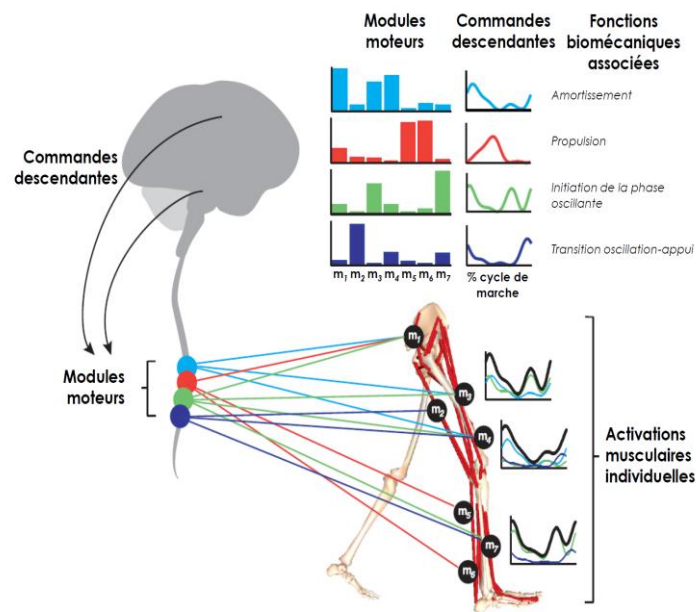


Figure 5. Représentation schématique des synergies musculaires lors d'un cycle de marche. Les commandes descendantes du tronc cérébral et du cortex moteur peuvent moduler les synergies musculaires. Chaque synergie comprend une composante spatiale (ou module moteur) qui représente l'implication de chaque muscle au sein de la synergie et une composante temporelle qui reflète son profil d'activation au cours du mouvement. Le profil d'activation de chaque muscle se traduit par la combinaison des différentes synergies au sein desquelles le muscle est plus ou moins impliqué. Figure adaptée de Ting et al. (2015).

Afin de vérifier cette hypothèse d'un recrutement flexible des SM, plusieurs études ont envisagé ces modules musculaires en tant que variables élémentaires du modèle UCM pour répondre aux contraintes de la tâche, telle que le contrôle postural (Danna-dos-Santos et al., 2008 ; Klous et al., 2010 ; Krishnamoorthy et al., 2003 ; Yildiran Carlak, 2023), ou encore la stabilisation d'une variable mécanique spécifique (Song et al., 2023). L'ensemble de ces résultats ont montré que les SM pouvaient être envisagés comme des blocs de construction permettant la réalisation de comportements moteurs tel que stabiliser la trajectoire du CoP. En ce sens, le nombre de SM varient selon les conditions dans lesquelles le comportement doit être réalisé (Danna-dos-Santos et al., 2008). Plus récemment, des auteurs ont rapporté une relation entre les SM et les synergies cinématiques (*i.e.* motrices) des membres supérieurs pendant des tâches de manipulation de la main (Esmaili et al., 2022 ; Hu et al., 2018) ou de production de force (Madarshahian, 2022). Dans cette

dernière étude, le changement de force des doigts était stabilisé par les contributions covariantes des SM, confirmant l'hypothèse d'un recrutement flexible des modules musculaires par le SNC pour la production et le contrôle de comportements moteurs.

Par ailleurs, de nombreuses études corroborent l'hypothèse de l'origine neural des SM aussi bien chez les animaux (grenouille, chat) que chez l'humain lors de tâches cycliques (Neptune et al., 2000 ; Ting et al., 1999) puis étendue au contrôle postural (Munoz-Martel et al., 2019) et à la locomotion en y intégrant la marche et la course (Clark et al., 2010 ; Martino et al., 2015 ; Santuz et al., 2020 ; Ting et al., 2015). Par exemple, selon le nombre de muscles considérés, l'activité de 4 à 6 SM sont nécessaires pour décrire l'activité musculaire dans le cadre d'une marche non-altérée (Clark, et al., 2010 ; Ivanenko, et al., 2006 ; Cappellini, et al., 2006). Dans l'exemple suivant de Clark et al. (2010, **Figure 6**), 4 synergies musculaires ont été extraites lors d'une marche dite saine.

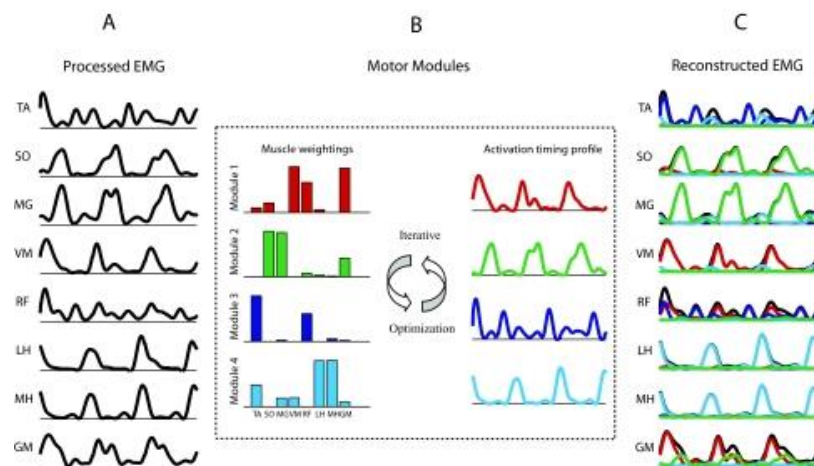


Figure 6. Analyse des synergies musculaires lors de la marche (3 cycles sont représentés). A : les signaux d'activation musculaire normalisés de huit muscles unilatéraux de la jambe ont été analysés : *tibial antérieur* (TA), *soléaire* (SO), *gastrocnémien médial* (MG), *vaste médial* (VM), *droit fémoral* (RF), *biceps fémoral* (LH), *semi-tendineux* (MH) et le *moyen glutéal* (GM). B : l'activité musculaire a été traitée par NNMF, qui a appliqué une procédure d'optimisation itérative pour reconstruire au mieux les signaux d'activation en utilisant un petit ensemble de modules moteurs. C : pour chaque muscle, la somme des contributions des modules constitue le signal EMG reconstruit. Figure extraite de Clark et al., 2010).

Concrètement, les fonctions réalisées par chacune d'elles seraient les suivantes :

- Synergie 1 : Activité des muscles extenseurs du genou (*VM*, *RF*) et de la hanche (*GM*). Elle intervient précocement pendant l'amortissement et la mise en charge au début du cycle,
- Synergie 2 : Composée des fléchisseurs plantaires de la cheville (*SO* et *MG*). Elle est active principalement pendant la propulsion (phase finale de l'appui) et à l'initiation de l'oscillation
- Synergie 3 : Activité principale du *TA* (dorsiflexion) et du *RF* (ici pour la flexion de hanche) pendant l'initiation de la phase d'appui et surtout l'initiation de la phase oscillante,

- Synergie 4 : Activation des ischiojambiers (*LH, MH*) pendant la transition de la phase oscillante à celle d'appui afin de ralentir la jambe avant le contact et de la propulser.

De façon générale, la constance du nombre et des compositions des modules musculaires malgré des contraintes imposées à la tâche (*e.g.* différentes vitesses de marche, Chvatal & Ting, 2013) atteste que les SM représenteraient des réseaux neuronaux spinaux fortement établis. Ainsi, l'intégration des informations sensorielles (notamment somesthésiques) s'exprime par un contrôle flexible de l'activation de ces réseaux neuronaux spinaux, probablement par des structures d'origine supraspinale (tronc cérébral, cortex moteur) (Ting et al. 2015). Par ailleurs, des dysfonctions ou des compensations du SNC sur la modulation des SM ont été observées dans le cadre de pathologies centrales et périphériques (Ivanenko et al., 2013 ; Martino et al., 2015). Le concept de modularité motrice via un nombre réduit de modules musculaires ouvre également la voie à de nouvelles perspectives de compréhension d'une possible détérioration ou réorganisation de la motricité suite à la pathologie ou diverses activités. Il représente un outil permettant de comprendre les déficiences motrices et leurs implications dans la rééducation (Abd et al., 2021 ; Kibushi et al., 2018 ; Ting et al., 2015 ; Zhao et al., 2021). En pratique, une diminution du nombre de SM implique une altération motrice (flexibilité réduite) tandis qu'une augmentation démontre davantage de complexité dans le contrôle et une meilleure précision potentiellement due à l'apprentissage moteur (Sawers et al., 2015). En cas de réduction du nombre, la perte de complexité se caractérise par la fusion de deux SM (Cheung et al., 2012 ; Clark et al., 2010 ; Janshen et al., 2020). A l'inverse, une augmentation du nombre indique soit le regain après rééducation (Routson et al., 2013), soit la création d'un nouveau module fonctionnel permettant de répondre favorablement aux contraintes de la tâche (Munoz-Martel et al., 2019 ; Santuz et al., 2020 ; Wang et al., 2022). Ainsi, une synergie musculaire représenterait une sous-tâche motrice fonctionnelle qui participerait à une tâche précise. Ces différents outils corroborent l'idée que la variabilité d'un système pourrait être propice à la réalisation d'un comportement moteur.

2.1.5 Distinguer le bruit physiologique de la variabilité fonctionnelle

D'une part, des études ont observé que la variabilité diminue avec l'acquisition d'une compétence (*e.g.* paradigme d'apprentissage moteur ; Schmidt, 2003 ; Summers & Anson, 2009). D'autre part, elle augmente avec l'acquisition d'une compétence dans d'autres contextes (*e.g.* le développement d'un répertoire comportemental ; Latash et al., 2001 ; Scholz et al., 2003). Au premier abord, ces résultats paraissent contradictoires. Cependant, ils s'expliquent facilement par le type de variabilité qui est mesurée et la méthodologie utilisée (Stergiou & Decker, 2011). Comme le postule l'approche UCM, il est important de distinguer la variabilité du résultat et la variabilité

des différents composants qui amènent au résultat (Müller & Sternad, 2004). Les résultats observés avec une approche cognitiviste tels que les courbes d'apprentissage moteur typiques ont été obtenus à l'aide de mesures traditionnelles afin de déterminer l'erreur dans la performance. Ces analyses dites linéaires quantifient la variation d'un ensemble de valeurs autour d'une tendance centrale indépendamment de leur ordre dans la distribution. Dans ce cadre, la performance (*i.e.* moyenne) augmente tandis que l'ampleur de la variabilité (*i.e.* écart-type) diminue continuellement jusqu'à atteindre un plateau au fur et à mesure de l'apprentissage (*e.g.* diminution de la fréquence des cycles du rameur et de sa variabilité ; Lay et al., 2002). Du point de vue du mouvement humain, cette approche de l'évaluation de la variabilité a amené plusieurs praticiens et scientifiques à croire que la moyenne est la norme de performance et que tout ce qui s'éloigne de la moyenne est une erreur (Stergiou & Decker, 2011). Les études qui sont parties de ce postulat ont fourni des résultats importants à propos de la stabilité d'un système (Stergiou et al., 2006) et ont montré des applications diagnostiques et pronostiques dans un certain nombre de pathologies (Hausdorff, 2009 ; Ravi et al., 2020 ; Stergiou & Decker, 2011). La stabilité est définie comme la résistance au changement (Ducharme, 2017) ou la capacité à faire face aux perturbations (Santuz et al., 2020). Les outils linéaires permettent spécifiquement d'évaluer la *stabilité globale* du système, *i.e.* la capacité à s'accommoder aux perturbations ponctuelles (*e.g.* trébuchement ; Dingwell & Cusumano, 2000).

La limite associée aux mesures de variabilité linéaire est qu'elles ne permettent pas de savoir quand la variabilité reflète une perturbation ou une régulation. Ainsi, ils ne sont pas adaptés pour décrire et analyser des systèmes non-linéaires tel que les coordinations du corps humain. Goldberger et al. (2002) sont les premiers à avoir démontré l'origine déterministique d'un système physiologique humain. En effet, ils ont étudié la variabilité de la fréquence cardiaque. Or, ces intervalles, visuellement réguliers, varient dans le temps, et ces variations sont corrélées entre elles, c'est-à-dire que la valeur d'un battement à un instant t dépend des précédentes valeurs prises par celui-ci (*i.e.* origine déterministe). Par ailleurs, il a été montré que des variations entre les répétitions d'une tâche peuvent être distinguées du bruit (Delignières & Torre, 2009) et possèdent une origine déterministe (Dingwell & Cusumano, 2000 ; Dingwell & Kang, 2007 ; Harbourne & Stergiou, 2009). Ces variations ne sont donc ni aléatoires ni indépendantes mais possèdent une *mémoire motrice* démontrant une structure temporelle « cachée », une organisation particulière. Ainsi, la variabilité contient des informations importantes sur le mouvement et la façon dont il est contrôlé (Amato, 1992 ; Cavanaugh et al., 2005 ; Harbourne & Stergiou, 2009 ; Newell & Corcos, 1993) qui ne peuvent pas être évaluées à partir des outils linéaires. Dans ce cas, les analyses linéaires doivent être couplées à des analyses non-linéaires, provenant de la TSD, afin de capturer de façon plus sensible l'influence des contraintes sur un système particulier (Rhea et al., 2014). En effet, ces deux

approches sont complémentaires puisque chacune explore différents aspects de la variabilité (Harbourne & Stergiou, 2009 ; Stergiou, 2004). Pour illustrer cette complémentarité, des signaux périodiques, chaotiques et aléatoires sont représentés sur la **Figure 7**. Les séries périodiques sont des systèmes ayant une origine déterministe. À l'inverse les systèmes aléatoires évoluent complètement au hasard sans qu'aucune prévision de leur état futur ne soit possible. Les systèmes chaotiques, eux, se caractérisent par un comportement apparemment aléatoire mais qui, en fait, est déterministe, comme c'est le cas des systèmes physiologiques (Ekeland, 1984 ; Gordon, 1992).

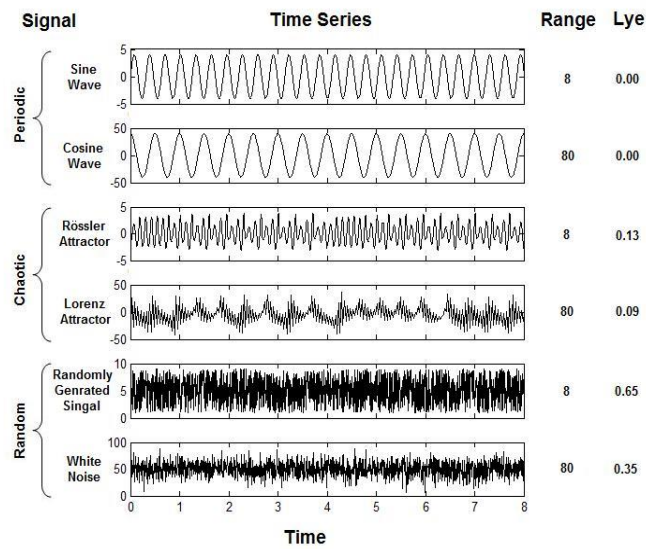


Figure 7. 6 signaux sont représentés, respectivement : deux séries périodiques (fonctions $\sinus\ 15\sin(t/24)$ et $\cosinus\ 40\cos(t/24)$), deux séries chaotiques (systèmes de Rössler et Lorenz) et deux séries aléatoires (un bruit blanc distribué uniformément et un bruit blanc avec une distribution Gaussienne). À droite de chaque série se trouve respectivement une valeur linéaire (écart-type) puis une autre non-linéaire (Lye ou MLE, exposant de Lyapunov). D'une part, les signaux peuvent présenter la même amplitude mais différer en termes de structure temporelle (LyE). D'autre part, ils peuvent aussi présenter différentes amplitudes et le même LyE. Finalement, seule l'association de ces deux valeurs permet de distinguer les différentes séries temporelles.

Ainsi, les mesures linéaires ne sont pas suffisantes pour décrire des systèmes dynamiques complexes (Abbasi et al., 2019 ; Buzzi & Ulrich, 2004 ; Crowley et al., 2021 ; Harbourne & Stergiou, 2009 ; Reilly, 2021 ; Rhea et al., 2014 ; Santuz et al., 2020 ; Stergiou et al., 2006 ; Stergiou & Decker, 2011). Les mesures linéaires évaluent l'amplitude de la variabilité autour d'une tendance centrale (*e.g.* l'écart-type ou coefficient de variation) tandis que les mesures non-linéaires évaluent la structure (organisation) temporelle de la variabilité, *i.e.* comment l'ensemble de valeurs est organisé dans le temps.

2.1.6 Modèle de la variabilité fonctionnelle et optimale

2.1.6.1 Variabilité fonctionnelle et perte de complexité

La complexité représente une caractéristique essentielle des systèmes vivants. Cette caractéristique souligne la nécessité de considérer les différents composants de ce système

complexe, qui interagissent et fonctionnent de manière intégrée, sur la base de processus d'auto-régulation spécifiques afin de réaliser un geste moteur (Di Domenico et al., 2019 ; Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Cette organisation se fait généralement autour d'états métastables signifiant que son comportement présente un mélange d'ordre (régularité) et de désordre (flexibilité) (Kello et al., 2007). Ainsi, un mouvement est gouverné par plusieurs états stables et si les contraintes appliquées au système nécessitent des adaptations, il est capable de passer d'un état fonctionnel équivalent à un autre par des transitions rapides (Kiefer et al., 2018). Cette variabilité permet de toujours sélectionner le patron moteur le plus adapté (Stergiou, 2004). C'est pourquoi le terme de variabilité fonctionnelle est largement adopté depuis quelques années (Koch et al., 2020). Le caractère fonctionnel de la variabilité découle de sa complexité qui confère aux systèmes biologiques sains la capacité de s'adapter et d'être flexible dans son environnement en constante évolution (Faure & Korn, 2001 ; Goldberger et al., 2002). Dans la suite du manuscrit, nous parlerons de stationnarité pour définir la performance moyenne, de variabilité pour décrire l'amplitude de la variabilité et de complexité pour définir la variabilité structurelle (*i.e.* fonctionnelle). Cette complexité a un intérêt tout particulier et des implications importantes pour la santé ainsi que sur la performance cognitive (Wijnants et al., 2012) et motrice (Nourrit-Lucas et al., 2015).

Lipsitz (2002) a formulé la théorie de la perte de complexité pour expliquer les premiers résultats obtenus. En effet, une baisse de complexité a été observée dans de nombreuses études avec le vieillissement et la pathologie (Goldberger et al., 2002 ; Hausdorff et al., 1995, 1997 ; Lipsitz & Goldberger, 1992 ; Peng et al., 2002), notamment au niveau du système cardiovasculaire (Costa et al., 2008), des membranes cellulaires (Costa et al., 2008), du contrôle postural (Kang et al., 2009) et du contrôle locomoteur (Costa et al., 2003 ; Kang & Dingwell, 2016). Cette perte de complexité est due à une incapacité (ou capacité déficitaire) à s'adapter au stress ou à une perturbation (Lipsitz & Goldberger, 1992 ; Stergiou & Decker, 2011). Concrètement, une diminution des ddl effectifs et, par conséquent, des interactions entre les composants du système a été retrouvée et associée à une perte de complexité impactant et fragilisant le système (*e.g.* fonction biologique) concerné (Lipsitz, 2002). Lorsque cette réduction atteint un certain seuil critique, cela peut mener à une incapacité à répondre de façon adaptée à son environnement (*e.g.* chutes ; Ducharme & van Emmerik, 2018). Finalement, plus il y a d'interactions entre les composants du système, plus celui-ci sera complexe et efficient (*i.e.* haute capacité fonctionnelle et flexibilité, **Figure 8** ; Blons, 2020). Ainsi, pour comprendre les effets du vieillissement – et de toute autre pathologie – il est important d'avoir une démarche holistique. Le vieillissement « n'entraîne pas seulement des altérations structurelles et fonctionnelles des composants individuels du système neuro-musculo-

squelettique, mais aussi une réorganisation systémique des interactions au sein et entre les différents niveaux et domaines fonctionnels » (Sleimen-Malkoun et al., 2014).

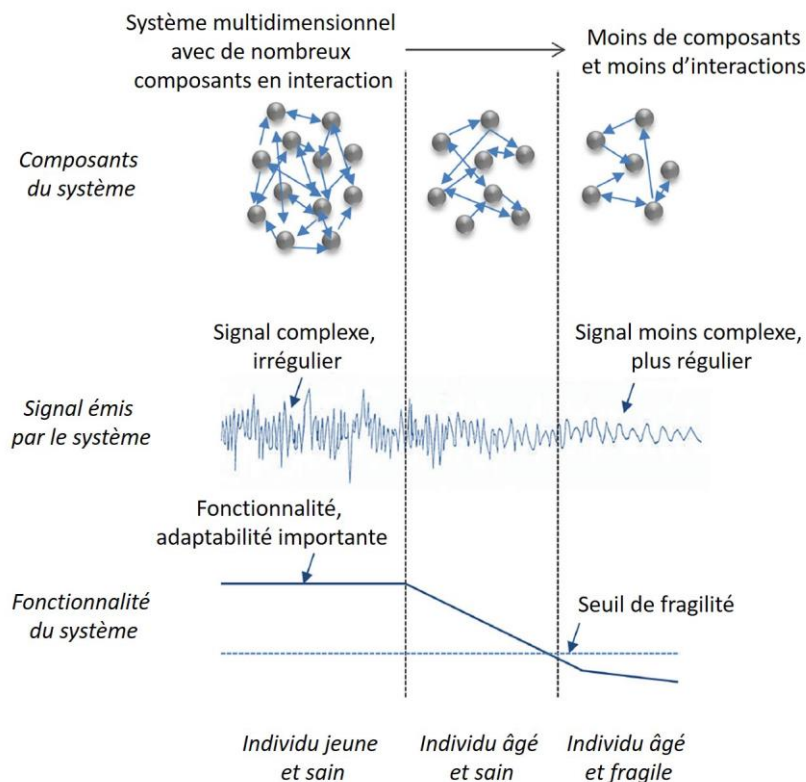


Figure 8. Relation entre la richesse des interactions physiologiques et la complexité des signaux de sortie. Figure extraite de Blons (2020) et adaptée de Lipsitz (2002) et de Sleimen-Malkoun et al. (2014).

2.1.6.2 Modèle de variabilité optimale

Par le biais des nombreuses interactions entre ses composants, notre système moteur possède une variabilité qui lui permet de s'auto-organiser en produisant des états à la fois *stables* et *flexibles* (Camazine et al., 2001). Cependant, il existe une compétition entre ces deux caractéristiques (Fu et al., 2020). Afin de repositionner la complexité par rapport à ces notions de flexibilité et de stabilité, Stergiou & Decker (2011) ont élaboré un modèle permettant d'expliquer la variabilité (structurelle) du mouvement (*i.e.* la complexité) en liant santé et apprentissage moteur et permettant de comprendre la notion de perte de complexité définie précédemment (**Figure 9**). Ce modèle est basé sur l'idée que les capacités motrices matures et l'état en bonne santé sont associés à un niveau optimal de variabilité motrice qui reflète l'adaptabilité du système. Ainsi, lorsque les fluctuations sont totalement aléatoires (désorganisées) ou complètement prévisibles (périodiques), le système sera trop instable ou trop rigide et sera ainsi associé à des états non fonctionnels. Or, dans l'entre deux, un système chaotique caractérise un état sain car il est prévisible dans une certaine mesure et hautement complexe (organisé). En d'autres termes, nous pouvons dire que la complexité peut être

considérée comme la quantité de « richesse structurelle significative » d'un comportement (Costa, Goldberger et Peng, 2005).

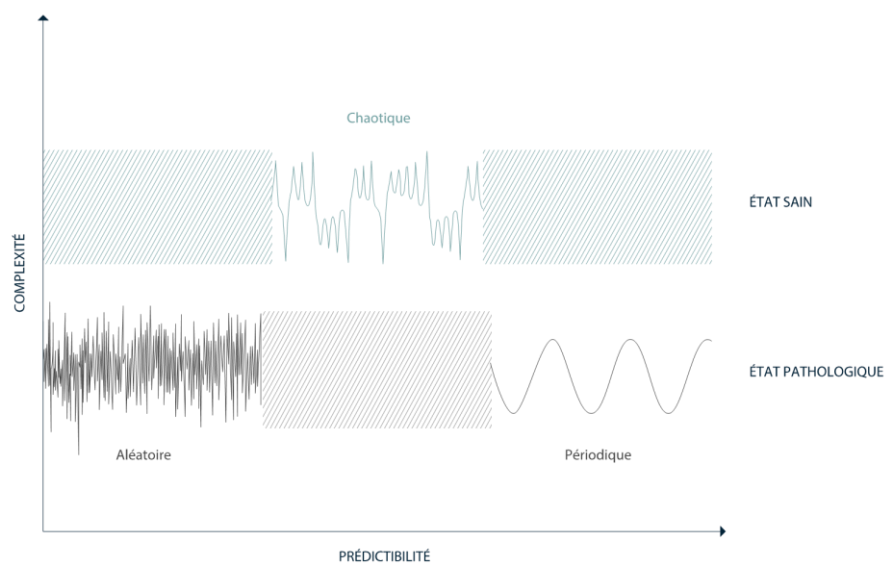


Figure 9. Modèle de la variabilité optimale. Figure extraite de Dupuy (2019) et adaptée de Stergiou & Decker (2011)

Ce modèle est utilisé dans le cadre clinique pour expliquer les conséquences de certaines pathologies (Kurz et al., 2010 ; Kyvelidou et al., 2008) mais également pour comprendre les blessures et dysfonctionnements qui peuvent altérer la variabilité du mouvement (Sedighi & Nussbaum, 2019 ; Strongman & Morrison, 2020) et définir des protocoles de rééducation. En effet, Stergiou et al. (2006) avaient proposé que les thérapies physiques neurologiques pourraient promouvoir et encourager le développement de cette quantité optimale de variabilité du mouvement en incorporant un riche répertoire de stratégies. Cette incorporation permettrait de favoriser les interactions entre les différents composants du système et par conséquent sa complexité. Les thérapeutes experts en rééducation neurologique (pratique Bobath) s'en sont notamment déjà emparés et ont montré des résultats très prometteurs en particulier sur le contrôle postural (*pour une revue*, Vaughan-Graham et al., 2019). Ainsi, l'étude de la complexité mènerait à la fois à une meilleure compréhension des systèmes biologiques (Stergiou & Decker, 2011) et permettrait également d'aider à la conception de programmes de rééducation plus efficaces (Cohen et al., 2022 ; Harbourne & Stergiou, 2009 ; Mehdizadeh et al., 2021 ; Vaughan-Graham et al., 2019).

2.1.7 Complexité

L'étude de la complexité des systèmes physiologiques est exclusivement basée sur des concepts inhérents à la théorie des systèmes dynamiques. Ces concepts ont apporté de nombreux outils qui chacun évalue différents aspects de la complexité d'un système à partir de l'analyse des séries temporelles. De façon non-exhaustive, il est possible d'évaluer la régularité (ou prédictibilité)

des séries temporelles à partir des mesures d'entropies ; leur sensibilité aux conditions initiales (*i.e.* l'instabilité) avec des mesures de stabilité locale dynamique et leur degré de persistance ou antipersistance (*i.e.* variables contrôlées) par le biais des mesures fractales (Costa et al., 2003 ; Dingwell & Cusumano, 2000 ; Hausdorff et al., 1997 ; Stergiou, 2016)

2.1.7.1 Régularité des séries temporelles

Les mesures de complexité basées sur l'entropie définissent l'information contenue dans un signal en quantifiant le degré de régularité sur une ou plusieurs échelles de temps (Costa et al., 2002). Une valeur faible est associée à une grande régularité et donc un état très prédictible. Inversement, un résultat d'entropie élevé indique qu'il sera compliqué d'anticiper son état futur puisqu'il tend vers l'aléatoire (le désordre) (Yentes et al., 2013). Initialement, cette mesure d'entropie a été utilisée sur des données physiologiques cardiaques (Pincus, 1991). Ensuite, elle s'est développée sur l'analyse du mouvement notamment pour étudier le contrôle postural ou locomoteur dans diverses populations (Cavanaugh et al., 2010 ; Lamothe et al., 2010 ; Reilly, 2021 ; Rhea et al., 2012 ; Thomas et al., 2017 ; Wurdeman et al., 2014). Cette analyse a notamment permis de démontrer que les enfants ayant des paralysies cérébrales ont des oscillations posturales plus régulières que les enfants typiques suggérant une complexité réduite (Donker et al., 2008). De même, cet outil a démontré son efficacité pour distinguer un état pathologique d'un état sain (Lamothe & van Heuvelen, 2012 ; Schniepp et al., 2013) et semble également sensible à la quantité d'attention allouée au contrôle postural (Donker et al., 2007 ; Stergiou, 2016).

En 1991, Pincus a développé l'*Approximate Entropy* (ApEn ; Pincus, 1991). Cependant, cet algorithme est sensible à la longueur de la série temporelle et surtout au biais systématique associé à son résultat (*i.e.* l'auto-comparaison systématique effectuée). Ainsi, la *Sample Entropy* (SampEn) a été introduite par Richman & Moorman (2000) afin de s'affranchir des limites de la version précédente et est aujourd'hui la méthode d'entropie la plus utilisée. Les études comparatives ont confirmé que la SampEn était plus fiable et précise que l'ApEn pour mesurer la régularité du mouvement en particulier sur des séries temporelles courtes (Chen et al., 2009 ; Rathleff et al., 2011 ; Strongman & Morrison, 2020 ; Yentes et al., 2013). La SampEn est définie comme la probabilité que deux séquences similaires ayant le même nombre de données restent similaires lorsqu'une donnée est ajoutée (Potvin-Desrochers, 2017). En amont de son évaluation, il est nécessaire de définir la longueur de la série temporelle (N), le paramètre m (*également appelé dimension d'intégration, longueur du modèle, longueur du segment ou fenêtre du modèle*, Yentes & Raffalt, 2021) et un paramètre r qui correspond au niveau de tolérance qui est utilisé pour définir une différence admissible lors de l'examen des similarités de chaque section (Strongman & Morrison, 2020 ; Yentes et al., 2018).

Ainsi, la SampEn quantifie l'imprédictibilité d'un signal à partir de la probabilité que des séquences identiques de m points consécutifs répétées dans le signal soient toujours identiques selon r en ajoutant le point suivant ($m+1$). La SampEn varie entre 0 et l'infini, soit respectivement une série temporelle composée de patrons répétés, ou parfaitement aléatoire.

Actuellement, la littérature présente de nombreuses autres propositions de calcul d'entropie notamment la « *correlation entropy, permutation entropy, increment entropy, symbolic entropy, von Neumann entropy, fuzzy entropy, quantized dynamic entropy, variations of multiscale entropy, and cross entropy algorithms* ». Cette diversité rend difficile l'interprétation et la comparaison entre les études (Ahmadi, Sepehri, et al., 2018 ; Raffalt et al., 2019). De plus, il ne faut pas confondre entropie et complexité (Vaz et al., 2019). Initialement, les valeurs d'entropie les plus élevées indiquant moins de régularité étaient interprétées comme le reflet d'une dynamique plus complexe (Lipsitz & Goldberger, 1992 ; Yentes et al., 2013). L'idée sous-jacente était qu'un signal imprédictible crée constamment de nouvelles informations ce qui peut être assimilé à un signe d'adaptabilité aux contraintes extérieures et, de fait, de complexité (Gilfriche, 2019). Or, des états à la fois très prédictibles (faible entropie) et trop aléatoires (entropie élevée) sont tous deux peu complexes (Costa et al., 2003 ; Stergiou et al., 2006). La complexité se situe entre ces deux états (Stergiou & Decker, 2011). Ainsi, l'entropie permet d'évaluer la régularité du système qui est une caractéristique de la complexité et non la complexité en tant telle (Yentes & Raffalt, 2021). Pour faciliter l'interprétation, il est recommandé d'intégrer un groupe ou une condition de référence dans les analyses (Stergiou, 2016). De plus, pour mieux définir la complexité d'un système, les mesures d'entropies peuvent être combinées à d'autres outils de la TSD qui évaluent directement la stabilité du système et sont également efficaces pour distinguer des personnes à risques de chutes.

2.1.7.2 Stabilité locale dynamique des séries temporelles

Les mesures de stabilité locale dynamique (LDS) émergent directement des propriétés d'un système chaotique. Comme pour l'identification des caractéristiques structurelles des séries temporelles, les mesures de LDS nécessitent de reconstruire l'espace d'état dans lequel les trajectoires prises par un attracteur sont représentées. La stabilité locale est à distinguer de la stabilité globale définie précédemment qui est évaluée à partir des outils linéaires. La LDS est définie comme la capacité à maintenir l'équilibre malgré la présence de petites perturbations ou d'erreurs de contrôle. Dingwell & Cusumano (2000) nomment « stabilité locale » la sensibilité aux conditions initiales caractéristique d'un système chaotique. D'une part, un système est globalement stable s'il tend à se déplacer vers un état stable quelles que soient les conditions initiales. D'autre part, un système est localement stable s'il évolue vers un état stable lorsque ses conditions initiales sont proches de celui-ci. Inversement, un système est localement instable s'il s'éloigne de l'état

stable dans des conditions similaires. Ainsi, un individu peut être localement instable en raison de la variabilité de ses mouvements (*e.g.* dans un contexte particulier) tout en étant globalement stable s'il parvient à réaliser son mouvement sans perturbations majeures (Santuz et al., 2020)

La LDS peut être évaluée à partir de l'exposant maximum de Lyapunov (MLE). Ce paramètre évalue le taux de divergence ou de convergence des trajectoires voisines de l'espace d'état et donc la capacité du système à répondre favorablement à ces perturbations (Brown & Chua, 1996 ; Dingwell & Cusumano, 2000 ; Mesquita et al., 2021 ; Terrier & Dériaz, 2011). Il est courant de se référer seulement à l'exposant le plus grand puisque deux conditions initiales divergent exponentiellement à un taux donné par cet exposant ; l'effet des autres exposants étant effacé avec le temps (Cignetti et al., 2012 ; Dingwell & Cusumano, 2000). Un MLE positif reflète une divergence des trajectoires et une instabilité (Cignetti et al., 2012 ; Cusumano & Dingwell, 2013 ; Rosenstein et al., 1993) tandis que lorsqu'il est négatif, toute perturbation est amortie de façon exponentielle et les trajectoires restent proches (Gouelle, 2011). En pratique, le calcul du MLE s'est avéré être l'une des méthodes les plus populaires pour évaluer et détecter la présence de chaos dans différents systèmes notamment biologiques ou biomédicaux. En effet, cette méthode a été utilisée pour des systèmes variés tel que la fréquence cardiaque (Hu et al., 2010), la variabilité de l'activité musculaire (Diab et al., 2014), le contrôle postural (Donker et al., 2007 ; Harbourne & Stergiou, 2003 ; Lamothe et al., 2009), l'écriture manuelle (Longstaff & Heath, 1999) et la marche humaine (Buzzi et al., 2003 ; Dingwell et al., 2000 ; Harbourne & Stergiou, 2003 ; Kurz & Stergiou, 2007 ; Stergiou, 2004 ; Stergiou & Decker, 2011). Globalement, ces mesures de stabilité ont démontré une augmentation de l'instabilité du système (*i.e.* MLE plus grand) chez des populations âgées ou pathologiques comparés à des individus sains notamment lors de la marche (Buzzi et al., 2003 ; Lockhart & Liu, 2008). De plus, dans le cadre des évaluations du contrôle de l'équilibre statique (*i.e.* postural) ou dynamique (*i.e.* marche), cette mesure est directement corrélée à la probabilité de chute (Bruijn et al., 2012 ; Toebe et al., 2012).

Pour évaluer le MLE, deux algorithmes ont principalement été utilisés dans le domaine du contrôle moteur, celui de Rosenstein (Rosenstein et al., 1993) et celui de Wolf (Wolf et al., 1985) (Cignetti et al., 2012). De façon générale, les deux fonctionnent de la même manière en suivant la divergence exponentielle des plus proches voisins de l'attracteur au fil du temps (Cignetti et al., 2012). De façon générale, l'algorithme de Wolf semble être plus approprié pour évaluer la LDS à partir d'une série temporelle courte de données biologiques (Cignetti et al., 2012 ; Nazary-Moghadam et al., 2019). A l'instar des mesures d'entropies, des choix méthodologiques doivent être réalisés en amont afin de reconstruire l'espace d'état. La longueur de la série ainsi que l'identification d'un délai (τ) et d'une dimension d'encastrement (EmD, Embedding dimension)

doivent être définis avec précaution (Mehdizadeh, 2018 ; Stergiou, 2004 ; Strongman & Morrison, 2020 ; Wurdeman et al., 2014). Par ailleurs, une caractéristique particulière de l'algorithme de Rosenstein est sa capacité à distinguer deux exposants de Lyapunov à savoir le MLE à court terme (sMLE) et celui à long-terme qui ont régulièrement été évalués dans le cadre de la marche (Beurskens et al., 2014 ; Dingwell et al., 2000). Lors de l'application de l'algorithme, la pente de divergence des points reconstruite correspond à deux régions différentes sur celle-ci. D'un côté, le sMLE correspond à un pas de 0-1 ce qui est cohérent avec l'exposant calculé à partir l'algorithme de Wolf. D'un autre côté, sur une plus longue période, la pente s'aplatit et le MLE à long-terme est calculé sur cette gamme allant généralement de 4 à 10 pas (Dingwell et al., 2000 ; Terrier & Reynard, 2018). Cependant, la capacité de ce dernier à réellement être considéré comme une mesure de stabilité a rapidement été remise en question (Bruijn et al., 2012 ; Terrier & Dériaz, 2013). Récemment, Philippe Terrier et son équipe (Terrier, 2019 ; Terrier & Dériaz, 2013 ; Terrier & Reynard, 2018) ont démontré une importante sensibilité du MLE à long-terme à la structure du bruit des intervalles de pas ainsi qu'une corrélation avec les analyses fractales. Ainsi, cette mesure permettrait davantage de caractériser la complexité d'un système. C'est pourquoi les auteurs ont proposé de la renommer ACI (*Attractor Complexity Index*). L'utilisation conjointe de l'ACI et du sMLE semble intéressante puisqu'elle pourrait permettre d'évaluer à la fois la complexité et la stabilité locale dynamique à partir d'une même méthode pouvant être appliquée sur des données continues et/ou discrètes (Terrier, 2019). Cependant, l'ACI doit faire l'objet d'études supplémentaires afin de confirmer sa sensibilité à évaluer la complexité dans d'autres tâches motrices ou dans d'autres populations. A l'inverse, d'autres mesures de complexité ont été validées dans la littérature telles que les mesures fractales qui ont démontré leur fiabilité pour évaluer la complexité sur des données discrètes.

2.1.7.3 Persistance/anti-persistance des séries temporelles

Le terme *fractal* a été introduit par Mandelbrot (1989). Pour être considéré comme fractal, un objet doit répondre à deux critères : l'autosimilarité et la dimension fractale (Sapoval, 1998). D'une part, l'autosimilarité définit le fait qu'un objet ait une structure identique (*i.e.* invariante) quelle que soit l'échelle à laquelle il est observé. En ce sens, un objet fractal peut être décomposé en sous-unités, puis en sous-sous-unités, qui ressemblent à la structure de l'objet global et qui possèdent les mêmes propriétés statistiques que celui-ci (Malatesta & Caillaud, 2004). D'autre part, la dimension fractale suggère que cet objet doit posséder une dimension fractionnaire contrairement aux objets euclidiens. Par exemple le cube, malgré son auto-similarité, n'est pas un objet fractal car sa dimension est entière (= 3) (Malatesta & Caillaud, 2004). La complexité inhérente au système physiologique suggère la présence d'autosimilarité au sein de la variabilité du

mouvement, également appelée fractales temporelles. Ces systèmes sont constitués de multiples composants qui interagissent de manière non linéaire sur de grandes échelles spatiales et temporelles. Ainsi, un comportement fractal représente un système complexe et adaptatif (Delignières & Marmelat, 2013). Dans ce cadre, l'analyse repose principalement sur deux concepts : le *bruit fractionnaire Gaussien* (fGn), qui représente des séries temporelles stationnaires (moyenne et variance constantes), et le *mouvement fractionnaire brownien* (fBm), qui représente les séries temporelles non stationnaires. Pour les définir, Mandelbrot & Van Ness (1968) se sont basés sur deux traitements stochastiques connus à savoir le bruit blanc et le mouvement Brownien. Afin de faciliter l'identification de la nature des variations dans un signal, Newell & Slifkin (1998) ont développé une méthode en attribuant une couleur au signal selon le profil des fréquences qu'il émet. Plus spécifiquement, ils ont utilisé la loi de puissance inversée $1/f$. Le bruit blanc ($1/f^0$) est le plus connu et indique qu'il n'y a pas de structure dans le signal, une stationnarité. Ensuite, le bruit rose $1/f^1$, brun $1/f^2$, ou noir $1/f^{>2}$ définissent le degré de déterminisme présent dans le signal. Linéairement, on va d'un système parfaitement prédictible (bruit noir) à un système totalement aléatoire (bruit blanc). Pour rappel, la structure chaotique se trouve à mi-chemin entre les deux (Stergiou & Decker, 2011). Contrairement au mouvement Brownien ordinaire, le fBm comporte des incréments successifs qui sont corrélés. Une corrélation positive signifie qu'une tendance croissante dans le passé est susceptible de suivre le même chemin dans le futur. On dit que la série est *persistante* et présente des *corrélations à long-terme* (CLT). A l'inverse, une corrélation négative signifie qu'une tendance à la hausse dans le passé est susceptible d'être suivie d'une tendance à la baisse (Delignières et al., 2006, 2011). Dans ce dernier cas, la série est alors dite *anti-persistante* et présente des corrélations à court terme. En pratique, il est important de distinguer fBm de fGn. Cependant, certains outils sont insensibles à cette dichotomie et l'analyse des fluctuations redressées (DFA) est celle présentant le moins de biais (Delignières et al., 2006 ; Roume, 2019).

La DFA (*Detrended Fluctuations Analysis*) a été développée par Peng et al. (1993) afin d'évaluer l'exposant d'échelle (α) qui renseigne sur la présence et la force de la persistance ou de l'anti-persistance statistique dans une série temporelle particulière. Ainsi, ils se sont basés sur le postulat que les séries fractales sont définies par une loi de puissance $1/f$ afin de démontrer le caractère fractal du système cardiovasculaire. Par la suite, compte-tenu de son intérêt clinique, cette méthodologie a été utilisée dans d'autres domaines dont le mouvement afin de valider la présence de CLT notamment dans la marche (Hausdorff et al., 1995), la course (Jordan et al., 2007), les tâches de tapping (Gilden et al., 1995) ou de coordination bimanuelle (Torre et al., 2007). Cette persistance serait le reflet d'une auto-organisation complexe indiquant qu'une perturbation définie à une certaine échelle ne modifiera pas nécessairement la stabilité du système global. Concrètement,

le bruit rose rend le système plus stable et plus adaptatif aux perturbations internes et externes (Delignières et al., 2006 ; West & Shlesinger, 1989). Ainsi, il peut être considéré comme un indicateur de l'efficacité du système, caractéristique d'un individu sain et en bonne santé ou de l'état optimal de la performance motrice (Harrison & Stergiou, 2015 ; Stergiou & Decker, 2011). Par exemple, Hausdorff et al. (1997, 2009) ont montré une altération de la fractalité (*i.e.* déviation du bruit rose) dans le comportement moteur (séries temporelles de durée du pas) de personnes âgées ou pathologiques (*i.e.* maladie de Huntington, maladie de Parkinson), exprimant une réduction des capacités d'adaptation du SNC (Ducharme & van Emmerik, 2018 ; Fu et al., 2020). Egalement, Torre et al. (2019) ont observé une réduction de l'exposant fractal (*i.e.* α proche de 0,5) chez un patient désafférenté en comparaison à des sujets sains lors d'une tâche de tapotements des doigts. Une absence de CLT (*i.e.* un bruit blanc) indique une variabilité sans contrainte et une instabilité de la performance motrice. A l'inverse (*i.e.* un bruit brun, $\alpha = 1,5$), un comportement trop persistant indique une inflexibilité et une rigidité, réduisant la capacité de la fonction motrice à s'adapter aux situations rencontrées (Harrison & Stergiou, 2015). Les CLT révéleraient ainsi un équilibre optimal entre l'ordre et le désordre (Roume, 2019). Ce sont les résultats de ces analyses qui ont amené à développer les concepts de perte de complexité et de variabilité optimale du mouvement (Stergiou & Decker, 2011). Actuellement, les auteurs s'accordent à considérer les fluctuations fractales comme la signature de la complexité des systèmes (Goldberger et al., 2002 ; Terrier, 2019).

Historiquement, les séries antipersistantes ($\alpha < 0.5$) étaient associées à un état non-sain (*i.e.* vieillissant ou pathologique). Cependant, des études ont observé le passage de comportement persistant à antipersistant après perturbation du système. Ce fut le cas notamment dans le cadre de la marche sur un tapis à vitesse fixe ou avec un métronome (Delignières & Torre, 2009 ; Terrier et al., 2005) ce qui a conduit Dingwell & Cusumano (2010) à proposer une autre interprétation. Dans leur situation, l'anti-persistence reflèterait la rigueur du contrôle du paramètre de marche associé (*i.e.* la correction rapide des déviations lors des pas suivants) tandis que les paramètres qui ne sont pas étroitement contrôlés présentent une persistance statistique, c'est-à-dire que les déviations peuvent persister sur plusieurs pas consécutifs (Roerdink et al., 2019). Ces résultats et l'interprétation sous-jacente sont compatibles avec le PIM. En effet, les humains ne régulent étroitement que les variables directement pertinentes pour atteindre l'objectif de la tâche, tout en ignorant largement les fluctuations des variables non pertinentes (Dingwell & Cusumano 2010). Dans ce cadre, la perte de persistance ne reflète pas une dégradation du contrôle physiologique mais bien un contrôle plus reserré initié par le SNC pour atteindre le but de la tâche. Cela ne remet en aucun cas en cause les interprétations initiales des analyses DFA. Il est probable qu'une perte

de complexité chez les personnes âgées soit associée à un effort (cognitif) supplémentaire à fournir pour réaliser une tâche motrice.

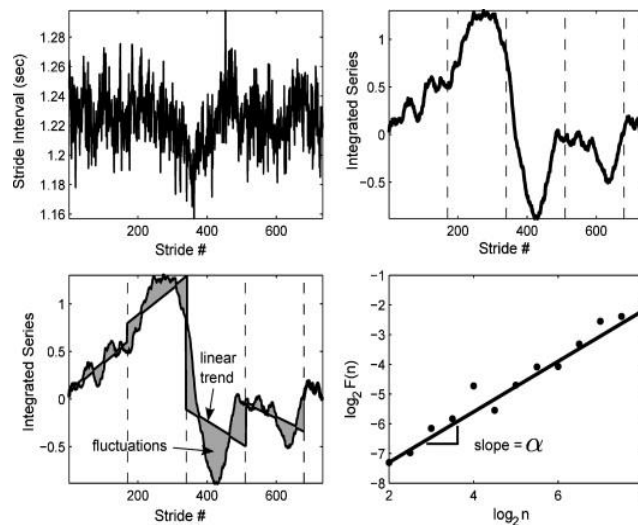


Figure 10. Illustration graphique des étapes de la DFA. Série temporelle brute de la durée du pas (en haut à gauche), la série intégrée est divisée en quatre fenêtres, délimitées par des lignes verticales en pointillés (en haut à droite), les tendances linéaires sont ajustées dans chaque fenêtre, la zone ombrée représentant les fluctuations (en bas à gauche), et le graphique log-log des fluctuations moyennes qui est fonction du nombre de fenêtre défini (en bas à droite). L'exposant d'échelle α estimé correspond à la pente de la ligne ajustée par la méthode des moindres carrés (Damouras et al., 2010).

Dans le cadre de l'analyse DFA, la série temporelle originale est, dans un premier temps, intégrée (**Figure 10**). La série intégrée est ensuite divisée dans des fenêtres qui ne se chevauchent pas de taille égal N . Dans chaque fenêtre, on détermine une ligne représentant la tendance dans l'intervalle. Et, pour finir, la série est ensuite localement redressée en soustrayant la tendance locale dans chaque intervalle ce qui permet également de contrer une possible non-stationnarité dans la série. La pente de cette droite correspond au paramètre d'auto-similarité, l'exposant d'échelle alpha (α ; Goldberger et al., 2002). Un $\alpha < 0,5$ suggère que la série temporelle contient des corrélations anti-persistantes, c'est-à-dire que les déviations ultérieures sont davantage susceptibles d'être dans la direction opposée, ce qui correspond à un processus étroitement contrôlé. Un $\alpha = 0,5$ indique des déviations non corrélées qui sont attribuées au bruit. Un $\alpha \approx 0,5$ est généralement interprété par une régulation plus étroite des variables. Un $\alpha \gg 0,5$ (*i.e.* forte persistance) suppose une régulation moins étroite des variables (Dingwell & Cusumano, 2010, 2019 ; Kazanski et al., 2020). Ainsi, la DFA permet de détecter le niveau d'intervention du système nerveux central pour réguler le contrôle moteur (Garofolini et al., 2022). La persistance (bruit rose, corrélations à long-terme) dans les séries temporelles sont considérés comme l'expression d'un système complexe auto-organisé tandis que la structure anti-persistante (bruit blanc, corrélations aléatoires) suggère une intervention d'ordre supérieur (Garofolini et al., 2022 ; Quixada et al., 2022).

Néanmoins cette approche méthodologique n'est pas sans limites et requiert des recommandations d'usage. La principale limite est sa sensibilité à la longueur de la série temporelle. Pour capturer fidèlement les CLT lors de la marche, certains auteurs recommandent l'obtention d'au moins 500 cycles (Damouras et al., 2010 ; Marmelat & Meidinger, 2019). Cette limite pose des problèmes d'applications dans le cadre clinique puisqu'il faut nécessairement que les populations soient capables de réaliser la tâche motrice sur de longues périodes de temps en continu et de résister à la fatigue engendrée au niveau psychologique (Delignières et al., 2006 ; Madison, 2001). De fait, certains auteurs ont suggéré que l'obtention de 200 points pourrait être suffisant pour obtenir des données fiables (Delignières et al., 2011 ; Kuznetsov & Rhea, 2017). Le choix de la taille des fenêtres à considérer avant l'analyse est également une source de divergence au sein de la littérature. Pour faciliter et objectiver ce choix, Phinyomark et al. (2020) ont proposé des optimisations de la méthode du calcul du DFA dont le nombre de fenêtre à considérer dépend de la longueur de la série temporelle.

Ensemble, ces différentes mesures non-linéaires permettent de caractériser la complexité du système moteur et de définir comment celle-ci est modulée en fonction des contraintes appliquées au système (*e.g.* pathologie, vieillissement ou autres conditions particulières). Pour observer des modulations dans le cadre du mouvement humain, la marche représenterait un cadre d'étude privilégié. En effet, elle exprime un niveau de complexité supérieure à d'autres tâches classiquement utilisées (*e.g.* Tapping, temps de réaction ; Roume, 2019). De plus, c'est une activité surapprise, fondamentale et essentielle à la survie des individus (Studenski et al., 2011 ; Zanin et al., 2022). Ainsi, elle incarne de nombreuses caractéristiques scientifiquement pratiques en étant automatisée, synergique, générale, cyclique et phylogénétiquement ancienne (Bernstein, 1967 ; Mileti et al., 2020).

Synthèse

- ❖ Le mouvement humain est éminemment variable. Cette variabilité est la conséquence de l'abondance motrice, *i.e.* l'ensemble des solutions motrices disponibles (et redondantes) permettant de réaliser efficacement une tâche.
- ❖ Les multiples degrés de liberté sous-tendant cette abondance inciteraient le SNC à en réduire la dimensionnalité en contrôlant les mouvements grâce à des synergies motrices et musculaires. Ces modes de coopérations renvoient au principe d'auto-organisation du système qui fait référence à la théorie des systèmes dynamiques.
- ❖ Cette auto-organisation caractérise la complexité du système moteur humain. La complexité se définit comme un ensemble de composants (sous-systèmes) interagissant entre eux de façon coordonnée et dans un but précis. Elle permet au système d'être flexible afin qu'il puisse s'adapter lorsque les contraintes appliquées au système moteur (liées à des facteurs individuels, environnementales ou à la tâche) changent.
- ❖ Ainsi, il est important de distinguer l'amplitude de la variabilité qui caractérise les déviations vis-à-vis d'une tendance centrale et la variabilité fonctionnelle qui émerge de la complexité du système. Les deux sont complémentaires afin de caractériser un comportement moteur. Pour la suite, nous distinguerons les mesures de stationnarité pour définir la performance moyenne, de variabilité pour décrire l'amplitude de la variabilité et de complexité pour définir la variabilité fonctionnelle.
- ❖ Il est ainsi important de distinguer l'amplitude de la variabilité qui se réfère au bruit physiologique de la variabilité structurelle et fonctionnelle qui émerge de la complexité du système. Pour la suite, nous distinguerons les mesures de stationnarité pour définir la performance moyenne, de variabilité pour décrire l'amplitude de la variabilité et de complexité pour définir la variabilité fonctionnelle.
- ❖ Différents aspects de la complexité peuvent être évalués. Des mesures d'entropies, de stabilité locale dynamique et fractales permettent de respectivement définir la régularité, la sensibilité aux conditions initiales (l'instabilité) et le degré de persistance/antipersistance d'un système.
- ❖ Ces mesures présentent l'intérêt d'être sensibles à l'altération ou à la restauration de la complexité dans divers contextes et populations témoignant des (in)capacités d'adaptations.

2.2 Locomotion humaine

La locomotion est un acte moteur permettant aux animaux de se déplacer d'un point de l'espace à un autre dans leur environnement. Chez l'homme, elle correspond essentiellement à la marche qui nécessite de pouvoir avancer tout en maintenant de façon contradictoire son équilibre postural (*i.e.* trouver l'équilibre dans le déséquilibre généré par le mouvement). Pour marcher en toute sécurité, plusieurs étapes successives et coordonnées sont réalisées et dépendent d'une interaction complexe entre plusieurs systèmes biologiques tels que les systèmes nerveux, somatosensoriel et musculosquelettique (Diniz et al., 2011). La variabilité inhérente au système locomoteur est nécessaire afin de permettre d'adapter les fluctuations d'un pas à l'autre en fonction du contexte et des contraintes qui s'appliquent sur lui continuellement tels que des stimulations sensorielles externes (obstacles ou les surfaces irrégulières, Kuhman et al., 2022) ou des tâches internes exigeantes sur le plan cognitif (Malcolm et al., 2018). À cette fin, la locomotion humaine repose sur un réseau cérébral étendu avec des aires sensorimotrices corticales contrôlant l'initiation de la marche (Takakusaki, 2013, 2017) et des structures sous-corticales telles que les ganglions de la base assurant la régulation de celle-ci (Grillner et al., 2008 ; Hausdorff, 2007). Ces mécanismes permettent le contrôle de plusieurs articulations et groupes musculaires pour faire face au problème des ddl (Bernstein, 1967) et permettant la notion de mobilité fonctionnelle (Rhea et al., 2014 ; Stergiou & Decker, 2011). Compte tenu de ces interactions complexes, il n'est pas étonnant d'y trouver des dynamiques temporelles déterministiques et chaotiques en son sein. En ce sens, l'utilisation d'outils d'analyse de la variabilité non-linéaires pour évaluer la complexité de la marche ne cesse de croître afin de mieux comprendre comment elle est contrôlée selon les différents contextes de réalisation (*i.e.* contraintes appliquées au système).

2.2.1 Contrôle neurologique de la locomotion

La marche est une activité naturelle, courante et continue qui fait partie intégrante de la vie quotidienne. D'emblée, elle paraît relativement simple et automatique (Malcolm et al., 2018). Cependant en réalité de nombreuses structures sont nécessaires pour marcher dont leur implication respective va dépendre du type de marche qui est réalisé et du type de contraintes (Newell, 1986).

2.2.1.1 Contrôle spinal

La marche de base est contrôlée au niveau spinal par les générateurs centraux de rythme appelées aussi centres locomoteurs spinaux (*central pattern generators*, CPG). En effet, Brown (1911) a démontré que les mouvements locomoteurs d'un chat restaient coordonnés avec l'alternance des contractions musculaires des fléchisseurs et des extenseurs même après lui avoir sectionné la moelle épinière. De fait, la rythmicité des mouvements locomoteurs ne dépend pas d'afférences

sensorielles ni d'efférences descendantes. La marche serait, ainsi, un mouvement automatique (contrôle en boucle ouverte, *feedforward*) puisque les afférences sensorielles ne seraient pas utilisées afin de réaliser la commande locomotrice. En revanche, bien que la moelle épinière possède la circuiterie nécessaire pour permettre la locomotion, celle-ci n'est pas suffisante dans de nombreuses situations qui nécessitent un contrôle en boucle fermée (boucle de rétroaction, *feedback*). Dans ce cas, l'information apportée par l'intégration des signaux sensoriels d'origines diverses (afférences visuelles, vestibulaires, proprioceptives, tactiles) est nécessaire afin de réguler et d'adapter la marche selon le contexte d'exécution. Cette régulation nécessite l'implication d'autres structures cérébrales dites supraspinales (Rossignol et al., 2006). A partir de la théorie du contrôle hiérarchique, nous pourrions suggérer que les CPG correspondent aux réseaux auto-organisés qui fonctionnent sur un principe d'économie sur lesquelles le SNC n'intervient qu'en cas de besoin.

2.2.1.2 Contrôle cortical

Lorsque l'implication du SNC est nécessaire pour réguler la marche, il faut distinguer le contrôle cortical et le contrôle sous-cortical. Au niveau cortical, les principales structures impliquées sont :

- 1) Le cortex moteur primaire qui intervient essentiellement dans l'exécution des mouvements volontaires fins et distaux des membres (*i.e.* la précision via la réalisation d'ajustement). Pour cela, il reçoit 2 types d'informations : la commande à effectuer venant du cortex prémoteur et une information sensorielle polymodale transitant par le cortex pariétal.
- 2) Le cortex prémoteur qui intervient dans la sélection du programme moteur en fonction du contexte mais également dans de nombreux autres processus tels l'apprentissage moteur, le contrôle de la musculature, et le contrôle des mouvements automatiques et semi-automatiques accompagnant le mouvement volontaire. Il est impliqué dans la réalisation de tâches locomotrices complexes.
- 3) L'aire motrice supplémentaire, quant-à-elle, prépare la coordination des mouvements complexes bilatéraux et programme les mouvements complexes (Marin & Danion, 2005). Dans le cadre de la marche, elle interviendrait davantage dans le maintien postural que durant le mouvement en lui-même (Takakusaki et al., 2008)
- 4) Le cortex pariétal postérieur. Bien qu'il ne s'agisse pas d'une aire du lobe frontal, les auteurs suggèrent une contribution de ce cortex dans la planification mais également l'exécution de modifications de la marche (McVea et al., 2009). Celui-ci est notamment impliqué dans la transformation des informations visuelles en informations spatiales, intégrées par M1 et indispensables au guidage des mouvements. Cette zone est reconnue comme une aire multimodale du cortex associatif et serait le siège de la formation du schéma corporel.

L'état actuel de la neuroanatomie du contrôle de la locomotion a été synthétisé par Takakusaki (2013). Dans son modèle, les projections du cortex visuel et pariétal vers le cortex moteur nous indiquent que ce dernier intègre les informations visuelles et somatosensorielles de l'environnement. Ainsi, suite aux informations apportées par le cortex visuel (pariétal), telle que la vue d'un obstacle, le cortex moteur va intégrer ces informations pour construire une commande motrice permettant de franchir cet obstacle. Ce dernier est donc impliqué dans le traitement des informations sensorielles qui permettent la régulation de la marche.

L'information sensorielle joue un rôle crucial dans la locomotion et aurait 3 rôles principaux (Pearson, 1993) :

- 1) L'entraînement des motoneurons actifs en renforçant l'activité des CPG comme les extenseurs des membres postérieurs pendant la phase d'appui.
- 2) La contribution aux réflexes de correction suite à des perturbations soudaines (*i.e.* en gérant le timing par lequel le *feedback* sensoriel fournit l'information afin d'assurer que la réponse motrice soit appropriée)
- 3) La production des signaux d'erreur essentiels informant le cerveau de différences entre le mouvement attendu et le mouvement réellement exécuté, afin d'actualiser les mouvements futurs (apprentissage moteur).

L'intégration des informations sensorielles intervient lorsqu'il faut modifier ou adapter le mouvement basique habituel donc lorsque la voie corticospinale est mise en jeu lors de mouvements plus complexes. C'est le rôle correcteur du niveau supra-spinal. On évoque principalement les afférences sensorielles périphériques. Ce rétrocontrôle sensoriel périphérique permettrait ainsi que la correction du mouvement soit plus flexible et que l'afférence visuelle et les autres informations puissent être prises en compte avant que les muscles soient activés (Nielsen, 2003). Ces afférences modulent les entrées sensorielles pour pouvoir s'adapter à l'environnement et incluent les afférences cutanées qui proviennent des mécanorécepteurs et celles proprioceptives qui proviennent des muscles et des articulations (Rossignol et al., 2006).

Globalement, les intégrations multisensorielles reposent sur un processus de combinaison des entrées sensorielles où le poids de chaque type d'information est proportionnel à sa fiabilité relative dans un contexte donné (Kabbaligere et al., 2017 ; Vidal & Lacquaniti, 2021). Ainsi, les poids attribués ne sont pas des quantités fixes mais varient en fonction des différentes contraintes qui s'appliquent au système (*i.e.* environnementales, individuelles et de la tâche ; Newell, 1986) (Nashner et al., 1982 ; Peterka, 2018 ; Peterka & Benolken, 1995). Ces mécanismes de pondération sensorielle ont été très étudiés et validés pour le contrôle postural mais ont été relativement peu

explorés dans la locomotion (Bruijn & van Dieën, 2018). En revanche, il est communément admis que les feedbacks visuels et somatosensoriels jouent un rôle essentiel dans la marche (Beurskens et al., 2014 ; Gandevia, 2001). Par exemple, les afférences proprioceptives provenant de la face plantaire des pieds joueraient naturellement un rôle clé dans le maintien de l'équilibre (Pasma et al., 2012) bien que ces dernières seraient plus importantes dans le maintien de la station debout que dans la marche (Courtine et al., 2007). Chiba et al. (2016) ont distingué les mécanismes de pondération sensorielle en deux niveaux. D'une part, les *dynamiques lentes* qui font références au profil sensori-moteur d'un individu, *i.e.* modification à long-terme induite notamment par la pathologie et mettant en jeu la plasticité cérébrale. D'autre part, les *dynamiques rapides* qui correspondent aux adaptations et repondération sensorielle à court terme, *i.e.* régulation en cours de mouvement selon les contraintes environnementales mettant en jeu la flexibilité. Finalement, cette flexibilité et ce contrôle de rétroaction en boucle fermé sera d'autant plus nécessaire et impactée dans le cadre de la marche par rapport à une tâche de contrôle postural puisque l'action de marcher va induire en retour une modification du champ de flux disponible à travers chaque modalité sensorielle (*e.g.* luminosité de l'environnement ; conditions météorologiques ; Bruijn & van Dieën, 2018 ; Peterka, 2018). Dans le cadre du contrôle postural, Redfern et al. (2001) ont démontré que la mise en place de ces mécanismes de repondération sensorielle était coûteuse en attention. Ainsi, le contrôle de la marche à travers l'action de ces mécanismes devrait également impliquer des ressources cognitives.

2.2.1.3 Contrôle sous-cortical

Par ailleurs, la régulation de la marche à partir du traitement des afférences sensorielles ne passe pas seulement par la voie corticospinale mais par de nombreuses autres voies impliquant d'autres structures dites non-corticales générant un contrôle sous-cortical de la marche (Takakusaki, 2013). Brièvement, il est communément admis que les informations du cortex empruntent deux voies descendantes distinctes, la voie pyramidale qui projette directement sur les neurones spinaux par la voie corticospinale et la voie extra-pyramidale qui concerne toutes les autres voies appelées voies indirectes de la motricité automatique d'origine sous-corticale. La voie pyramidale contrôle les mouvements volontaires distaux et fins tandis que la voie indirecte forme un relai au niveau de l'hypothalamus et des ganglions de la base dans le but de sélectionner le comportement moteur adapté dans une situation donnée. Ainsi, cette dernière met en jeu différents relais neuronaux et leurs synapses sont souvent complexes avec des systèmes d'inhibition et de rétroactivité (Richard & Orsal, 2007 ; Takakusaki, 2013). De manière non-exhaustive, nous retrouvons les faisceaux réticulospinaux (antigravitaire et gravitaire) ; le faisceau rubrospinal (noyau rouge, destiné à la régulation de la préhension des mains et de la coordination des membres

inférieurs et supérieurs) ; les faisceaux colliculospinaux (mouvements involontaires, stabilisation tête et cou) et le faisceau vestibulospinal (rôle dans le maintien de l'équilibre général). Les structures impliquées dans ces relais sont également en grand nombre. Nous pouvons citer principalement :

- les ganglions de la base (ou noyaux gris centraux) qui ont un rôle essentiel dans le contrôle volontaire de la locomotion (*e.g.* initiation & terminaison de la marche) et la prise de décision (*e.g.* sélection et déclenchement de la marche). Ils permettent notamment des mouvements fluides et coordonnés (Reilly, 2021).
- le cervelet qui a un rôle essentiel dans l'initiation de la marche et la sélection d'un patron de marche adapté en régulant les interactions entre les différentes structures impliquées. Il participe également à la régulation du contrôle postural.
- les 3 régions locomotrices supraspinales dont la région locomotrice du cervelet (rôle principalement pour initier la marche) ; la région locomotrice sous-thalamiques ou diencephalique (rôle mal défini même si supposé dans l'initiation de la marche) et surtout la région locomotrice mésencéphalique (Shik, 1966) qui est impliquée dans la régulation du tonus musculaire de la posture et de la marche mais aussi dans l'initiation et l'accélération de cette dernière. C'est un pivot de l'intégration des commandes locomotrices venant des structures cérébrales supérieures. Elle sert d'unité de contrôle (Lafrance-Zoubga, 2016).

Pour résumer, la marche est initiée et adaptée au niveau cortical, modulée et régulée au niveau sous-cortical tandis que la génération des mouvements automatiques, réguliers et rythmiques est réalisée au niveau spinal par les CPG. Ainsi la marche peut être considérée comme un processus automatique seulement dans certaines conditions de marche dites normales lors desquelles l'activité des CPG est suffisante. Dans des situations plus complexes, elle nécessite l'implication d'un vaste réseau de processus spinaux, cérébraux et sous-corticaux (Grillner et al., 2008 ; Takakusaki, 2013, 2017) ainsi que des afférences sensorielles (visuelles, vestibulaires, somatosensorielles ; Aoi & Funato, 2016). La complexité associée à ces sous-systèmes en interaction permet de réguler le mouvement et de répondre favorablement aux diverses contraintes de l'environnement tout en maintenant la stabilité posturale (Winter, 1995). Le feedback sensoriel joue un rôle fondamental dans cette régulation (Rafiee & Kiemel, 2020) notamment sur le contrôle de la vitesse (Logan et al., 2010), la stabilité (O'Connor & Kuo, 2009). Cependant, la façon dont tous ces systèmes (neuro-musculosquelettique) se coordonnent et la manière avec laquelle ils utilisent ces nombreuses informations pour gérer la redondance motrice et réaliser une marche à la fois stable, complexe et flexible sont des questions encore ouvertes (Aoi & Funato, 2016 ; Malcolm et al., 2018 ; Ruder, 2021).

2.2.2 Contrôle de la locomotion dans des conditions de marche non perturbées

La stabilité est un critère essentiel à la régulation fonctionnelle de la marche (Bruijn et al., 2013). Pour l'aborder, il faut nécessairement évaluer à quel point la marche fluctue en termes de stationnarité (*i.e.* performance moyenne) et de variabilité dans différentes conditions de marche. En effet, deux patrons de marche différents peuvent présenter une quantité de variabilité équivalente, tandis que deux patrons de marche identiques n'impliquent pas nécessairement une même quantité de variabilité. En ce sens, une modification de la stationnarité (*e.g.* adoption d'un nouveau patron) peut être interprétée comme une adaptation (biomécanique) fonctionnelle à l'instabilité afin de réduire le nombre de ddl à gérer pour contrôler le mouvement (Bernstein, 1967). Tant qu'ils sont mobilisables et adéquats pour répondre à la tâche, l'abondance motrice permet à la personne de s'adapter. Cependant, si l'instabilité augmente notamment du fait d'une complexification de la tâche alors le système deviendra plus complexe à gérer jusqu'à devenir ingérable (*i.e.* risque de chute, Gouelle et al., 2021). Dans ce cadre, une augmentation du montant de variabilité serait le reflet d'une instabilité et se produirait lorsque l'adaptation fonctionnelle n'est pas possible (Stergiou & Decker, 2011). Par ailleurs, la variabilité n'est pas nécessairement synonyme d'instabilité. Il convient de distinguer la stabilité globale de la stabilité locale évaluée respectivement à partir des mesures linéaires et des mesures non-linéaires (complexité). Globalement, les mesures de complexité permettent d'aborder plus spécifiquement la façon dont la marche est contrôlée dans le temps (*i.e.* pas à pas). Ainsi, les mesures de stationnarité, de variabilité et de complexité évaluent différents aspects de la dynamique de la marche et sont complémentaires. Leur combinaison est essentielle afin d'évaluer objectivement comment la locomotion est contrôlée dans différentes situations d'un point de vue cinématique et neuromusculaire.

2.2.2.1 Evaluation cinématique du contrôle de la locomotion

La vitesse du pas est un marqueur fonctionnel de la marche. Une diminution de la vitesse de marche préférentielle et de la vitesse maximale avec l'âge a été démontré (Bohannon, 1997). De même, une vitesse de marche (V) réduite serait un signe préclinique pour déceler des personnes âgées à risque de développer des maladies neurodégénératives confirmant l'interdépendance entre la cognition et la locomotion (*Mild Cognitive Impairment*, Verghese et al., 2008). Ainsi, la vitesse est un paramètre essentiel dans le contrôle de la locomotion et la caractérisation du patron de marche (Gouelle et al., 2021). Par ailleurs, ce paramètre est finement contrôlé par le SNC lors de la marche sur tapis à vitesse fixe. En effet, dans cette condition, la vitesse de marche présente des fluctuations antipersistantes. Ainsi, maintenir une vitesse de marche constante représenterait une fonction de but que le SNC peut accomplir par différentes combinaisons de longueur et de durée d'enjambée

(GEM ; Dingwell & Cusumano, 2010 ; **Figure 4**). En cohérence avec le PIM, les analyses fractales ont démontré que les participants en bonne santé arrivaient à tirer profit de cette abondance motrice en corrigeant seulement les déviations qui éloignaient du GEM (Decker et al., 2012). Ainsi, le coût cognitif associé à la régulation de ce paramètre devrait être très important.

Cependant, contrairement au contrôle postural (*i.e.* équilibre statique), la marche présente un contrôle dynamique passif (Bauby & Kuo, 2000). A l'aide d'un marcheur mécanique passif, ces auteurs ont démontré que les mouvements d'avant en arrière (*i.e.* axe antéropostérieur – AP) pouvaient être réalisés tout en étant stable. A l'inverse, les mouvements latéraux (*i.e.* axe médiolatéral – ML) étaient hautement instables. Pour lutter contre cette instabilité, le système réalise un ajustement actif du placement latéral du pied à chaque pas, piloté par les feedbacks sensoriels qui devrait nécessiter des ressources attentionnelles. A l'opposé, les propriétés dynamiques passives des membres peuvent être exploitées dans le plan sagittal en boucle ouverte (*i.e.* sans rétroaction). Ainsi, nous pouvons supposer que la marche dans cet axe peut être auto-organisée et requerrait pas ou peu de contrôle de la part des structures supraspinales (*i.e.* fonctionnement relativement automatique à travers l'activité des CPG). Par la suite, de nombreuses études ont confirmé que les humains étaient plus instables et variables dans le plan frontal que dans le plan sagittal (Bauby & Kuo, 2000 ; McAndrew et al., 2011 ; O'Connor & Kuo, 2009).

En ce sens, une réduction de l'équilibre ML a été considérée comme un facteur prédictif clé des chutes chez les personnes âgées (Hilliard et al., 2008) et s'évalue notamment au travers des modifications de la largeur du pas (*e.g.* stationnarité, variabilité). La largeur du pas (W) correspond à l'écartement entre le pied gauche et le pied droit lors de deux pas successifs (Winter, 1987). Généralement, une augmentation de W a été observée chez des personnes âgées (Maki, 1997), et d'autres populations tels que les patients atteints de la maladie de Parkinson (Sale et al., 2013), les amputés transtibiaux (Hak et al., 2013), les individus post-AVC (Hak et al., 2013). Cet élargissement est souvent associé à une stratégie pour compenser un déséquilibre, *i.e.* pour se stabiliser (Maki, 1997). De même, une augmentation de la variabilité de W est associée à des individus plus instables permettant même de prédire les chutes (Brach et al., 2005 ; Maki, 1997 ; Owings & Grabiner, 2004) et refléterait une réduction de la précision du contrôle ML (Krishnan et al., 2013). Par conséquent, la stationnarité et la variabilité de W sont considérées comme des marqueurs de la stabilité globale (Rosenblatt & Grabiner, 2010).

Plus récemment, il a été suggéré que la largeur du pas mais également le placement latéral des pieds (z_B , *i.e.* emplacement du pied à la fin de la phase d'oscillation précédente ; Krishnan et al., 2013) étaient les paramètres privilégiés à prendre en compte dans le contrôle de la locomotion

(Bruijn & van Dieën, 2018 ; Dingwell & Cusumano, 2019). En effet, Dingwell & Cusumano (2019) ont étendu le modèle du GEM pour évaluer les variables régulées dans la direction ML lors de la marche sur tapis roulant. Après DFA, les auteurs ont proposé un modèle multi-objectif avec une régulation ML de la marche basée essentiellement sur W ainsi que, dans une moindre mesure, z_B . Ce modèle était celui qui reproduisait au mieux la dynamique de la marche. Ainsi, il est important de considérer l'endroit où les gens marchent et non seulement la largeur du pas (Kazanski et al., 2020). En ce sens, z_B permet de rediriger les accélérations du CoM pour retrouver l'équilibre et éviter la chute (Townsend, 1985). En effet, la projection verticale du CoM sort de la base d'appui et engendre un déséquilibre à chaque cycle de marche ("chute contrôlée", Perry et al., 1992). Ainsi, le placement du pied peut être prédit par la cinématique du CoM lors de la phase oscillante précédente (Hoogstad et al., 2022 ; van Leeuwen et al., 2020 ; Wang & Srinivasan, 2014). De plus, un contrôle plus faible de z_B a été observé chez des participants à la suite d'un AVC (Dean & Kautz, 2015) ainsi que chez des adultes âgés en comparaison à des jeunes adultes sains (Arvin et al., 2018 ; Hurt et al., 2010). Cette réduction a été associée à une marche moins stable et donc un risque de chute plus élevé.

Afin d'évaluer la stabilité de la marche humaine et prédire le risque de chute, il est admis que le MLE serait l'outil le plus approprié (Bruijn et al., 2013 ; Mehdizadeh, 2018). Dans ce cadre, Lockhart & Liu (2008) ont observé une plus grande sensibilité aux perturbations locales des signaux d'accélération du tronc (témoin d'une instabilité locale) chez les personnes âgées chuteuses comparativement aux personnes âgées saines. Ces résultats ont été confirmés par Toebe et al. (2012). Globalement, une stabilité locale réduite (*i.e.* valeur de MLE plus élevée) a été observée chez les personnes âgées comparativement aux jeunes adultes (Granata & Lockhart, 2008 ; Kurz et al., 2010) ainsi qu'entre les populations de patients et des individus en bonne santé (Kyvelidou et al., 2008 ; Yakhdani et al., 2010). Pour définir l'implication de cette mesure dans le contrôle de la marche, Ahmadi et al. (2019) ont souhaité évaluer les relations entre cette mesure de stabilité locale dynamique, des analyses d'entropie réalisées sur les déplacements ML du CoP ainsi que des mesures de variabilité cinématique (*i.e.* coefficient de variation). Les auteurs n'ont pas observé de corrélations significatives entre ces différentes évaluations. Cette absence de corrélation illustre que ces approches évaluent différents aspects de la dynamique de la marche humaine. Ainsi, ces mesures peuvent être combinées pour obtenir des informations complémentaires sur le contrôle de la locomotion (Stergiou & Decker, 2011 ; Alkjaar et al., 2015). Indépendamment, les mesures d'entropie réalisées sur des données d'accélération du tronc ont permis de distinguer les chuteurs des non-chuteurs (Ihlen et al., 2016) ainsi que les patients souffrant de divers handicaps neurologiques et/ou physiques en comparaison à des sujets contrôles (Lamoth et al., 2010). Par

ailleurs, réaliser ces mesures de complexité sur les déplacements du CoP (CoP-D) dans la direction ML serait plus sensible pour observer des changements dans la marche. Ahmadi et al. (2018) ont démontré que cette variable était plus sensible que quatre autres mesures (CoP-D AP ; vitesse angulaire de la jambe ; et accélérations linéaires du tronc dans les directions AP et ML) pour évaluer l'implication cognitive dans la locomotion avec l'avancée en âge. Etant donné que les activations musculaires sont contrôlées par le cerveau et que la marche présente des dynamiques non-linéaires complexes, Namazi (2021) ont suggéré que leur analyse simultanée aiderait les chercheurs à comprendre les variations du système qui contrôlent nos mouvements. Dans cet optique, ils ont démontré une corrélation entre les mesures d'entropie réalisées sur les données EMG et celles sur la durée du pas.

2.2.2.2 Evaluation neuromusculaire du contrôle de la locomotion

Tout d'abord, les fléchisseurs plantaires (*soléaire* et *gastrocnémien*) et le *moyen glutéal* (Gmed) sont fortement impliqués dans le contrôle ML de la marche (Neptune & McGowan, 2016 ; Roelker et al., 2019). En effet, Rankin et al. (2014) ont observé qu'une plus grande activité du Gmed pendant la phase d'oscillation était corrélée à un placement plus latéral du pied. De plus, une corrélation positive entre l'activité normalisée du Gmed pendant la phase d'appui (0-40% du cycle de marche) et la largeur du pas a été démontrée (Kubinski et al., 2015). Kang & Dingwell (2016) sont les premiers à avoir réalisé des mesures d'entropies sur les patterns EMG. L'objectif de cette étude était d'évaluer si les modifications de la marche liées à l'âge pouvaient être dues à la perte de complexité du système neuromusculaire. Ils ont observé une augmentation de la régularité chez les personnes âgées dans le vaste latéral et le biceps fémoris, mais une réduction dans le gastrocnémien. Ainsi, l'augmentation avec le vieillissement était limitée aux muscles proximaux et associée à une réduction de la complexité (*indice de complexité issue des mesures d'entropie multi-échelle*). A l'inverse, une augmentation de la complexité dans le gastrocnémien résulterait d'autres facteurs notamment en lien avec le maintien de l'équilibre (Kang & Dingwell, 2016). Un facteur possible serait que le *gastrocnémien* pourrait nécessiter un certain niveau de complexité minimale pour éviter de chuter compte-tenu de son implication dans le contrôle ML de la marche.

Egalement, une augmentation de la rigidité des articulations serait adoptée par les participants vieillissants ou pathologiques afin d'améliorer leur stabilité globale dans le contrôle postural (Finley et al., 2012 ; Hortobágyi & DeVita, 2000) ou la marche (Acuña et al., 2019 ; Franz & Kram, 2013 ; Thomson et al., 2020). Par exemple, Acuña et al. (2019) ont observé une augmentation de la coactivation de toutes les paires de muscles (*vaste latéral/ischiojambiers médial ; soléaire/tibiale antérieur ; gastrocnémien /tibiale antérieur*) chez les personnes âgées en comparaison aux

jeunes adultes lors de la marche sur tapis roulant. Les personnes âgées adopteraient naturellement cette stratégie pour améliorer leur stabilité et compenser les effets du vieillissement (Hortobágyi et al., 2009). Dans le même objectif, une augmentation de la cohérence corticomusculaire et intermusculaire traduirait une stratégie visant à maintenir une marche stable (Grosse et al., 2002 ; Johnson & Shinohara, 2012 ; Kitatani et al., 2023). En ce sens, l'adoption de ces stratégies serait coûteuse en termes de ressources cognitives.

Par ailleurs, l'analyse de l'instabilité locale de l'activation des synergies musculaires pourrait caractériser l'instabilité du signal d'entrée provenant du SNC et nous renseigner sur ce coût. C'est pourquoi, des mesures de LDS (*i.e.* MLE) ont été appliquées sur l'activité musculaire (Kang et al., 2009) et plus récemment sur les coefficients d'activation des SM (Kibushi et al., 2018 ; Munoz-Martel et al., 2019 ; Santuz et al., 2018, 2020) afin d'évaluer la modulation du contrôle neuromusculaire. Avec l'augmentation de la vitesse de marche, Kibushi et al. (2018) ont observé, d'une part, un nombre relativement constant de SM (*i.e.* composante spatiale), et d'autre part, une diminution de la stabilité locale (*i.e.* MLE plus élevée) des coefficients d'activation pour chaque synergie (*i.e.* composante temporelle). Ces résultats ont été confirmés par Walsh (2021) et sont cohérents avec ceux relevés sur les données cinétiques et cinématiques (Dingwell & Marin, 2006) indiquant que l'augmentation de la vitesse de marche engendre davantage d'instabilité. Pour lutter contre cette instabilité, le SNC s'appuierait ainsi sur les SM comme éléments de contrôle de la stabilité des coordinations musculaires sous-jacentes à la marche. À l'inverse, Santuz et al. (2020) ont observé à la fois des synergies plus stables localement (*i.e.* MLE réduit) et une augmentation des durées d'activation des SM chez les personnes âgées comparativement aux jeunes adultes lors d'une marche normale. Ces augmentations seraient caractéristiques d'un mécanisme de compensation du SNC afin de diminuer l'instabilité du système (Cappellini et al., 2006 ; Martino et al., 2015). Ainsi, les personnes âgées adopteraient une stratégie de marche visant à réduire leur instabilité qui se traduit par des SM plus stables et des durées d'activation plus importantes. Cependant, le coût cognitif associé à la flexibilité de l'organisation modulaire (*i.e.* à la mise en place des stratégies précédemment définies) reste encore inconnu. Un moyen d'estimer ce coût est d'évaluer la flexibilité en condition de partage attentionnel (*i.e.* paradigme de double-tâche). À notre connaissance, seul Walsh (2021) a apporté des premiers résultats à ce sujet en évaluant les SM lors de la réalisation concomitante d'une condition de marche et d'une tâche cognitive.

2.2.3 Evaluation du coût cognitif associé à la marche : le paradigme de double-tâche cognitivo-locomotrice

2.2.3.1 Principe et intérêts

Les études en neuroimagerie ont confirmé l'implication d'un large nombre de régions cérébrales dans le contrôle de la locomotion humaine notamment les régions corticales frontopariétales associées à l'attention, la mémoire de travail et les fonctions exécutives (*pour une revue*, Hamacher et al., 2015). Au même titre que l'imagerie motrice, utiliser des paradigmes de double tâche (DT) cognitivo-locomotrice permet d'inférer les structures impliquées dans le contrôle locomoteur. De cette façon, la littérature a pu mettre en évidence le contrôle cortical (Lundin-Olsson et al., 1997) et notamment l'implication du lobe frontal dans le contrôle de la marche ainsi que l'implication des fonctions exécutives (*e.g.* mise-à-jour, Beauchet, 2012). Ainsi, ce paradigme est particulièrement intéressant à utiliser dans le cadre de la marche compte-tenu de l'implication des ressources cognitives et attentionnelles dans son contrôle (Al-Yahya et al., 2011 ; Wollesen et al., 2019 ; Woollacott & Shumway-Cook, 2002). La DT peut être utilisée pour évaluer l'implication cognitive dans le contrôle de la marche. Dans ce cadre, aucune tâche n'est priorisée. L'objectif est d'identifier à quelle tâche chaque individu donne la priorité et définir les stratégies de contrôles sous-jacentes. En pratique, les DT consistent à demander aux participant.e.s de réaliser dans un premier temps les tâches seules puis ils sont ensuite amenés à les effectuer simultanément afin de constater les différences de performance. Lorsque les capacités attentionnelles limitées du SNC sont dépassées, on observe soit une dégradation dans les deux tâches soit une dégradation dans l'une ou l'autre ce qui indiquera la tâche priorisée (Abernethy, 1988 ; **Figure 11**, Boisgontier et al., 2011). On parle d'interférence pour indiquer que la réalisation d'une tâche a fait baisser la performance dans une autre tâche (Bourke et al., 1996).

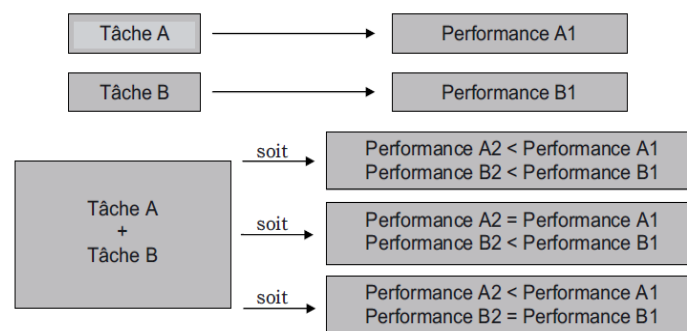


Figure 11. Illustration schématique d'une situation de double tâche utilisée pour déterminer les stratégies de partage de l'attention selon Boisgontier et al., 2011

En plus d'identifier les structures cérébrales mises en jeu dans le contrôle de la marche, ces paradigmes de double tâche sont également utiles dans le cadre clinique afin de mesurer le handicap

(diagnostic), de suivre la progression de la maladie et l'efficacité des interventions (rééducation) (Bayot et al., 2018). En outre, des changements d'interaction (ou coût de double tâche) entre la marche et la cognition ont été observés parmi de nombreuses populations, intégrant des tâches cognitives aussi vastes et variées (*e.g.* fluence verbale, temps de réaction, mémoire de travail, comptage à rebours) et dans diverses composantes de la performance de la marche (*pour une revue*, Al-Yahya et al., 2011). Lorsque les ressources à partager sont similaires (*e.g.* mémoire de travail) alors il y aura une concurrence entre les ressources de ces deux tâches (Wickens, 2002, 2021). Par exemple, plusieurs études ont relevé une réduction de la vitesse de marche (Beauchet et al., 2005 ; Hollman et al., 2007 ; Patel et al., 2014) ou sur tapis à vitesse fixe (*i.e.* lorsque le ralentissement n'est pas possible) une augmentation de la variabilité de la vitesse de marche en condition de DT (Szturm et al., 2013). En revanche, d'autres études ont démontré chez des adultes en bon santé des modifications de la marche en DT pouvant être considérées comme des adaptations bénéfiques à savoir une réduction de la cadence et de la longueur du pas (Al-Yahia et al., 2011), une augmentation de la durée du pas (Beurskens et al., 2016 ; Caramia et al., 2017 ; Rosario et al., 2021) et de la largeur du pas (Kline et al., 2014 ; Magnani et al., 2021) ainsi qu'une réduction de leur variabilité associée (Lövdén et al., 2008 ; Wrightson et al., 2020). Dans le cadre du vieillissement normal et en particulier pathologique, une détérioration de la capacité à partager son attention a été observée (Springer et al., 2006 ; Yogev et al., 2005) suggérant que la capacité de ces personnes à marcher repose davantage sur des processus cognitifs et exécutifs (*i.e.* perte d'automatisme ou désautomatisation de la marche). Egalement, la marche en double tâche réduit l'activité musculaire (Fraser et al., 2007) et l'activation cortico-spinale (Clark et al., 2013). En effet, à travers une analyse dans le domaine fréquentiel, Clark et al. (2013) ont démontré que la synchronisation EMG-EMG des fléchisseurs plantaires dans la bande de Piper (30 – 60 Hz) était réduite. Or, théoriquement, du fait du partage des ressources attentionnelles en DT, moins d'activité corticale est disponible pour aboutir à la contraction musculaire. Ainsi, ces résultats ont permis de confirmer que la synchronisation dans cette bande fréquentielle reflète et permet d'évaluer l'activation cortico-spinale (*i.e.* la commande volontaire). En ce sens, l'analyse des synchronisations intermusculaires permettrait d'inférer le degré d'automatisme d'un mouvement ce qui est fondamental pour comprendre les stratégies de priorisation en DT. Par définition, l'automatisme est liée à notre capacité à exercer un contrôle volontaire sur des activités ou des processus. Dans ce cas, une activité est automatique si aucun contrôle volontaire ne peut être exercé sur celle-ci (Stoffregen et al., 2006). L'automatisme serait un trait caractéristique de la marche chez les adultes en bonne santé et en bon état de fonctionnement (Clark, 2015 ; Fasano et al., 2012). Selon Clark et al. (2015), dans le contexte de la marche, l'« automatisme » fait référence à la capacité du système nerveux à contrôler avec succès une marche

typique et stable en utilisant au minimum les ressources du contrôle exécutif exigeant de l'attention. En ce sens, il a été démontré que des déficits de la marche se caractérisent en partie par un changement de la stratégie de contrôle locomoteur. La marche passerait d'un contrôle automatique à un contrôle exécutif afin de compenser les contraintes appliquées à la marche notamment individuelles (*e.g.* la pathologie). Le contrôle de la locomotion serait plus coûteux en attention, ce qui aurait pour conséquence de diminuer la capacité à partager son attention en condition de DT.

2.2.3.2 Complémentarité des modèles théoriques et limites de la double tâche

La compréhension des mécanismes mis en jeu lors du partage attentionnel en DT a été étudiée à travers plusieurs approches théoriques. D'une part, la **théorie du goulet d'étranglement**, également appelée la théorie du filtre de l'attention ou cross-talk (Broadbent, 1958). Selon cette théorie, la baisse de performance relevée en situation de DT est due à la limitation de notre capacité structurelle appelée le traitement du goulot d'étranglement (Pashler & Johnston, 1998). Les processus cognitifs seraient traités en série (*i.e.* l'un après l'autre). Ainsi, si les tâches à effectuer sont de même nature alors une tâche sera privilégiée et la seconde sera mise à l'écart, le temps de réaliser la première tâche. D'autre part, le **modèle des capacités partagés** se focalise sur les interférences (Plummer & Eskes, 2015 ; Tombu & Jolicoeur, 2003). Dans ce cadre, les individus sont capables de partager leur attention sur les deux tâches en priorisant l'une au dépend de l'autre. En effet, une tâche priorisée aura son exécution réussie au dépend d'une seconde dont la réalisation sera affectée si les capacités attentionnelles de l'individu en question sont dépassées. Ces stratégies de priorisation ou politique d'allocation sont flexibles et dépendent de plusieurs facteurs. Wickens et al. (2015) ont conçu un modèle appelé **gestion stratégique de la surcharge des tâches** (STOM, strategic task overload management) afin de comprendre et d'anticiper quand le participant doit prendre des décisions vis-à-vis de la tâche à choisir de traiter et celle(s) à délaissier. Pour prendre cette décision le STOM évalue les tâches explicitement ou implicitement sur quatre attributs : la saillance de l'arrivée de la tâche, l'intérêt inhérent de la tâche (impactant l'engagement dans celle-ci), la priorité de la tâche (donner à partir d'une consigne) et la difficulté ou exigence en termes de ressources attentionnelles de la tâche. Sur la base de ces quatre attributs pour chaque tâche, le STOM calcule quelle tâche est la plus "attrayante" pour être traitée. Par ailleurs, à partir du modèle de Kahneman (1973), Wickens (2002) a proposé un **modèle des ressources attentionnelles multiples** (**Figure 12**). Ce dernier suggère que la surcharge éventuelle au niveau mental est fonction de (1) la quantité de traitement à effectuer, (2) la proximité entre les tâches à effectuer et (3) la manière dont sont réparties les ressources attentionnelles. Ce modèle permet de faire ressortir les combinaisons qui sont plus optimales que d'autres. L'interférence de tâche peut avoir lieu dans n'importe laquelle des ressources. Le total d'interférence de tâche dépend du niveau

de la demande des deux tâches partageant des ressources communes. Par exemple, une combinaison de deux tâches visuelles aboutira à plus d'interférence qu'une tâche visuelle avec une tâche auditive.

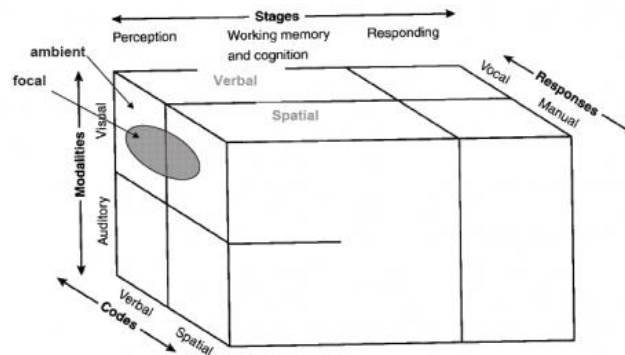


Figure 12. Modèle des ressources multiples. 4 dimensions sont représentées : le type de code (verbal ou spatial), la modalité (auditive ou visuel), les étapes à laquelle se trouve le traitement (perception, mémoire de travail et cognition ou réponse) et la réponse (vocale ou manuelle). Figure extraite de Wickens (2008).

Plus spécifiquement, pour les DT cognitivo-motrices, nous distinguons (i) Le **modèle de compétition entre les domaines** selon lequel une compétition existerait entre les ressources attentionnelles allouées à la tâche cognitive et celles à la tâche motrice (Lacour et al., 2008). Du fait de la proximité entre les tâches réalisées, ce modèle suggère un traitement nécessairement en série à l'instar de la théorie du goulet d'étranglement (Broadbent, 1958 ; Pashler & Johnston, 1998). Ainsi, la performance diminuera dans l'une ou les deux tâches. Cela résultera en une interférence cognitivo-motrice (Patel et al., 2014) appelée aussi coût de double tâche (Doumas et al., 2009) (ii) Le **modèle d'interaction non-linéaire en U-inversée** suggère qu'une relation de cette forme pourrait exister entre les variables et que la tâche motrice pourrait s'améliorer ou se détériorer selon le niveau de demande cognitive généré par la tâche cognitive (Huxhold et al., 2006). En effet, un focus attentionnel interne (*i.e.* porté sur le mouvement) pourrait interférer avec les dynamiques auto-organisées du système moteur (Wulf & Prinz, 2001). L'introduction d'une tâche cognitive avec une faible demande pourrait atténuer l'interférence en induisant un focus externe de l'attention permettant à la tâche motrice d'être réalisée de façon automatique et plus efficace (Lindenberger et al., 2000 ; Vaz et al., 2019). Cependant, si la difficulté augmente, on retrouve le modèle précédent avec la compétition entre les ressources (Huxhold et al., 2006). Ainsi, cette relation en forme de U inversé se produirait lorsque les participants atteignent la limite de leur capacité attentionnelle (Huxhold et al., 2006 ; Van Snellenberg et al., 2014). Ce modèle a notamment été démontré lors de la marche par Verrel et al. (2009) en réalisant des conditions de double tâche de difficulté croissante (1-back à 4-back). Néanmoins, une approche écologique appelée **hypothèse facilitatrice** ou **théorie de la tâche supra-posturale** (Stoffregen et al., 1999, 2007) rentre en confrontation avec

ce modèle en U-inversé dans certains cas particuliers. Cette théorie postule qu'une tâche principale peut permettre la performance d'une autre tâche, de sorte qu'une variabilité accrue dans la tâche principale ne doit pas être interprétée comme un comportement dysfonctionnel (Grubaugh & Rhea, 2014 ; Stoffregen et al., 1999). En effet, les auteurs soulignent que la tâche cognitive ne possède pas seulement une demande cognitive mais également une demande perceptivo-motrice qui va impacter la performance. Ainsi, dans des situations spécifiques, la performance motrice est nécessaire pour atteindre l'objectif de la tâche cognitive (*e.g.*, rester immobile pour lire un signe ou marcher pour percevoir une information sensorielle). Contrairement au modèle en U-inversée, les effets sont expliqués par la conscience de la situation et non seulement par la complexité de la tâche (Wollesen et al., 2019) ; (iii) Le **modèle de priorisation de la tâche** suggère que si les ressources attentionnelles peuvent être divisées entre deux tâches alors l'une d'elle sera priorisée (Lacour et al., 2008). Cette priorisation va dépendre de la complexité et des contraintes appliquées à la tâche ainsi que des capacités des individus pour y répondre favorablement. Plusieurs études suggèrent que la tâche cognitive serait davantage priorisée permettant ainsi une automatisation du contrôle moteur (Donker et al., 2007 ; Huxhold et al., 2006 ; Polskaia & Lajoie, 2016). A l'inverse, les individus à risque de chute auraient tendance à prioriser la tâche motrice afin d'éviter une instabilité et risquer de chuter. Ce « principe du *postural first* » a été notamment observé chez les adultes âgés et les patients vestibulaires (Shumway-Cook et al., 1997). Par la suite, Yogeve-Seligmann et al., (2012) ont adapté ce modèle à la marche en définissant les notions « *Posture/gait first* » ou « *posture/gait second* ». D'après le modèle STOM, un changement de priorisation d'une tâche vers une autre tâche pourrait également survenir si elle devient plus attrayante au cours de l'action ou d'une condition à une autre. L'association de ces différents modèles permet de comprendre les différents résultats pouvant être observés dans le cadre des DT cognitivo-motrices.

Cependant, l'interprétation restent complexes et soumises à débat. En effet, la pluralité des DT possibles rend difficile le choix des tâches et la comparaison entre les études (Bayot et al., 2018 ; Piche et al., 2022). Bayot et al. (2018) relèvent que l'interférence en DT va dépendre :

- 1) **des conditions de réalisation de la tâche motrice** : tapis vs. marche sur sol, le type de surface, les conditions de marche (*e.g.* chemin large, étroit), la direction de la marche ; les perturbations appliquées (*e.g.* sensorielles, mécaniques),
- 2) **des variables locomotrices évaluées** : le type de variables (*e.g.* cinématique, cinétique ou musculaire) et d'analyses (*e.g.* stationnarité, variabilité, complexité) considérés sans oublier la distinction ou non des étapes du cycle de marche (*i.e.* analyse sur le cycle de marche entier ou distinction des étapes de la phase d'appui et de la phase oscillante) (Fino et al., 2018)

- 3) **de la nature et de la complexité de la tâche cognitive concurrente** : la modalité de stimulation (*e.g.* auditive, visuelle) ; modalité de la réponse (*e.g.* verbale, manuelle) ainsi que des indices évaluées qui peuvent être plus ou moins sensibles selon le contexte. Par exemple, une tâche cognitive impliquant des facteurs d'interférence internes (*e.g.* tâche de calcul mental, n-back) induirait des perturbations de la marche plus importantes que celle qui implique des facteurs d'interférence externes (*e.g.* tâche de temps de réaction, Go/no Go), Al-Yahya et al., 2011 ; Rahman et al., 2021). Également, la nature continue ou discrète de la tâche aura un impact. Il semblerait qu'une tâche continue faciliterait le contrôle moteur automatique en réduisant les ressources allouées à celui-ci (Lajoie et al., 2016).
- 4) **des instructions données avant et durant la tâche** : les instructions de priorisation de la tâche (Thomson et al., 2020 ; Yogev-Seligmann et al., 2012), les consignes basées sur une focalisation interne (*i.e.* sur la tâche de marche) ou externe (*i.e.* sur l'environnement) (Hamacher et al., 2019) ainsi que les consignes associées à la réalisation des tâches (*e.g.* « Marcher en faisant des longs pas »).

Ces différents modèles sont complémentaires afin d'évaluer l'implication cognitive sur les stratégies de contrôle locomotrice. En ce sens, une attention particulière sera octroyée à considérer les similitudes et différences entre nos tâches locomotrices et celles cognitives afin d'envisager le possible partage des ressources attentionnelles sur les deux tâches (*i.e.* traitement parallèle), les stratégies de priorisations sous-jacentes (Wickens, 2002 ; Wickens et al., 2015) et le niveau d'attention porté sur la marche (focus interne vs externe ; Lindenberger et al., 2000). En plus des limites à considérer, le manque de standardisation se reflète également au niveau des données mises à disposition dans les études. En effet, de nombreuses études ont analysé seulement la performance de la tâche locomotrice puisque la tâche cognitive était intégrée dans la DT seulement pour perturber la marche (Malcolm et al., 2018 ; Rombaut et al., 2011). Or, sans évoquer la performance et/ou le coût de double tâche sur la tâche cognitive, nous ne pouvons pas distinguer les tâches priorisées et conclure sur le coût cognitif associé aux stratégies de contrôle de la locomotion.

2.2.3.3 Impact de la double tâche sur les stratégies de contrôle de la marche et coût cognitif associé.

Peu d'études ont cherché à définir le coût cognitif associé au contrôle de la marche à travers l'utilisation de la DT. La majorité l'ont utilisé davantage comme une perturbation afin d'évaluer les effets d'une ou plusieurs DT sur la marche. Cependant, les résultats observés notamment sur les mesures de complexité ont un intérêt pour comprendre la flexibilité du contrôle de la locomotion. Globalement, malgré les limites susmentionnées, les résultats obtenus renvoient à l'adoption d'un patron de marche plus prudent (*i.e.* une rigidification) afin de maintenir l'équilibre sous une charge

accrue (Verrel et al., 2009). Ainsi, la capacité du SNC à utiliser l'abondance motrice va diminuer en cas d'interférence ; les mesures de variabilité et de complexité seront affectées suggérant un risque plus élevé de chutes (Lamoth et al., 2011 ; Yogev-Seligmann et al., 2010). Dans ce cadre, les auteurs ont observé que les participants sains avaient une marche à la fois **moins stable localement** (Bruijn et al., 2009 ; Magnani et al., 2017), **plus ou moins complexe** (Decker et al., 2012, 2013 ; Magnani et al., 2017) et moins régulière (Ahmadi et al., 2019). En effet, une diminution de la stabilité locale dynamique (MLE) a été observée en DT du fait de l'interférence cognitive entre la tâche de marche et la tâche cognitive (Ahmadi et al., 2019 ; Bruijn et al., 2009 ; Magnani et al., 2017, 2021). Les résultats issus des mesures fractales sont plus hétérogènes, avec soit une diminution du coefficient d'autosimilarité (alpha) en double-tâche (Decker et al., 2012 ; Hausdorff, 2009) soit aucun changement (Grubaugh & Rhea, 2014 ; Hausdorff, 2009), voire même une augmentation (Decker et al., 2013 ; Gilfriche, 2019). Les choix méthodologiques et les limites associées à la double tâche (*e.g.* tâches utilisées, choix des variables dépendantes) et à l'outil (DFA) peuvent expliquer ces résultats contradictoires. Par exemple, Grubaugh & Rhéa (2014) n'ont pas observé une modification des stratégies de régulation des fluctuations de la durée du pas après avoir demandé aux participants de marcher sur un tapis à vitesse fixe tout en répondant verbalement à des tâches cognitives présentées sur un écran face à eux. Outre les conditions faiblement écologiques, l'absence de résultat peut être associée à l'évaluation des fluctuations persistantes de la durée du pas. Effectivement, Decker et al. (2013) ont démontré que la diminution des ressources cognitives disponibles impacte seulement les paramètres présentant de l'anti-persistance. Ainsi, ils ont uniquement observé une réduction de l'antipersistance des fluctuations de la vitesse du pas à mesure que la difficulté de la tâche augmente lors de la marche à vitesse fixe. Dans ces conditions, des traitements cérébraux de haut-niveaux (*i.e.* impliquant les fonctions exécutives) sont seulement impliqués dans la régulation de la vitesse du pas (*i.e.* GEM) pour réaliser la tâche en minimisant les coûts cognitifs de la locomotion. Ces résultats sont en accord avec la TCH. L'antipersistance des fluctuations de la vitesse du pas est contrôlée à partir du PIM tandis que les fluctuations persistantes des variables élémentaires sont auto-organisées et contrôlées par des processus de bas-niveau. Par ailleurs, Ahmadi et al. (2019) ont observé une augmentation de la variabilité ainsi qu'une réduction de la régularité et de la stabilité locale des déplacements ML du CoP en condition de DT.

Compte-tenu de ces effets sur le plan comportemental, des chercheurs se sont intéressés à ces potentiels changements dans la stabilité ou la complexité de la commande motrice. Walsh (2021) a déterminé les effets de la vitesse et d'une double tâche cognitive (*i.e.* comptage à rebours de 7 en 7) sur la stabilité locale et la complexité à la fois des synergies musculaires et des mouvements du CoM. Ils ont observé une augmentation de la stabilité locale des SM ainsi qu'une

réduction de la stabilité locale du mouvement uniquement vertical du CoM en DT. Ces résultats suggèrent que l'augmentation de la stabilité des SM pourrait être une compensation du SNC pour minimiser l'impact des interférences cognitives sur la stabilité du mouvement. Ce mécanisme aurait eu pour effet de préserver la stabilité locale des mouvements AP et ML du CoM (Walsh et al., 2021). Cette augmentation de la stabilité des synergies musculaires (et baisse de complexité) a également été observée dans des conditions perturbées qui permettent de mieux comprendre et définir les stratégies de contrôle (Santuz et al., 2020).

2.2.4 Contrôle de la locomotion dans des conditions de marche perturbées

Dans notre quotidien, nous naviguons dans des environnements complexes dans lesquels le système nerveux doit continuellement s'adapter aux demandes internes (*e.g.* tâche cognitive à réaliser en parallèle) et externes (*e.g.* monter un trottoir, éviter des piétons). Ainsi, la capacité des individus à marcher de façon stable et viable dépend de nombreux facteurs. Pour comprendre les mécanismes et stratégies de contrôle et d'adaptation dans ces environnements, il est nécessaire de perturber le système afin d'étudier les réponses (Ducharme, 2017 ; Grubaugh & Rhea, 2014 ; Kazanski et al., 2020 ; Shelton et al., 2022). Précédemment, plusieurs types de contraintes et/ou perturbations ont déjà été évoqués. En effet, l'étude de la marche chez des personnes âgées ou pathologiques peut être assimilée à une contrainte individuelle tandis que celle en DT ou sur tapis à vitesse fixe modifient la contrainte de la tâche. Grâce aux importantes évolutions technologiques et techniques, des perturbations naturelles, spécifiques et écologiques (*e.g.* la réalité virtuelle permet de simuler des environnements réalistes) ont permis d'identifier différentes sous-tâches du contrôle de la locomotion et leurs mécanismes sous-jacents en plus d'évaluer le rôle des informations sensorielles dans les stratégies adoptées (Rafiee & Kiemel, 2020 ; van der Kooij et al., 2005).

2.2.4.1 Perturbations mécaniques du support

Il est possible de manipuler un très grand nombre de paramètres pour venir perturber mécaniquement la marche des participants (vitesse / accélération du tapis, inclinaison, dissociation bilatérale, translations latérales, surface irrégulière, etc.). Pour l'analyse du contrôle de la marche, les oscillations du support (en AP et ML) sont les plus adaptées puisqu'elles présentent l'avantage d'être plus écologiques à l'instar des chemins valonnés (Santuz et al., 2020) que d'autres perturbations plus abrupts et contraignantes (franchissement d'obstacle, Hak et al., 2019 ; Raffégeau et al., 2022 ; ou paradigmes d'adaptation, Buurke et al., 2018 ; Ducharme & van Emmerik, 2018). La marche étant plus instable et contrôlée dans le plan frontal que dans le plan sagittal (Bauby & Kuo, 2000), des perturbations ML visuelles ou mécaniques affectent davantage la variabilité (O'Connor & Kuo, 2009) et la stabilité locale de la marche que des perturbations AP (McAndrew et al., 2011). D'une

part, une augmentation de la variabilité, une diminution de l'exposant alpha ainsi qu'un contrôle direct plus resserré à la fois de la largeur du pas et du placement latéral du pied ont été observés chez des sujets jeunes, des personnes âgées (Kazanski et al., 2020) ainsi que chez des amputés transtibiaux (Dingwell et al., 2021) lors des perturbations ML appliquées au tapis roulant. Par ailleurs, peu de différences dans la régulation du pas ont été observées entre ces populations respectives par rapport à des individus sains. D'autre part, Santuz et al. (2020) ont observé une augmentation de la durée d'activation (*Full Width at Half Maximum*, FWHM) et des synergies musculaires plus stables (MLE) et moins complexes (Dimension fractale d'Higuchi) dans ces mêmes conditions en particulier chez des personnes âgées. Ces résultats révèlent que le SNC produit un contrôle moins complexe et plus stable localement de la commande motrice lors des perturbations. L'augmentation de la FWHM suggère que cette stratégie du SNC vise à augmenter la robustesse des SM pour lutter contre l'instabilité engendrée par les perturbations.

Ce n'est que très récemment que des études se sont intéressées à évaluer les capacités des individus à faire face à des perturbations lorsqu'ils doivent réaliser d'autres tâches cognitives en parallèle. En effet, des études en DT sur des pistes électroniques d'analyse de la marche ont montré que les jeunes adultes sacrifient leurs performances cognitives pour maintenir leur équilibre (*i.e.* *marge of stability*) lors d'une condition de marche sur une surface peu rigide (Mersmann et al., 2013), avec franchissement d'obstacle (Worden et al., 2016 ; Worden & Vallis, 2016) ou une élévation ou rétrécissement du chemin sur tapis de marche en environnement virtuel (Schaefer, 2014). Cette stratégie de « locomotion first » suggère que les jeunes adultes peuvent maintenir leur capacité à percevoir les perturbations locomotrices même avec l'ajout d'une tâche cognitive (Liss et al., 2022). Kao & Pierro (2022) sont les premiers à avoir évalué l'impact de la réalisation concomitante de différentes tâches cognitives sur l'adaptation de la marche à des perturbations ML du support. Les auteurs suggèrent que les jeunes adultes ont donné la priorité à la tâche de marche dans des conditions de marche plus difficiles bien qu'ils aient observés une diminution de la stabilité lors des conditions de marche perturbées par rapport à celle non-perturbées. De plus, les effets étaient différents selon la tâche cognitive utilisée. Celle ayant eu le plus engendré le plus d'interférence est la PASAT (*Paced Auditory Serial Addition Test*) qui implique à la fois la mémoire de travail et le traitement de l'information. Dans ce test, les participants entendent des chiffres qui leur sont transmis à interval régulier et ils doivent additionner les deux derniers chiffres entendus à chaque stimulation. Ils en ont déduit que les effets des perturbations de la marche dominent les effets des tâches cognitives sans conclure explicitement sur le coût cognitif associé au contrôle de la marche lors de ces perturbations (Kao & Pierro., 2022).

De plus, les perturbations mécaniques imposent des forces physiques réelles et directes sur la marche engendrant une modification des informations proprioceptives auxquelles les participants doivent nécessairement répondre (Kazanski et al., 2020). En ce sens, les effets observés lors de ces perturbations ne seraient pas forcément ou uniquement dûs à un contrôle musculaire actif mais aux effets mécaniques de la perturbation (Brough & Neptune, 2022). Au-delà des perturbations mécaniques, des perturbations sensorielles permettent d'investiguer le rôle de l'intégration sensorielle dans la marche et les stratégies de contrôle sous-jacentes. Contrairement aux perturbations mécaniques, si la stimulation sensorielle n'est pas intégrée par notre SNC, elle pourrait ne pas impacter la marche.

2.2.4.2 Perturbations visuelles

L'importance de la vision (Gandevia, 2001 ; Gibson, 1950 ; Logan et al., 2010 ; Matthis et al., 2017) et de la cognition (Chopra et al., 2018 ; Rafiee & Kiemel, 2020) dans le contrôle de la marche a largement été démontrée. L'apport de la réalité virtuelle a été considérable afin de permettre de contrôler et venir perturber expérimentalement la modalité visuelle à travers le flux optique. Elle offre à la fois une dimension écologique (Plotnik et al., 2015) particulièrement importante en plus de permettre de placer les participants dans des conditions challengeantes (McAndrews et al., 2011). Pendant qu'un individu marche, des informations spatiotemporelles sont projetées sur sa rétine par les objets et les surfaces de l'environnement. Les mouvements relatifs entre lui-même, ces objets et les surfaces extérieures produisent ce qui a été appelé un flux optique (Gibson et al., 1959). Prokop et al. (1997) ont effectué une des premières études à avoir présenté aux participants plusieurs conditions de ce qu'ils ont appelé le flux optique relatif puisque celui-ci dépend de la vitesse des participants sur le tapis. Les résultats de cette étude, validés par Lamontagne et al. (2007) et Schubert et al. (2005), ont démontré que le flux optique module la vitesse de marche. En effet, un flux accéléré induit une diminution de la vitesse de marche tandis qu'un flux inversé engendre une augmentation de la vitesse. Cet effet a été nommé « effet guidance ». Également, Chou et al. (2009) ont montré un impact du flux optique chez des sujets jeunes et âgés sains sur plusieurs paramètres cinématiques (*i.e.* vitesse, longueur et fréquence du pas) à la fois en moyenne et variabilité. Néanmoins, les études précédemment évoquées ont été réalisées avec un environnement visuel virtuel (*i.e.* écran face au tapis) ne représentant pas une situation écologique (Chou et al., 2009 ; Prokop et al., 1997). Dans les études plus récentes, ces environnements sont principalement dispensés par la réalité virtuelle afin qu'ils puissent se rapprocher le plus fidèlement possible de la « réalité » (Frost et al., 2015 ; Salinas et al., 2017). Dans ce cadre, Salinas et al. (2017) se sont intéressés aux stratégies de régulation pas à pas en faisant varier le OF. Ils ont observé que le flux optique influençait la vitesse à laquelle les participants

corrige les écarts de vitesse du pas selon la loi Weber. Cette dernière suggère que la capacité des humains à détecter de petit changement dans l'intensité de la sensation dépend de l'intensité d'origine. En accord avec cette loi, ils ont démontré que les participants ont corrigé plus rapidement les écarts de vitesse dans la condition sans flux optique (*i.e.* écran blanc) que pour les conditions de flux optique non nul. Et, ces corrections s'échelonnaient à mesure que la vitesse du flux augmentait. Ces effets ont seulement été observés sur les fluctuations antipersistantes de la vitesse du pas (*i.e.* paramètre qui est contrôlé sur tapis à vitesse fixe).

Les perturbations du flux optique peuvent également être appliquées dans le plan frontal. McAndrew et al. (2011) ont démontré que ces perturbations engendraient une marche plus variable et localement plus instable que des perturbations dans le plan sagittal. Dans ces conditions, une réduction de la stabilité globale ML (largeur du pas et placement latéral du pied) ainsi qu'une instabilité locale dynamique des mouvements du CoM ou du tronc ont été observées (Franz et al., 2015 ; McAndrew et al., 2011 ; O'Connor et al., 2012 ; O'Connor & Kuo, 2009). De plus, Stokes et al. (2017) ont relevé une augmentation de l'activité EMG du *moyen glutéal* et des muscles posturaux (*i.e. oblique externe et érecteurs du rachis*) pendant la phase oscillante en plus d'une augmentation de la coactivation musculaire (*i.e. Tibial antérieur, soléaire, gastrocnémien médial et long péroné*) au début de la phase d'appui (*i.e.* lors de la mise en charge). Enfin, les ajustements pas à pas du placement latéral du pied étaient positivement corrélés à la variation de l'activité du *moyen glutéal* en réponse aux perturbations lors de la fin de la phase oscillante (Stokes et al., 2017). Ces résultats dans des conditions perturbées confirment l'importance du *moyen glutéal* lors du contrôle ML de la marche (Rankin et al., 2014).

Les altérations du patron locomoteur observées lors des perturbations ML seraient amplifiées chez les personnes âgées du fait des déficits sensoriels liés à l'avancée en âge (Franz et al., 2015). Cependant, d'autres études présentent des résultats divergeants quant à l'effet de l'âge (Kazanski et al., 2020). Kazanski et al. (2020) ont évalué comment les jeunes adultes et les adultes plus âgés régulent leur locomotion quand ils marchent dans des situations impliquant des perturbations ML soit du flux optique soit du support. Indépendamment de la population et du type de perturbations appliquées, bien que les effets soient généralement plus importants pour les perturbations mécaniques, ils ont observé un contrôle plus resserré de la largeur du pas mais également de la position latérale du pied. Ainsi, davantage de ressources attentionnelles devraient être nécessaires afin de permettre ces stratégies d'adaptations. Pour comprendre le lien entre des perturbations cognitives et des perturbations sensorielles, Francis et al. (2015), ainsi qu'Acuña et al. (2019) ont demandé à des sujets âgés et des jeunes adultes de marcher soit en condition de DT soit en étant soumis à des perturbations ML du flux optique. Globalement, Francis et al. (2015) et

Acuna et al. (2019) ont rapporté de faibles effets du partage attentionnel respectivement sur la moyenne et la variabilité de la largeur et longueur des pas et la coactivation des muscles antagonistes par rapport aux effets des perturbations du OF. Ces résultats rapportent un effet limité de la condition de DT. Cependant, la performance à la tâche cognitive n'a pas été enregistrée dans ces études ; la DT était utilisée seulement comme une perturbation. Ainsi, les résultats obtenus pourraient être dûs à des stratégies de priorisation de la tâche locomotrice aux dépens de la tâche cognitive limitant ainsi l'impact du partage attentionnel sur la marche. De plus, ces études ont évalué d'un côté les effets du partage attentionnel et de l'autre les effets des perturbations du OF. Or, l'implication cognitive du contrôle visuelle lors de la marche n'est pas connue et permettrait davantage de comprendre comment interagissent les fonctions cognitives et les fonctions sensorimotrices dans la réalisation de la marche (Pechtl et al., 2020). A notre connaissance, seules deux études ont évalué des tâches de marche impliquant ces deux perturbations de façon simultanée et seulement chez des sujets jeunes et sains. Malcolm et al. (2018) ont montré que ces participants présentaient une diminution de la variabilité de la largeur des pas et de l'écart-type de la position de la tête dans les deux directions dans des conditions de DT. Plus spécifiquement, ils ont observé un effet d'interaction dans l'écart-type de la position de la tête en AP et ont suggéré l'hypothèse d'une diminution des effets des perturbations visuelles avec l'ajout d'une tâche cognitive simultanée. L'hypothèse sous-jacente serait que si les personnes sont engagées dans leur marche et la réalisation d'une DT, ils ne sont plus en capacité de focaliser leur contrôle cognitif sur la perturbation visuelle (Blomberg et al., 2021). De même, Pechtl et al. (2020) ont constaté une augmentation des erreurs dans une tâche de temps de réaction effectuée dans la modalité visuelle dans des conditions de DT lorsque les participants étaient exposés à des perturbations du OF. A l'inverse, aucune augmentation n'a été observée dans la modalité auditive. Ceci a permis de confirmer l'importance de la modalité sensorielle de la tâche simultanée. En effet, une tâche cognitive présentée dans la modalité auditive peut réduire la capacité à traiter l'information visuelle en raison de l'allocation de ressources attentionnelles vers une autre modalité sensorielle (auditive) (Brockhoff et al., 2022 ; Redfern et al., 2017 ; Wickens, 2002). Ce phénomène pourrait diminuer l'influence des perturbations du flux optique ML sur la stabilité de la marche (*e.g.* l'écart-type de la position de la tête, Malcolm et al., 2018). Cependant, ces deux études souffrent de plusieurs limites méthodologiques dont l'utilisation de perturbations ML non similaires et plus simplistes que celles généralement utilisées (Kazanski et al., 2020 ; McAndrew et al., 2011) ; l'utilisation de tâches cognitives simples (*i.e.* respectivement tâche de temps de réaction et Go/no go) et pour Malcolm et al. (2018) l'utilisation d'un environnement virtuel - et non réalité virtuelle - non écologique. Ainsi,

l'implication de la cognition dans le traitement du flux optique lors du contrôle de la marche reste à définir.

Caballero et al. (2019) ont suggéré que l'augmentation à la fois de l'amplitude de variabilité et de sa structure (*i.e.* complexité) lors de conditions de marche perturbées pourrait être liée à une stratégie exploratoire. Ceci dans le but d'améliorer la perception d'information pertinente pour réguler la marche impliquant nécessairement les mécanismes de pondération sensorielle. Ces mécanismes n'ont pas été démontrés dans le cadre de la marche bien que la littérature suggère que chacune des trois modalités sensorielles (visuelle, vestibulaire et proprioceptive) contribuent à la régulation. De plus, la question est de savoir comment ces informations multisensorielles sont intégrées et le coût cognitif associé à cette intégration. Ainsi, pour compléter et aller plus loin que les études précédentes (Malcolm et al., 2018 ; Pechtl et al., 2020), il est nécessaire de comprendre comment les stratégies locomotrices cinématiques et neuromusculaires définies précédemment sont modulées quand la disponibilité des ressources attentionnelles est manipulée. En outre, la dynamique des processus de pondération étant largement inexplorée, il semble pertinent de s'intéresser à des populations ayant des déficits de l'une de ces modalités afin d'évaluer si l'implication cognitive dans le contrôle de la marche est impactée par le profil sensorimoteur initial. Dans ce cadre, les patients atteints du syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile semblent être un cadre d'étude privilégié puisqu'ils présentent un déficit proprioceptif compensé par une dépendance à l'égard du champ visuel.

Synthèse

- ❖ La marche est une activité complexe : de nombreuses structures sont impliquées lorsque les conditions nécessitent un contrôle et une régulation active (*i.e.* en cours de mouvement).
- ❖ Les afférences sensorielles jouent un rôle fondamental et l'intégration de ces informations nécessite le recrutement de ressources cognitives de haut niveau.
- ❖ Des modifications du patron de marche et des ajustements de la commande musculaire, au travers des synergies musculaires, suggèrent l'implication d'un contrôle cortical dans des conditions de marche perturbées. Une augmentation de la durée d'activation des synergies musculaires serait caractéristique d'un mécanisme de compensation du SNC afin de diminuer l'instabilité globale du système.
- ❖ Les perturbations visuelles dans les plans frontal et sagittal sont régulièrement utilisées pour destabiliser la marche des participants et évaluer la flexibilité motrice, *i.e.* les ajustements actifs réalisés par le SNC afin de répondre aux exigences de la tâche.
- ❖ Un modèle multi-objectif a permis de mettre en évidence une régulation principale de la largeur du pas et dans une moindre mesure du placement latéral du pied lors des perturbations ML.
- ❖ Cependant, le coût cognitif associé à l'intégration de ces perturbations (*i.e.* des informations sensorielles) et au contrôle de la locomotion reste mal caractérisée. Dans ce contexte, les mécanismes neuromusculaires sous-jacents au contrôle de la locomotion n'ont pas été investigués

2.3 Locomotion et déficit proprioceptif associé au syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile

Le syndrome d'Ehlers-Danlos (SED) est un groupe mixte de maladies rares héréditaires dont la caractéristique commune est une altération d'origine génétique du tissu conjonctif regroupant plusieurs formes cliniques. Les tissus conjonctifs, composés principalement de collagène, constituent 80% de tout le corps humain et sont présents à la fois dans la majorité des structures (*e.g.* vaisseaux sanguins, cartilages, muscles) mais également dans les organes (*e.g.* yeux, peau) (Genetics Home Reference). Ainsi, les modifications structurelles du collagène propres au SED auront des conséquences sur la composition et la structure du tissu conjonctif engendrant une symptomatologie multisystémique. Le point commun à toutes ces affections est défini par la triade : hyperlaxité articulaire, hyperélasticité cutanée et fragilité des tissus conjonctifs (Malfait et al., 2017). Cette triade est la cause de douleur chronique (Sacheti et al., 1997). Leur prévalence est estimée à 1 pour 5000 ce qui explique la caractérisation de maladies rares (Ghali et al., 2019).

Depuis les recherches de Edvard Ehlers et de Henri-Alexandre Danlos au tout début du XXe siècle, plusieurs classifications ont été proposées pour différencier les différents sous-types de ce syndrome. La dernière classification est celle de New-York (2017) issue d'un consortium international qui a remplacé la classification de Villefranche qui servait de référence depuis 1998 (Beighton et al., 1998). Cette classification proposée par Malfait et al. (2017) dénombre 13 sous-types selon des critères définis qui leur sont spécifiques et permettent de valider un diagnostic fiable et robuste (origine pathogénique). En parallèle des critères sémiologiques, le diagnostic est validé sur l'identification des gènes impliqués dans la structure et la biosynthèse du collagène qui ont subis des mutations et sont à l'origine des symptômes propres à chaque sous-type (Malfait et al., 2017 ; Miller & Grosel, 2020). Bien qu'il soit le seul pour lequel l'origine génétique n'ait pas encore été identifiée, le SED de type hypermobile (SEDh) est le type le plus fréquemment rencontrée avec les sous-types classiques et vasculaires. Malgré la classification de 2017, la symptomatologie riche et polymorphe associée à ce syndrome rend difficile la détection et le diagnostic de cette pathologie par les cliniciens. Ce constat est d'autant plus vrai pour le SEDh pour lequel le diagnostic, en l'absence d'origine génétique établie, repose uniquement sur la présence de signes cliniques.

2.3.1 Le SED de type hypermobile

Son origine génétique étant toujours indéterminée, le SEDh est au cœur des recherches actuelles (Gensemer et al., 2021). La classification de 2017 vise justement à faciliter la recherche génétique sur ce sous-type en homogénéisant la population atteinte du SEDh pour réussir à isoler le gène qui en est responsable. Ceci explique la présence des critères plus restrictifs que les

précédents qui sont la combinaison d'un ensemble de critères cliniques bien définis (Malfait et al., 2017) mais susceptibles de varier selon le sexe, l'âge et les habitudes du patient (Tinkle et al., 2017). D'après Sobey (2014), sa prévalence serait d'un cas pour 5000 habitants à un cas pour 20 000 habitants incluant une majorité de femmes (90% dans le monde et 82% en France). L'effet des hormones sur l'hypermobilité articulaire pourrait expliquer le pourcentage de femmes symptomatiques plus élevé (Nicholson et al., 2022). L'hypermobilité correspond à l'un des critères à évaluer et il est accompagné de deux autres critères qui doivent tous être validés par le médecin pour confirmer le diagnostic.

2.3.1.1 Critère diagnostic n°1 : L'hypermobilité articulaire généralisée

L'hypermobilité articulaire généralisée (HAG) constitue la condition principale au diagnostic du SEDh. L'hypermobilité ou l'hyperlaxité articulaire décrit la capacité d'un certain nombre d'articulation à se mouvoir soit passivement soit activement au-delà des limites physiologiques considérées comme normales (ou communément admis) à un âge défini (Castori et al., 2017 ; Nicholson et al., 2022). Cette dernière peut avoir une origine génétique comme dans le SED ou le Syndrome de Marfan ou alors être acquise, c'est-à-dire induite par les expériences vécues (e.g. activités physiques, traumatismes, opérations chirurgicales, etc.).

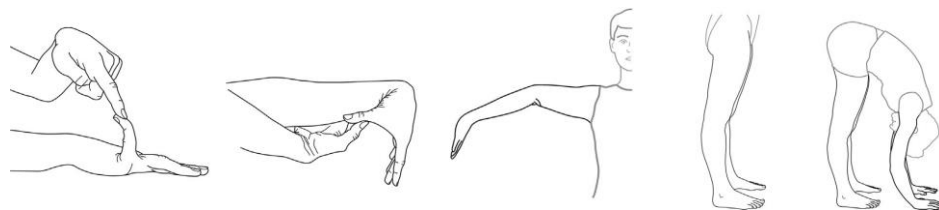


Figure 13. Illustrations des différents tests effectués pour calculer le score de Beighton sur 9 points (p). De la gauche vers la droite sont évalués : 1. Une hyperextension bilatérale de la 5ème métacarpo-phalangienne (sup à 90° : 1p par coté), 2. possibilité de toucher l'avant-bras, pouce en hyperflexion des deux côtés (1p par coté), 3. possibilité de toucher l'avant-bras, pouce en hyperflexion des deux côtés (1p par coté), 4. recurvatum bilatéral à 10 degrés ou plus des deux genoux (1p par genou), 5. possibilité de toucher le sol avec la paume des mains, sans plier les genoux (1 point).

L'HAG est mesurée par le score de Beighton (**Figure 13**) qui quantifie le degré d'hypermobilité articulaire grâce à une échelle allant de 1 à 9 selon le nombre d'articulation présentant une laxité excessive (Beighton et al., 1998 ; Juul-Kristensen et al., 2017). Cependant, le seuil pour diagnostiquer une hypermobilité articulaire généralisée varie en fonction de l'âge puisque l'HAG décroît physiologiquement avec celui-ci (McKay et al., 2016). Ainsi, pour être considéré comme HAG, le score doit être ≥ 6 chez des enfants pré-pubères, ≥ 5 chez les hommes et les femmes de moins de 50 ans, et ≥ 4 pour les individus de plus de 50 ans. Malgré la prise en compte de l'âge des participants et du sexe, le score de Beighton reste également dépendant d'autres facteurs tels que l'heure, l'origine ethnique, l'échauffement, le type d'activité physique réalisée ou les étirements qui peuvent affecter l'hypermobilité articulaire à un instant précis et sur le long-terme

(Malfait et al., 2017). De même, ce score ne prend pas en compte certaines articulations importantes telles que les chevilles, les hanches et les épaules (Ghali et al., 2019 ; Hamonet et al., 2017 ; Housset & Nourissat, 2021 ; Malek et al., 2021). Malgré ces limites, le score de Beighton reste une référence pour juger l'HAG (Cypel, 2019 ; Juul-Kristensen et al., 2017 ; Malek et al., 2021).

Également, si le score est 1 point en dessous du seuil ou en cas d'impossibilité d'appliquer le score de Beighton (*e.g.* chirurgies antérieures, fauteuil roulant, amputations, etc., Malfait et al., 2017), le questionnaire en 5 points (5PQ, Hakim & Grahame, 2003) peut être réalisé pour évaluer l'HAG. Contrairement au score de Beighton, dans le 5PQ, l'hypermobilité est évaluée selon des actions qui ont pu être réalisées dans le passé (*i.e.* informations « historiques ») et s'appuie donc sur l'honnêteté du patient. Si le score de Beighton est inférieur d'un point au seuil fixé en fonction de l'âge ET que le 5PQ est "positif" (*i.e.* au moins deux items positifs sur les 5 proposés), un diagnostic de HAG peut être posé. Par ailleurs, quand l'hypermobilité articulaire est présente sur moins de cinq articulations, on parle d'une hypermobilité localisée (*i.e.* non-associé à un contexte pathologique). De même, l'hypermobilité peut être asymptomatique. Ainsi, une distinction est faite entre hypermobilité localisée et généralisée, symptomatique ou asymptomatique. Un grand nombre de maladies peuvent être associées à l'hypermobilité expliquant la mise en garde à avoir face à des diagnostics différentiels (Colombi et al., 2015). Pour déterminer une HAG, la connaissance des méthodes d'évaluation utilisées est fondamentale (Juul-Kristensen et al., 2017) et chaque mesure doit être réalisée à l'aide d'un goniomètre ou autre matériel adapté, de manière bilatérale et indépendante. Cette procédure constitue donc la première étape au diagnostic du SEDh.

2.3.1.2 Critères diagnostic n°2 et n°3

En plus du diagnostic d'HAG, la classification de 2017 indique que le patient doit répondre à au moins deux des trois caractéristiques présentées ci-dessous pour valider le critère n°2. La première caractéristique concerne la présence de manifestations systémiques ($\geq 5/12$) en lien avec les origines pathogéniques sous-tendant l'expression de cette pathologie (origine multi-systémique relative à l'altération généralisée du tissu conjonctif). Elle intègre la présence d'atteintes cutanées (*e.g.* Peau inhabituellement douce et veloutée, hyper-extensibilité cutanée, cicatrices atrophiques) mais également des déformations dentaires, la présence de prolapsus mitral. La deuxième caractéristique recherchée concerne la présence d'antécédent.s familial.aux de SEDh (caractère héréditaire de la pathologie). Enfin, la troisième caractéristique cherche à extraire la présence de troubles musculosquelettiques tels que des douleurs ou luxations fréquentes ($\geq 1/5$) (**Figure 14**).

- A- Manifestations systémiques (au moins 5):**
1. **Peau inhabituellement douce** ou veloutée
 2. Peau **moyennement hyper extensible**³
 3. **Vergetures** (*striae distensae* ou *rubrae*) sur l'aîne, poitrine, abdomen, dos, cuisses (adolescents, homme ou femme pré pubère) sans modification importante de poids
 4. **Papules piézogéniques** bilatérales du talon⁴
 5. **Hernies abdominales** (crurale, inguinale ou ombilicale) multiples ou à répétition
 6. **2 sites avec cicatrice atrophique** sans cicatrice papier de cigarette/hémosidérique (classique dans le SED)
 7. **Prolapsus** du plancher pelvien, rectal et/ou utérin chez l'enfant, l'homme la femme nullipare sans obésité ou histoire médicale prédisposante
 8. **Encombrement dentaire et palais étroit ou haut**⁵
 9. **Arachnodactylie** définie soit par (1) *signe du poignet bilatéral* (entourer son poignet avec le pouce et l'auriculaire de l'autre main, et de faire se chevaucher ces deux doigts sur au moins une phalange,) soit par (2) "*signe du pouce*" *bilatéral* ou *signe de Steinberg bilatéral* (pouce mis dans la paume, en le recouvrant avec les autres doigts, le pouce dépasse d'au moins une phalange le rebord de la main))⁶
 10. Rapport **envergure des bras - taille ≥ 1.05**
 11. **Prolapsus mitral** modéré ou plus à l'échographie
 12. **Racine de l'Aorte dilatée** Z-score $>+2$
- B- Histoire familiale : un proche ou plus du premier degré présentant les critères de SEDh**
- C- Complication musculaire (au moins un)**
1. Douleur musculo-squelettique dans au moins 2 membres tous les jours depuis au moins 3 mois
 2. Douleur diffuse depuis au moins 3 mois
 3. Luxation ou instabilité franche articulaire sans traumatisme a ou b
 - a. 3 (ou plus) luxations sur la même articulation sans trauma ou 2 (ou +) sur 2 articulations au – sans trauma
 - b. Instabilité articulaire à au moins 2 sites sans lien avec trauma

Figure 14. Critère diagnostique n°2 du syndrome d'Ehlers Danlos de type hypermobile. Deux des trois caractéristiques présentées (A, B et/ou C) doivent être validées (Malfait et al., 2017)

Si le diagnostic du SEDh repose en particulier sur l'expression clinique (critères n°1 et n°2), il s'appuie également sur un diagnostic différentiel. En effet, le critère n°3 quant-à-lui vise à exclure/éliminer d'autres sous-types du SED ainsi que d'autres pathologies héréditaires du tissu conjonctif (*e.g.* Syndrome de Marfan, Syndrome de Loeys-Dietz) ou associant une hypermobilité articulaire (*e.g.* myopathie de Bethlem) (Colombi et al., 2015). Néanmoins, ces grilles de critères « peu spécifiques » doivent être utilisées avec prudence car le SEDh est amené à se confondre dans la réalité clinique, avec le syndrome d'hypermobilité articulaire, asymptomatique ou associé à des douleurs musculo-squelettiques secondaires (Castori et al., 2017).

2.3.1.3 Spectre de l'hypermobilité articulaire généralisée et SEDh

Les troubles de l'hypermobilité articulaire sont nombreux (Tableau 1, Castori et al., 2017). La notion de trouble du spectre de l'hypermobilité (*Hypermobility spectrum disorders*, HSD) a été créée pour distinguer les troubles de l'hypermobilité asymptomatique du SEDh. Cette distinction permet de réduire l'hétérogénéité et faciliter la recherche des causes génétiques. Cliniquement le SEDh est reconnu par un ensemble de critère descriptif tandis que l'HSD est le diagnostic en retour pour les individus qui ne remplissent pas tous ses critères (Castori, 2021). De fait, certains patients

diagnostiqués avec les précédents critères (*e.g.* critères de Villefranche) ne le sont plus selon la nouvelle classification en particulier les patients ayant un HSD généralisé (G-HSD) qui ont un score au test de Beighton positif ainsi qu'une atteinte au niveau musculo-squelettique. Ainsi, les patients présentant une HAG seront considérés comme G-HSD s'ils ne remplissent pas les critères n°2 et n°3 du SEDh. Cette situation n'est pas sans poser des difficultés pour la prise en charge de ces patients. Pour beaucoup ces deux entités sont cliniquement identiques (Aubry-Rozier et al., 2021 ; Tinkle, 2020). En effet, les frontières séparant le spectre continu des manifestations musculo-squelettiques liées à l'hypermobilité articulaire et le véritable phénotype pléiotropique associé au SEDh ne sont pas toujours simples et parfois arbitraires (Castori et al., 2017). Plusieurs études n'ont pas relevé de différences entre ces deux entités en termes de douleurs, de déficit moteur et de manifestations extra-articulaires (Aubry-Rozier et al., 2021). C'est pourquoi, ils sont inclus généralement dans les études dans des proportions non-communicuées (Couvreur et al., 2023).

Tableau 1. Différents spectres des troubles de l'hypermobilité définis selon le résultat au score de Beighton et la présence ou non d'une atteinte musculo-squelettique. PJH : Hypermobilité articulaire Périphérique ; LJH : Hypermobilité articulaire Localisée ; GJH : hypermobilité articulaire généralisée. P-HSD : Trouble du spectre de l'hypermobilité périphérique ; L-HSD : Trouble du spectre de l'hypermobilité localisé ; H-HSD : Trouble du spectre de l'hypermobilité historique ; G-HSD : Trouble du spectre de l'hypermobilité généralisé. SEDh : Syndrome d'Ehlers-Danlos hypermobile. Tableau extrait de sedinfrance.org

SPECTRE DES TROUBLES DE L'HYPERMOBILITE			
	Phénotype	Score de Beighton	Atteinte musculo-squelettique
Asymptomatique	PJH asymptomatique	Généralement négatif	Absente
	LJH asymptomatique	Négatif	Absente
	GJH asymptomatique	Positif	Absente
HSD = Troubles du spectre de l'hypermobilité	P-HSD	Généralement négatif	Présente
	L-HSD	Négatif	Présente
	H-HSD	Négatif	Présente
	G-HSD	Positif	Présente
SED	SEDh	Positif	Possible

Finalement, il est difficile lors d'un premier examen clinique de distinguer l'hypermobilité articulaire asymptomatiques du SEDh. Des évaluations supplémentaires sont nécessaires pour faire apparaître la partie immergée de l'iceberg (**Figure 15**, Nicholson et al., 2022). C'est pourquoi, on parle de maladie invisible. Egalement, les douleurs peuvent s'atténuer temporairement à court terme et permettre une qualité de vie plus supportable, d'où le surnom « d'intermittent du handicap » pour ces malades (Fondation maladies rares). Selon Hamonet et al. (2014) plus d'un million de personnes seraient atteintes du SEDh, soit au-delà du seuil caractérisant une pathologie

rare (Baeza-Velasco et al., 2016 ; Challal et al., 2015 ; Hakim et al., 2021). Du fait du nombre important de patients potentiellement concerné et des connaissances scientifiques croissantes, de nombreux académiciens.iennes considèrent le SEDh comme une condition émergente, une maladie du XXIème siècle (Harte et al., 2020). Maladie ayant de nombreux impacts notamment sur la qualité de vie des personnes, ses réseaux sociaux et sa perception de soi-même (Grahame, 2013 ; Murray et al., 2013 ; Umar et al., 2023). La symptomatologie issue du SEDh est, par conséquent, très riche et variée ce qui rend le diagnostic et la prise en charge complexe.

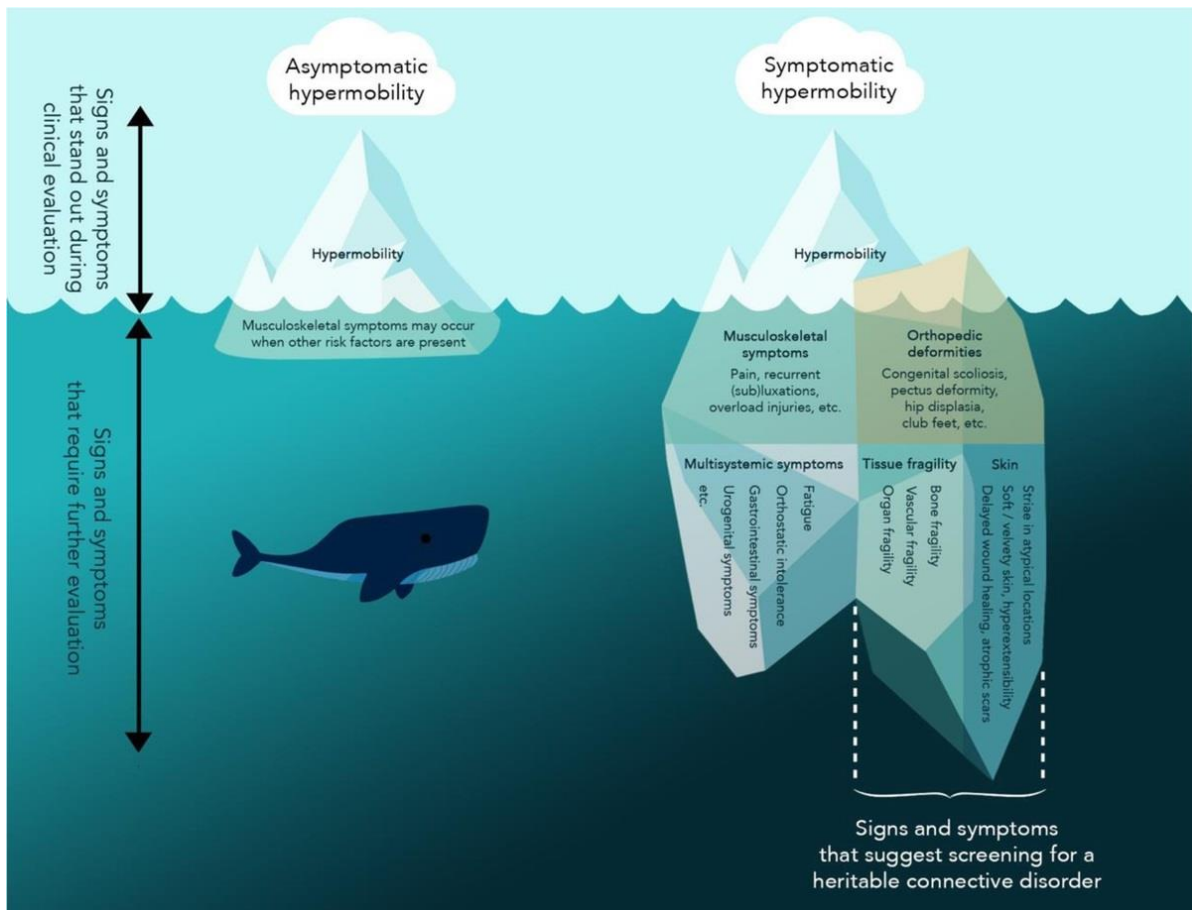


Figure 15. Présentation phénotypique de l'hypermobilité articulaire. A titre d'illustration, l'hypermobilité articulaire peut être comparée à la "pointe d'un iceberg" visible au-dessus de la surface de l'eau car elle peut être une caractéristique frappante qui se distingue lors de l'évaluation clinique. Alors que la plupart des individus restent asymptomatiques (iceberg à gauche), certains patients développent des symptômes qui nécessitent des évaluations additionnelles pour être observés et considérés dans le dépistage d'une maladie héréditaire du tissu conjonctif (iceberg à droite). Figure extraite de Nicholson et al., 2022.

2.3.2 Prise en charge des patients SEDh

Du fait du manque de compréhension et des connaissances actuelles sur la pathologie au sein des professionnels de santé (Bennett, 2020 ; Clark et al., 2023 ; Johnson et al., 2022 ; Robbins et al., 2022 ; Russek et al., 2019), l'anamnèse (*i.e.* récit des antécédents du patient) est souvent marquée par une longue période d'errance diagnostique (*i.e.* 15 à 20 ans ; Hausser, 2020). Cette

errance est dûe à la variabilité des symptômes qui chevauche d'autres pathologies (Hanes, 2021) et à la grande variabilité inter-individuelle des symptômes de chaque patient (*Annexe A0, Tableau S0*). Ces erreurs de diagnostics ont un impact important sur le SEDh et conduisent notamment à la prise de décisions thérapeutiques inadaptées. C'est pourquoi, il est nécessaire d'apporter à la fois des nouveaux marqueurs pour le diagnostic ainsi que des stratégies thérapeutiques efficaces pour son traitement.

2.3.2.1 Prise en charge multimodale et intérêts des orthèses

Le SEDh étant souvent mal diagnostiqué, la prise en charge qui en découle se veut régulièrement inadaptée (Russek & Errico, 2016). Compte-tenu de la myriade de symptôme clinique, de nombreuses solutions thérapeutiques et activités ont été envisagées (*e.g.* thérapies physiques, Tai Chi Chuan, sophrologie, balnéothérapie, TENS, hypnose). Globalement, une approche multimodale doit être systématiquement proposée et adaptée à chaque patient en prenant en compte les symptômes et l'histoire du patient (*i.e.* précédentes thérapies réalisées avec succès ou non) (Brock, 2021). Mettre en place des exercices physiques (*e.g.* posture, proprioception, hydrothérapie, renforcement musculaire, conditionnement physique progressif ; Bénistan & Gillas, 2020) est fondamental dans cette approche pour maintenir l'autonomie des patients et réduire les limitations fonctionnelles. Cependant aucune étude n'a réellement démontré les bénéfices de ce type de rééducation physique dans des essais randomisés et contrôlés (Coussens et al., 2021 ; Engelbert et al., 2017 ; Hanes, 2021 ; Palmer et al., 2020 ; Reychler et al., 2021). Une approche biopsychosociale visant l'autonomisation du patient (*i.e.* autogestion) est également recommandée (Simmonds, 2022). C'est un point important à prendre en compte afin de permettre l'acceptation, la création de réseaux sociaux, l'apprentissage de l'hypermobilité articulaire et l'adaptation aux activités quotidiennes (Bennett et al., 2019). Outre les protocoles de rééducation, la prise en charge par le biais des orthèses a montré des résultats très intéressants dans le cadre clinique (Chopra et al., 2017 ; Dupuy et al., 2017 ; Hamonet et al., 2010).

En effet, les ergothérapeutes et les orthésistes peuvent proposer des dispositifs d'assistance, des appareils orthopédiques, des orthèses, des attelles de repos et d'autres dispositifs (Chopra et al., 2017). Les bénéfices des orthèses conçu sur mesure chez les patients SEDh sont largement documentés dans la littérature. Par exemple, les orthèses plantaires peuvent réduire la fatigue et la douleur chez les patients SEDh (Reina-Bueno et al., 2020). De même, Dupuy et al. (2017) ont démontré que l'amélioration du feedback somatosensoriel induit par le port des semelles proprioceptives et des vêtements compressifs facilite le contrôle postural et que les effets combinés des deux dispositifs sont les plus probants. Ces vêtements viennent comprimer la surface du corps qu'elle revête et stimuleraient les mécanorécepteurs tactiles potentialisant les capacités

proprioceptives (Kraemer et al., 1996 ; Pearce et al., 2009). Dans le cadre de la marche, les vêtements compressifs (VC) induisent une amélioration de la proprioception du genou (Clark et al., 2014 ; Ghai et al., 2018). Chez les patients SEDh, ces dispositifs de suppléances proprioceptives réduiraient également l'hyperextensibilité du tissu cutané ainsi que l'hypermobilité articulaire réduisant les douleurs et la survenue de traumatismes (Hamonet et al., 2010). L'effet proprioceptif de ces contentions est appliqué sur tous les membres et est accompagné généralement par un redressement postural notoire (**Figure 16**). En plus de soutenir les articulations lâches et fournir un apport proprioceptif supplémentaire (Atwell et al., 2021 ; Ghai et al., 2018), les vêtements compressifs peuvent aider à combattre l'intolérance orthostatique et la tachycardie (Cutsforth-Gregory & Sandroni, 2019). Ainsi, le SNC intégrerait les informations proprioceptives en partie retrouvées et modulerait *de facto* le poids des autres modalités sensorielles dans le contrôle postural et du mouvement (Dupuy et al., 2017). Cependant, les orthèses ne doivent pas être proposées isolément mais intégrées dans une prise en charge multimodale. En effet, une prise en charge pluridisciplinaire est largement recommandée afin de tenir compte de la multitude de symptômes (Alsiri, 2017 ; Bennett, 2020 ; Bulbena et al., 2017 ; Challal et al., 2015 ; Ganu & Tadge, 2021 ; Palmer et al., 2014).



Figure 16. Vêtements compressifs portés par deux patientes atteintes d'un SEDh. Images transmises par Orthopédie Vlamynck.

2.3.2.2 Symptomatologie multisystémique

L'origine multi systémique sous-tendant la pathologie induit un cortège de signes cliniques très importants expliquant une variabilité inter-individuelle forte de la symptomatologie (De Wandele et al., 2014 ; Russek et al., 2019). D'autant plus que ces symptômes ne sont pas indépendamment mais interagissent expliquant la complexité inhérente à ce syndrome et les

difficultés des cliniciens à poser un diagnostic. En sus d'une méconnaissance des personnels de santé, cette variabilité inter-individuelle est préjudiciable à la qualité de vie des patients.

La fatigue et les douleurs chroniques font parties des caractéristiques bien connues et répandues chez les patients SEDh (Bulbena-Cabré et al., 2021 ; Sacheti et al., 1997 ; Voermans et al., 2010 ; Voermans et al., 2010) qui peuvent s'avérer handicapantes tant physiquement que psychologiquement (Espiridion et al., 2018). La douleur, le déconditionnement physique ou la perte musculaire pourrait être des causes de fatigue (Gensemer et al., 2021 ; Voermans et al., 2011). Les traumatismes liés à l'hypermobilité articulaire (*e.g.* luxations, entorses) sont également sources de douleurs ponctuelles ou chroniques. Pour expliquer la douleur d'un point de vue physiologique, une hyperalgésie généralisée (*i.e.* augmentation de la sensibilité à la douleur) a également été indiquée chez ces patients (Scheper et al., 2017) de même qu'un déficit du contrôle inhibiteur de la douleur endogène (Leone et al., 2020). Berglund et al. (2015) ont démontré que les douleurs favorisaient l'apparition d'un état de fatigue ainsi que l'apparition d'anxiété et de dépression.

De manière générale, les liens entre SEDh et anxiété/dépression ont été largement démontrés (Bulbena-Cabré et al., 2021 ; *pour une revue*, Kennedy et al., 2022). Par exemple, les patients atteints du SEDh ont quatre fois plus de chance de souffrir d'anxiété que les sujets sans hypermobilités (Smith et al., 2014). Ces troubles pourraient être expliqués par un dysfonctionnement autonome ou par l'hypermobilité symptomatique (Bulbena-Cabre & Bulbena, 2018). L'anxiété est prédominante et se manifeste sous différentes formes tels que la peur de tomber et de se blesser, la kinésiophobie ou la phobie sociale. Ces manifestations renforcent l'isolement ressenti (Berglund et al., 2015) et peuvent aboutir à des comportements suicidaires (Bulbena-Cabré et al., 2021).

Les travaux de Sarah Bennett ont exploré les difficultés psychosociales des patients SEDh (Bennett, 2020 ; Bennett et al., 2019, 2021). Brièvement, 5 thèmes décrivant les expériences de vie d'un.e patient.e SEDh ont été définis : 1) la stigmatisation sociale, 2) les contraintes au quotidien, 3) le manque de compréhension des cliniciens, 4) essayer de suivre le rythme des individus « sains » bien que souvent dépendants de l'aide des proches (qui engendre sentiment de culpabilité et de honte) et 5) garder le contrôle de la situation (**Figure 17**). Finalement, les patients sont frustrés de ne pas pouvoir faire « comme les autres » en participant aux activités sociales « normales » (*e.g.* activités physiques, voir des amis en fin de journée, sortir le soir) du fait de leur état de fatigue ou de douleur. De plus, ils n'arrivent pas à être compris par les autres membres de la société. En effet, les personnes atteintes d'une maladie invisible sont plus susceptibles de subir des réactions négatives de la part des autres, comme l'incrédulité, l'intrusion non désirée d'étrangers et un

manque de soutien social de la part des amis et de la famille (e.g. « c'est du cinéma », Brennan & Creaven, 2016 ; Moses et al., 2005).

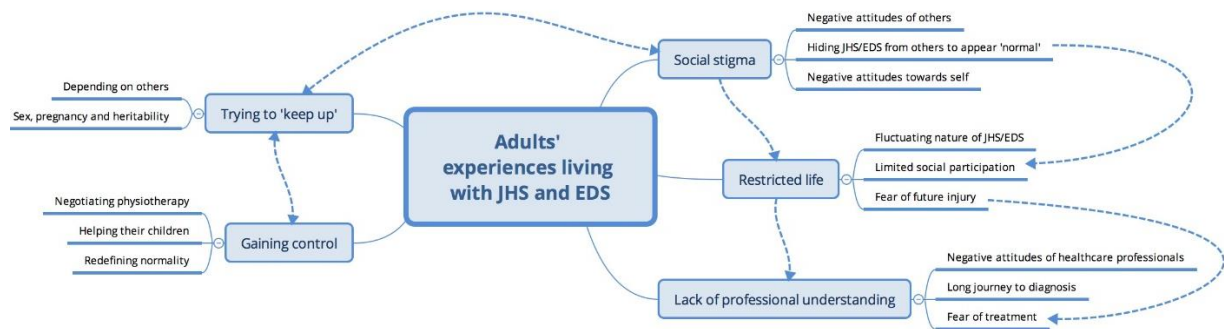


Figure 17. Schéma illustrant les cinq principaux thèmes et quatorze sous-thèmes associées aux difficultés sociales des patients atteints du SEDh. Les flèches représentent les liens entre les thèmes et sous-thèmes. EDH : syndrome d'ehlers danlos, JHS = syndrome d'hypermobilité articulaire. Figure extraite de Bennett et al., 2019.

La littérature récente suggère que les nombreux symptômes définis ci-dessus pourraient être la conséquence de la dysautonomie (Bravo, 2016 ; Starling et al., 2021). La dysautonomie regroupe de nombreux troubles causés par des dysfonctionnements du système nerveux autonome (Bravo, 2016 ; Starling et al., 2021). Ces symptômes sont des manifestations extra-articulaires présentes chez le patient SEDh qui contribuent notamment à une diminution de la qualité de vie, une augmentation de la fatigue et des douleurs (De Wandele et al., 2014). La dysautonomie regroupe des troubles gastro-intestinaux fonctionnelles (Alomari et al., 2020), une intolérance orthostatique notamment le syndrome de tachycardie orthostique postural (Atuesta-Rodriguez et al., 2021 ; Bravo, 2016 ; Celletti et al., 2017, 2020), un dysfonctionnement cardiovasculaire et sudomoteur (Celletti et al., 2017, 2020 ; Rashed et al., 2022). Les patients atteints de dysautonomie sont rapidement fatigués après une activité, un repas ou en fin de journée. Cette fatigue se caractérise par de la somnolence et la sensation de manquer d'énergie, d'avoir « les batteries à plat » (Bravo, 2016). Ainsi, en particulier chez le patient SEDh compte-tenu des symptômes susmentionnés, elle peut entraîner une intolérance à l'exercice et un évitement de celui-ci ce qui potentialise davantage les symptômes (cercle vicieux) (Maya et al., 2021).

En outre, d'autres troubles ont été répertoriés en lien avec le SEDh dont les troubles respiratoires et du sommeil (Chohan et al., 2021 ; Gaisl et al., 2017 ; Guillemainault et al., 2013 ; Metlaine, 2016) ainsi que les déficits cognitifs et attentionnels (Baeza-Velasco et al., 2015 ; Colette & Sainson, 2020). Néanmoins, aucune étude à ce jour n'a fait état de troubles cognitifs spécifiques à partir des tests objectifs reconnus dans la littérature. Egalement, la présence et les conséquences des troubles proprioceptifs ont largement été documentée dans le SEDh. Ces troubles

représenteraient la cause principale du déficit fonctionnel observé chez les patients SEDh (Clayton et al., 2015 ; Rombaut et al., 2010).

2.3.3 Impact fonctionnel et sensorimoteur des patients SEDh

2.3.3.1 Troubles de la proprioception

Les premiers signes peuvent apparaître dès l'enfance et se traduire par un retard à la marche, des problèmes de coordination et de la maladresse (Adib et al., 2005). C'est de cette maladresse caractérisée par des heurts d'objet, des chutes, et présente à tout âge chez les patients SEDh qu'a été émise l'hypothèse d'une atteinte proprioceptive (Castori et al., 2011 ; Rombaut et al., 2010). En effet, des témoignages évoquent régulièrement des heurts de table ou de porte, des lachers d'objets en faisant la vaisselle, ... Les patients expliquent ces incidents par une maladresse naturelle (*e.g.* « j'ai toujours été maladroit ») ou des difficultés de perception (*e.g.* « je pensais pouvoir passer sans me cogner » ou « j'ai du mal à ressentir mes membres dans l'espace »). Associés à l'hyperlaxité articulaire et l'hypermobilité articulaire, le déficit proprioceptif serait responsable de stress anormal sur les articulations et des douleurs pouvant aller jusqu'à des complications musculo-squelettiques graves (*e.g.* luxations, arthrose, déformations ; Booshanam et al., 2011 ; Gensemer et al., 2021). Cependant, aucune étude n'a cherché à comprendre les mécanismes responsables (*i.e.* fondements neurophysiologiques) de ce déficit. Actuellement, deux hypothèses sont avancées (Dupuy, 2019). L'une, d'origine mécanique (indirecte), postule que l'hypermobilité généralisée propre au SEDh induit une extension excessive et répétée des ligaments, détériorant, de fait, l'intégrité des récepteurs proprioceptifs articulaires (*i.e.* récepteurs de Pacini et de Ruffini, organes tendineux de Golgi). La seconde, d'origine génétique (directe) suppose que conjointement à l'altération du signal proprioceptif, la modification de l'élasticité cutanée (*i.e.* modification structurelle du collagène) affecte la transmission des pressions provenant des mécanorécepteurs cutanés vers les aires corticales, sièges de l'intégration multisensorielle. Bien que Castori et al. (2017) suggèrent que les troubles proprioceptifs seraient secondaires à la présence de l'HSD (*i.e.* origine indirecte), compte-tenu de l'omniprésence du collagène dans l'environnement des récepteurs somesthésiques, il est difficile d'imaginer qu'une altération de ce dernier n'engendre pas de conséquences sur leurs propriétés mécaniques et donc sur leur fonctionnement (*i.e.* origine directe).

Quoiqu'il en soit, plus qu'un déficit proprioceptif, les patients SEDh présenteraient un déficit somesthésique (*i.e.* regroupant afférences proprioceptives et tactiles). Ce déficit somesthésique pourrait être, en partie, responsable d'une réduction de la force musculaire, de troubles du schéma corporel, et d'un manque de contrôle du mouvement. À terme, ces répercussions produiraient une altération importante de la motricité associée à un risque de chute

accru notamment lors de la posture et de la marche (Galli et al., 2011 ; Rombaut et al., 2011). Ainsi, les multiples troubles musculosquelettiques et le déficit somesthésique présents chez les patients SEDh engendrent d'importantes limitations fonctionnelles au détriment de la qualité de vie (*e.g.* déficits moteurs, fatigue chronique, douleurs). Ces limitations causent de l'inactivité (Rombaut et al., 2011, 2012 ; Voermans et al., 2010, 2011) et à terme (progressivement) cette peur de se mouvoir peut se décliner en kinésiophobie (Celletti et al., 2013 ; Rombaut et al., 2011). Ces stratégies d'évitement visant à limiter les douleurs (Vlaeyen & Morley, 2004) entraîne une réduction de participation à des activités physiques, de loisir et sociales (De Baets et al., 2022 ; Rombaut et al., 2011) à l'origine d'une perte d'autonomie, de socialisation et favorise l'isolement (Bennett et al., 2019 ; Berglund et al., 2015). Les patients les plus atteints au niveau fonctionnel ont recours à des aides techniques (cannes, fauteuil roulant) pour maintenir leur autonomie (Celletti et al., 2013 ; Robbins et al., 2020). Ces phénomènes enferment progressivement les patients SEDh dans une relation exclusive à la pathologie (Dupuy, 2019). Ainsi, « vivre avec des limitations » est un thème central dans ce syndrome (Roma et al., 2018) et doit être le maître-mot des programmes de rééducation et d'éducation à la pathologie. Cependant, les mécanismes sensori-moteurs sous-jacents les troubles fonctionnelles sont relativement peu connus.

2.3.3.2 Facteurs responsables des troubles fonctionnels

Il est communément admis que la déficience somesthésique des patients SEDh soit associée à une perte de force et d'endurance musculaire (Rombaut et al., 2012 ; Scheper et al., 2016, 2017 ; Voermans et al., 2011). Dans un premier temps, un suivi longitudinal des patients SEDh/G-HSD et de sujets contrôles durant 8 ans a permis d'identifier un déclin de la force musculaire (*i.e.* force maximale et force d'endurance des fléchisseurs et des extenseurs du genou) évaluée à travers des tests isocinétiques (Biodex) au cours du temps (Coussens et al., 2021). Cependant, aucune différence de force n'étaient observées entre le groupe de patient et le groupe contrôle. Dans un second temps, ces auteurs ont évalué les différences fonctionnelles (physiques et musculaires) entre les patients SEDh, les patients G-HSD ainsi que des sujets contrôles. Aucune différence significative n'était observée entre les deux groupes de patients. De plus, les données de masse et de densité musculaires évaluées par absorptiométrie à rayon X à double énergie et par tomographie quantitative périphérique n'ont pas permis de distinguer les trois groupes. Néanmoins, en comparaison avec une population contrôle, l'ensemble des paramètres du fonctionnement physique (*i.e.* échelle de mesure de l'impact de la polyarthrite rhumatoïde) et musculaires (*i.e.* tests de force musculaire maximale et d'endurance des membres inférieurs et supérieurs incluant la préhension des mains, le maintien de la posture, le lever de chaise en 30 secondes et des tests isocinétiques) étaient inférieurs à la fois chez les patients SEDh et ceux G-HSD, mise-à-part la

force des fléchisseurs de la main. De plus, la force musculaire des membres supérieurs et inférieurs évaluée par dynamométrie manuelle a directement été associée aux limitations d'activités évaluées à travers le questionnaire d'évaluation de la santé (HAQ), le test de marche de six minutes et le test de lever de chaise de 30 secondes chez les patients SEDh/G-HSD. Cependant, la proprioception articulaire joue un rôle fondamental sur cette association et doit être considéré dans le développement des stratégies thérapeutiques (Scheper et al., 2017).

De plus, deux études récentes ont souhaité définir si le déficit de force et d'endurance musculaire étaient liés à l'HAG en comparant une population G-HSD et non G-HSD. Mitchell et al. (2021) ont démontré que l'HAG était liée à la capacité à contracter les muscles transverses de l'abdomen et les obliques externes (échographies panoramiques) mais non à la déficience fonctionnelle. De même, Radaelli et al. (2022) n'ont pas observé de différences notables dans la force maximale dynamique et isométrique (*peak torque*) des fléchisseurs et extenseurs du genou des deux groupes. Par conséquent, l'HAG ne serait pas la cause du déficit fonctionnelle observé dans le SEDh. D'autres études sont nécessaires pour comprendre quels aspects du SEDh sont à l'origine de ce déficit et des limitations d'activités.

En attendant, des auteurs ont émis l'hypothèse que la perte de force musculaire peut soit générer, soit aggraver une partie des troubles proprioceptifs développés par les patients SEDh (Rombaut et al., 2012 ; Scheper et al., 2016). En ce sens, les limitations fonctionnelles entraînent une baisse des activités quotidiennes qui aurait pour conséquence une perte progressive de la force musculaire. Ainsi, l'hypothonie entraîne un déficit proprioceptif à l'origine des limitations fonctionnelles qui en retour potentialisent et aggravent progressivement ce déficit de force musculaire. Finalement, les patients SEDh semblent être pris dans un cercle vicieux à l'origine de l'altération progressive de leur motricité dont le point d'ancrage est leur déficit proprioceptif (Dupuy, 2019). La marche étant une activité quotidienne liée à l'indépendance fonctionnelle, elle est inéluctablement impactée dans le cadre de cette pathologie.

2.3.3.3 Impact spécifique sur le contrôle locomoteur

Rombaut et al. (2011) sont les premiers à avoir observé chez les patients SEDh à la fois des troubles de l'équilibre et de la marche, ainsi qu'une fréquence accrue de chutes liée à une faible confiance en son équilibre. Ces observations impliquent une diminution de la sécurité de la station debout dans les situations de la vie courante. Sur des pistes électroniques d'analyse de la marche, les patients présentent une marche plus lente accompagnée d'une durée et d'une longueur de pas plus courtes que des sujets contrôles (Rombaut et al. 2011) pouvant être causées par leur peur de chuter. En revanche, ils exposent un patron de marche cinématique relativement similaire à des

sujets sains (*i.e.* relations entre les articulations) contrairement aux patients atteints du syndrome de Down (Rigoldi et al., 2012). Les déficiences biomécaniques étant relativement peu observables pendant la marche, Alsiri et al. (2020) ont étudié ces altérations lors d'une tâche de plus haute intensité, le saut vertical. Une nouvelle fois, aucune différence significative n'a été constatée entre les patients SEDh et des sujets contrôles concernant la cinématique articulaire et la hauteur du saut. Seuls quelques altérations biomécaniques étaient observées principalement au niveau du genou non-dominant. Ces résultats impliquent la possibilité de réaliser des programmes de rééducation visant à augmenter le transfert de force sans avoir besoin de « ré-apprendre » à marcher.

De plus, l'hypermobilité se caractérise par une diminution de la rigidité articulaire principalement au niveau de la cheville associée à une réduction de la force générée par les fléchisseurs plantaires (Galli et al., 2011 ; Rigoldi et al., 2012). A partir d'analyses 3D sur tapis roulant, Robbins et al. (2020) ont observé de nombreuses différences des patients SED (*i.e. pas seulement SEDh*) par rapport à des sujets sains dans l'activation de certains groupes musculaires. Ils ont relevé une activation plus faible du *gastrocnémien médial* (*i.e.* fléchisseur plantaire) et des forces isométriques inférieures au niveau de la hanche et des chevilles. Egaleme nt, cette étude a confirmé la diminution de la vitesse de marche et de la longueur du pas ainsi qu'une augmentation du temps d'appui (*i.e.* stratégie compensatoire pour stabiliser globalement la marche) (Galli et al., 2011 ; Rombaut et al., 2011). Par ailleurs, les limitations fonctionnelles des patients SEDh en comparaison à des individus sains ont été soutenues à travers l'utilisation du *Gait Profile Score* (GPS) (Celletti et al., 2013). Ce score composite est fiable pour évaluer le comportement de marche de sujets pathologiques à partir de données normatives. Cependant, à l'instar des études précédemment citées, ce score n'intègre pas d'indices évaluant la variabilité malgré l'intérêt pour caractériser plus fidèlement l'impact fonctionnel d'une pathologie (Gouelle et al., 2021). Pris dans leur ensemble, ces résultats suggèrent que les patients SEDh ont une vitesse de marche réduite associée à une altération des PST de la marche et un modèle cinématique plus rigide et probablement moins flexible (Alsiri et al., 2020).

Rombaut et al. (2011) ont indiqué que les facteurs qui peuvent être responsables des troubles de la marche dans le SEDh étaient l'instabilité posturale, la fatigue musculaire, la faiblesse musculaire, l'hyperlaxité articulaire ; les déformations ou douleurs aux pieds (Berglund et al., 2005) et l'influence de la peur de chuter (Chamberlin et al., 2005). De plus, les fréquentes blessures ou complications orthopédiques notamment des membres inférieurs pourraient participer également à ces déficits (Galli et al., 2011). En lien avec la partie précédente, l'impact de chacun de ces facteurs sur le déficit locomoteur reste à éclaircir. De même, une revue de littérature indique que la qualité des études précédemment citées sont de qualité faible à modérée et qu'il n'y a pas de réels preuves

cohérentes et robustes que les personnes hypermobiles aient un pattern de marche dégradé par rapport à des individus sains (Bates & Alexander, 2015). Globalement, les déficiences observées (*e.g.* la vitesse de marche réduite) ne devraient pas être attribuées à l'hypermobilité seule mais également à un ou plusieurs autres facteurs de l'PHAG (Bates et al., 2021). D'après Robbins et al. (2020), les altérations de l'activation musculaire et des PST pendant la marche chez les patients SED pourrait être le résultat d'une altération de la proprioception et de l'équilibre, et d'une faiblesse musculaire. Dans leur étude suivante, ces auteurs ont démontré que les patients présentent davantage de variabilité en comparaison à des adultes sains dans la coordination inter-segmentaire des membres inférieurs lors de la marche. Ainsi, ce résultat pourrait être lié aux phénomènes proposés susmentionnés (Robbins et al., 2022). A l'heure actuelle, il n'est pas possible de définir quelles sont les réelles causes des troubles locomoteurs chez les patients SEDh notamment l'impact du déficit proprioceptif. Cependant, étudier la variabilité de la marche semble prometteur afin de mieux appréhender ces questionnements et évaluer la façon dont les patients SEDh contrôlent leur marche. De plus, la littérature actuelle a seulement évalué la marche des patients SEDh dans des conditions de marche normale (*i.e.* non contraintes). A notre connaissance, seules deux études ont respectivement évalué la marche des patients SEDh ou G-HSD sur un tapis de marche incliné (Zeng et al., 2022) ou en condition de double tâche (Rombaut et al., 2011).

2.3.3.4 Désautonomisation de la marche

Une détérioration de la capacité à partager son attention en condition de DT témoignerait d'une marche reposant davantage sur des processus cognitifs et exécutifs (Yogev et al., 2005). Ainsi, si la marche nécessite davantage d'attention alors moins de ressources cognitives seraient disponibles pour s'adapter aux demandes internes ou externes. Rombaut et al. (2011) ont évalué à la fois l'impact d'une double tâche cognitive et fonctionnelle (*i.e.* respectivement, tâche comptage à rebours de 3 en 3 et tâche de port de charge) sur les PST. Ils ont supposé qu'à l'instar des personnes vieillissantes ou pathologiques, la stabilité posturale pendant la marche pourrait nécessiter plus d'attention dans cette population (*i.e.* perte d'automatisation) et que la réalisation de deux tâches simultanément augmenterait les différences de la marche chez les patients SEDh en comparaison aux individus sains. Les résultats ont confirmé cette hypothèse témoignant d'une dégradation de performance en DT seulement chez les patients SEDh (*i.e.* réduction de la vitesse, de la longueur, de la durée et de la cadence du pas). Ainsi, la marche des patients SEDh nécessiterait davantage d'attention et serait moins automatique en comparaison à des sujets en bonne santé. Cette perte du contrôle autonome a également été démontrée par le biais de mesures de complexité lors contrôle postural. Une augmentation de la régularité associée à une diminution de la complexité des déplacements du CoP ont été constatées (Dupuy, 2019 ; Rigoldi et al., 2013). Ces résultats

suggèrent que le contrôle postural des patients SEDh est moins efficient et nécessite davantage de ressources attentionnelles que des individus sains. Cependant, aucune étude n'a tenté de confirmer ces observations à travers l'utilisation de ces mesures dans le cadre de la locomotion. Finalement, les stratégies de contrôle de la locomotion et l'implication cognitive associée à ce contrôle n'ont pas été explorés chez les patients SEDh.

De plus, le déficit proprioceptif associé au SEDh a entraîné une altération du processus d'intégration sensorielle (L'Abbate et al., 2022) compensé par une dépendance à l'égard du champ visuel (*i.e.* visuodépendance, Dupuy et al., 2016). Craig et al. (2019) ont mentionné la nécessité de déterminer si des déficits spécifiques liés à une pathologie réduisent la flexibilité motrice (*i.e.* la capacité du SNC à ajuster la marche pour répondre aux exigences de la tâche) lors de la marche dans des conditions sensorielles altérées. Complexifier la marche des patients SEDh en manipulant les informations visuelles (*i.e.* le flux optique) semble pertinent compte-tenu de l'importance de la vision dans le contrôle de la marche et de la dépendance des patients SEDh à l'égard du champ visuel. Etudier la marche des patients SEDh dans ces conditions permettrait de définir l'impact du déficit proprioceptif sur le contrôle de la locomotion et d'inférer l'implication des mécanismes cognitivo-sensorimoteurs sur ce contrôle. De plus, l'utilisation conjointe d'un paradigme de DT permettra d'évaluer le coût cognitif associé à ce contrôle et de confirmer la présence d'une perte d'automatisme de la marche chez les patients SEDh.

Synthèse

- ❖ Le syndrome d'Ehlers-Danlos est un groupe mixte de maladies rares héréditaires dont la caractéristique commune est une altération du tissu conjonctif d'origine génétique regroupant plusieurs formes cliniques.
- ❖ Le SED hypermobile est la forme la plus représentée bien que son diagnostic repose uniquement sur la présence de signes cliniques, notamment l'hypermobilité articulaire généralisée, en l'absence d'origine génétique identifiée.
- ❖ Le déficit proprioceptif associé au SEDh serait la cause principale de limitations fonctionnelles notamment des troubles locomoteurs bien que les origines de ce déficit soient encore débattues.
- ❖ Le déficit locomoteur propre aux patients SEDh est caractérisé par une vitesse de marche et une longueur du pas réduite ainsi qu'une augmentation du temps d'appui. Au niveau musculaire et cinétique, les patients SEDh présentent une diminution de la rigidité articulaire, principalement au niveau de la cheville, associée à une réduction de la force générée par les fléchisseurs plantaires en comparaison à des individus sains.
- ❖ Aucune prise en charge n'a fait l'objet d'essais contrôlés randomisés. Suppléer le déficit proprioceptif à partir du port des vêtements compressifs semble pertinent afin de réduire les douleurs, le déficit fonctionnel et permettre au SNC d'intégrer de nouveau les informations somesthésiques en partie retrouvées.
- ❖ La marche des patients SEDh serait également plus coûteuse en attention et moins automatique en comparaison à des sujets sains compte-tenu de leur difficulté à partager efficacement leur attention lors d'une double tâche cognitivo-locomotrice.
- ❖ Aucune étude a évalué le déficit locomoteur cinématique des patients SEDh à travers des mesures de variabilité et de complexité. Ces mesures sont nécessaires pour évaluer l'implication de la cognition dans les stratégies de marche adoptées par ces patients et attester de la désautomatisation de la marche.

3 PROBLEMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHESES

L'objectif général poursuivi dans le cadre de cette thèse était de définir l'implication cognitive dans le contrôle de la locomotion humaine. La revue de littérature a démontré l'intérêt d'évaluer les stratégies de contrôle de la marche notamment au travers de mesures non-linéaires lorsque la marche était perturbée. Introduire des perturbations environnementales permet d'évaluer la capacité des individus à contrôler la marche de façon flexible lors de conditions de marche difficiles qui peuvent survenir dans la vie quotidienne. Cependant, l'impact de perturbations visuelles sur le contrôle locomoteur a été peu étudié lorsque la disponibilité des ressources attentionnelles est manipulée. De même, les mécanismes neuromusculaires qui sous-tendent ce contrôle dans un tel contexte n'ont pas été étudiés à ce jour. Ainsi, **l'étude 1 (recherche fondamentale)** visait à déterminer le coût cognitif associé au contrôle de la marche et à la modulation des synergies musculaires sous-jacentes chez le jeune adulte lorsqu'il est soumis à un environnement visuel déstabilisant. Cette recherche s'inscrit dans le cadre théorique du *Goal-Equivalent Manifold*, et plus précisément du modèle multi-objectif de régulation du placement médio-latéral des pas (*multi-objective model of lateral stepping regulation* ; Dingwell and Cusumano, 2019). Nous avons émis les hypothèses que : (1) un environnement visuel déstabilisant dans le plan frontal perturberait la régulation du placement médio-latéral des pas et les synergies musculaires sous-jacentes, (2) cet effet serait réduit lors de la réalisation concomitante d'une tâche cognitive en raison d'un détournement de l'attention vers le traitement perceptif et cognitif de l'information auditive, et (3) ce phénomène serait plus prononcé avec l'augmentation de la charge cognitive.

Dans un second temps, le processus de (re)pondération sensorielle au cours de la marche étant encore relativement peu exploré, nous avons investigué le coût cognitif associé au contrôle de la marche chez des patients atteints d'un déficit proprioceptif. Dans ce contexte, le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile (SEDh) représente un cadre d'étude privilégié. Cependant, l'état de l'art a soulevé plusieurs constats sur ce syndrome : i) le SEDh est particulièrement complexe à diagnostiquer (origine multisystémique), ii) le SEDh serait à l'origine d'un déficit locomoteur (*i.e.* modifications du patron, ou schéma, de marche) dont les causes ne sont pas clairement définies ; ce déficit ayant été démontré dans des conditions de marche non perturbées, iii) le SEDh souffre d'un manque d'essais contrôlés randomisés permettant de définir des recommandations thérapeutiques valables pour sa prise en charge. Ainsi, les **études 2 et 3 (recherche translationnelle)** reposent sur les données recueillies dans le cadre d'un essai clinique promu par le Centre Hospitalier Universitaire de Caen Normandie. Il s'agit d'un protocole de recherche interventionnelle à risques et contraintes minimales, intitulé « Validité d'une remédiation

somesthésique pour le contrôle postural et locomoteur dans le traitement du Syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile » (Protocole **VITALISED**, N° ID RCB 2018-A00009-46). Dans ce cadre, les paradigmes scientifiques et expérimentaux adoptés dans l'étude 1 ont été ajustés à la population étudiée, avec une orientation plus clinique et écologique. **L'étude 2** visait à caractériser l'impact du **déficit proprioceptif** relatif au SEDh sur le coût cognitif associé au contrôle de la marche dans un contexte où la fiabilité des informations visuelles est manipulée (**volet transversal**). Nous avons émis les hypothèses que : (1) le coût cognitif associé au contrôle de la marche serait plus élevé chez les patients SEDh en raison de leur déficit proprioceptif, et (2) l'effet « guidance » du flux optique serait réduit lors de la réalisation concomitante d'une tâche cognitive présentée dans la modalité auditive, mais de manière moins prononcée chez les patients SEDh en raison d'une dépendance visuelle excessive. **L'étude 3** visait à démontrer l'apport bénéfique d'une **suppléance proprioceptive** (*i.e.* port de vêtements compressifs sur mesure, conçus par la société NOVATEX Medical®) au cours de la prise en charge de ces patients (**volet longitudinal**). Nous avons émis les hypothèses que : (1) le contrôle de la marche des patients SEDh serait moins coûteux sur le plan cognitif, (2) l'effet « guidance » du flux optique moins prononcé, suite à la prise en charge par suppléance proprioceptive.

4 CONTRIBUTIONS PERSONNELLES

4.1 Etude 1. Coût cognitif associé au contrôle de la marche dans un environnement visuel déstabilisant chez le jeune adulte.

Cette étude a fait l'objet d'une publication soumise sous la référence suivante :

Lana, V., Frère, J., Cabibel, V., Régùème, T., Lefèvre, N., Decker, L.M. (*Article soumis*) Gait behavioral and neuromuscular characterization in response to increasing working memory load while walking under optic flow perturbations in young adults. (preprint : <https://doi.org/10.1101/2022.07.01.498421>)

4.1.1 Introduction

La marche est généralement considérée comme un comportement simple et automatique reposant sur les générateurs spinaux de rythme (CPG, central pattern generators), présents dans la moelle épinière (Brown, 1911 ; Takakusaki, 2017). Cependant, marcher dans les environnements complexes de la vie quotidienne nécessite que le cerveau s'adapte continuellement aux entrées sensorielles à la fois externes telles que les obstacles ou les surfaces irrégulières (Kuhman et al., 2022) et/ou internes telles que la réalisation de tâches exigeantes sur le plan cognitif (Malcolm et al., 2018). A cette fin, la locomotion humaine repose sur un réseau cérébral étendu composé d'aires sensorimotrices corticales contrôlant l'initiation de la marche (Takakusaki, 2013, 2017) et de structures sous-corticales telles que les ganglions de la base assurant la régulation de celle-ci (Grillner et al., 2008 ; Hamacher et al., 2015). Ces mécanismes permettent le contrôle des multiples articulations et groupes musculaires afin de faire face au nombre important de degrés de liberté associés (Bernstein, 1967).

La littérature rapporte que la marche humaine est plus variable et instable dans la direction ML (Bauby & Kuo, 2000). Dingwell & Cusumano (2019) ont proposé un modèle de contrôle multi-objectif ML de la marche humaine normale et ont démontré que la largeur du pas (W) et, dans une moindre mesure, la position latérale du corps (z_B) étaient principalement contrôlés pour réguler la marche. Ces résultats ont ensuite été confirmés expérimentalement lors d'une marche perturbée mécaniquement ou visuellement (Kazanski et al., 2020, 2022 ; Render et al., 2021). Dans ce contexte, les paramètres de marche, W et z_B , étaient plus variables mais aussi plus étroitement régulés lorsque le sujet était soumis à des perturbations visuelles, *i.e.* des oscillations latérales continues du champ visuel, par rapport à l'absence de perturbation. De plus, ces observations étaient encore plus prononcées lorsque le sujet était soumis à des perturbations mécaniques, *i.e.* des oscillations latérales continues de la surface d'appui (Kazanski et al., 2020). Aucune différence n'a été constatée entre les jeunes adultes et les adultes plus âgés en bonne santé, ce qui suggère que le vieillissement en bonne santé n'altère pas la régulation ML du pas pendant la marche perturbée.

Étant donné que le déclin cognitif lié à l'âge réduit l'efficacité de la marche en double tâche chez les personnes âgées (Al-Yahya et al., 2011 ; Beauchet et al., 2003 ; Mirelman et al., 2012), l'effet probable de la charge cognitive sur la régulation ML du pas pendant la marche perturbée reste une question ouverte.

Francis et al. (2015) ont rapporté de faibles effets de l'ajout d'une tâche cognitive concomitante sur la moyenne et la variabilité de la largeur et de la longueur du pas par rapport aux effets de perturbations visuelles. Dans des conditions de double tâche (DT), le coût attentionnel associé au contrôle de la marche repose sur de nombreux facteurs, notamment le type et la complexité des deux tâches (Al-Yahya et al., 2011). Par exemple, les tâches cognitives impliquant à la fois la mémoire de travail et le traitement de l'information ou l'attention ont un impact important sur la variabilité de la largeur du pas que celles impliquant seulement l'inhibition ou les habiletés visuospatiales, en particulier pendant une marche perturbée (Kao & Pierro, 2022). Ce résultat est dû à la compétition entre les fonctions cognitives impliquées dans les tâches locomotrices et cognitives qui interfèrent avec la dynamique d'auto-organisation du système moteur (Lindenberger et al., 2000 ; Lövdén et al., 2008 ; Verrel et al., 2009). En utilisant un protocole de charge cognitive incrémentale avec de jeunes adultes, une diminution de l'antipersistance des fluctuations de la vitesse de pas a été démontrée (Decker et al., 2013) ainsi qu'une augmentation de la régularité de la marche (analyse de la variance résiduelle en utilisant une ACP sur les données cinématiques ; Verrel et al., 2009). En revanche, chez les personnes âgées, Verrel et al. (2009) ont trouvé une augmentation de la régularité de la marche à un niveau de difficulté faible et une diminution à des niveaux de difficulté plus élevés. D'une part, l'ajout d'une tâche cognitive facile (*i.e.* peu exécutive) permettrait un focus attentionnel externe (*i.e.* en dehors de la tâche locomotrice) qui favorise l'adoption de stratégies de marche auto-organisées et automatiques en particulier chez les populations présentant une marche désautomatisée (Beilock et al., 2004 ; Wulf & Prinz, 2001). D'autre part, lorsque la tâche cognitive devient trop complexe, il existe nécessairement une compétition des ressources attentionnelles entre les deux tâches générant une interférence. Malcolm et al. (2018) ont également montré que les jeunes adultes présentaient une diminution du coefficient de variation de la largeur du pas et de la variabilité de la position de la tête dans les directions AP et ML en DT. Les auteurs ont interprété ce résultat comme un effet réduit du flux optique perturbé avec l'ajout d'une tâche cognitive simultanée. Cette interprétation soutiendrait l'hypothèse selon laquelle la double tâche réduirait les effets négatifs observés lors des perturbations visuelles car les ressources attentionnelles des participants seraient redirigées vers la réalisation de la tâche cognitive concomitante au dépend de l'environnement visuel (Blomberg et al., 2021). Également, Pechtl et al. (2020) ont constaté une augmentation des erreurs dans une tâche de temps

de réaction visuelle lorsque les participants étaient exposés à des perturbations visuelles pendant la marche sur tapis roulant, par rapport à une tâche similaire effectuée dans la modalité auditive. Ceci a permis de confirmer que la modalité sensorielle de la tâche concomitante est importante à considérer. En effet, une tâche cognitive présentée dans la modalité auditive peut réduire la capacité à traiter l'information visuelle, en raison de l'allocation de ressources attentionnelles vers une autre modalité sensorielle, *e.g.* auditive (Brockhoff et al., 2022 ; Redfern et al., 2017 ; Wickens, 2002). À son tour, ce phénomène pourrait diminuer l'influence des perturbations visuelles sur le contrôle de la marche.

Au niveau neuromusculaire, Acuña et al. (2019) ont montré que la co-activation des muscles antagonistes des jambes est plus sensible aux effets des perturbations visuelles qu'à ceux de la réalisation simultanée d'une tâche cognitive. En général, la marche en double tâche réduit le niveau d'activité musculaire (Fraser et al., 2007) et la contribution corticale à cette activation et celle de la commande cortico-spinale caractérisée par les synergies musculaires (Clark et al., 2013). Dans certains cas, elle empêche également le développement de stratégies d'adaptation lors de la marche perturbée qui sont adoptées en condition de simple tâche (Wellinghoff et al., 2014). De plus, l'activation de l'abducteur de la hanche (*gluteus medius*) et des fléchisseurs plantaires de la cheville (*soleus et gastrocnemius*) contribue fortement au contrôle de l'équilibre dans le plan frontal et au placement des pieds dans les directions AP et ML lors de la marche (Neptune & McGowan, 2016 ; Roelker et al., 2019). Une activation accrue de l'abducteur de la hanche s'est avérée prédictive d'un placement plus latéral du pied (Rankin et al., 2014) et a été associée à une augmentation de la largeur du pas (Kubinski et al., 2015). Ces résultats ont été confirmés par Stokes et al. (2017) lors de perturbations visuelles. Néanmoins, compte tenu d'une construction des comportements moteurs par synergies (ou modules) musculaires (SM), ces modifications locales des activations musculaires lors des perturbations (visuelles et/ou cognitives) peuvent se refléter également au niveau des SM. En ce sens, les modifications observées font référence à la flexibilité de l'organisation modulaire. Par exemple, Santuz et al. (2020) ont relevé une augmentation de la durée d'activation des SM lorsque la marche était perturbée par des oscillations latérales continues de la surface d'appui. Cette augmentation a été interprétée comme un mécanisme compensatoire adopté par le système nerveux central (SNC) pour faire face à une instabilité posturale accrue (Martino et al., 2015). Santuz et al. (2020) ont également relevé des SM moins complexes (dimension fractale d'Higuchi) et plus stables localement (MLE) dans ces mêmes conditions. Par ailleurs, Walsh (2021) ont observé une réduction de la stabilité locale du déplacement vertical du CoM associée à une augmentation simultanée de la stabilité locale des SM en DT (tâche de comptage à rebours de 7 en 7). Les auteurs ont fait l'hypothèse que l'augmentation de la stabilité locale des SM pourrait être une compensation

du SNC pour minimiser l'impact des interférences cognitives sur la stabilité locale des déplacements AP et ML du CoM (Walsh, 2021). À notre connaissance, aucune étude n'a évalué dans quelle mesure la modification du contrôle de la marche face à des perturbations visuelles nécessite des ressources attentionnelles (*i.e.* coût cognitif) et module les SM sous-jacentes.

S'appuyant sur le modèle multi-objectif de contrôle du placement médio-latéral des pas (*multi-objective model of lateral stepping regulation* ; Dingwell and Cusumano, 2019), la présente étude visait à déterminer le coût cognitif associé au contrôle de la marche et à la modulation des synergies musculaires sous-jacentes chez le jeune adulte lorsqu'il est soumis à un environnement visuel déstabilisant. Nous avons émis les hypothèses que : (1) un environnement visuel déstabilisant dans le plan frontal perturberait la régulation du placement médio-latéral des pas et les synergies musculaires sous-jacentes, (2) cet effet serait réduit lors de la réalisation concomitante d'une tâche cognitive en raison d'un détournement de l'attention vers le traitement perceptif et cognitif de l'information auditive, et (3) ce phénomène serait plus prononcé avec l'augmentation de la charge cognitive.

4.1.2 Matériel et méthodes

4.1.2.1 Participants

Vingt-quatre jeunes adultes en bonne santé (21.67 ± 2.28 ans ; 12 hommes et 12 femmes) ont pris part à cette étude. En amont de la passation expérimentale, les participants étaient questionnés au regard de leur historique de santé (*Annexe A1 - Questionnaire à remplir pour participer à l'étude*). Les critères d'exclusion étaient : (1) toute blessure aux membres inférieurs au cours des six derniers mois, (2) douleur, limitations fonctionnelles ou toute gêne pouvant affecter la marche, (3) antécédents de troubles vestibulaires, neurologiques ou musculo-squelettiques, (4) indice de masse corporelle de 30 ou plus, (5) sédentarité, (6) tout médicament altérant les capacités cognitives ou physiques. Le niveau d'activité physique a été évalué avec une version adaptée de la question 1 du Modifiable Activity Questionnaire (Vuillemin et al., 2000). Si elle n'était pas connue, la latéralité du membre inférieur était déterminée par la jambe utilisée pour taper dans un ballon (van Melick et al., 2017) le jour de l'expérimentation. Tous les participants ont donné leur consentement éclairé par écrit avant l'expérience (*Annexe A1 - Notice d'information et Formulaire de consentement éclairé*). L'étude a été approuvée par un comité d'éthique (IRB00012476-2020-30-11-76) et menée dans le respect des principes de la Déclaration d'Helsinki concernant l'expérimentation humaine.

4.1.2.2 Procédures expérimentales

L'expérience a été menée dans la salle immersive (dimensions : $4,80 \times 9,60 \times 3$ m) du Centre Interdisciplinaire de Réalité Virtuelle (CIREVE) de l'Université de Caen Normandie. La session d'entraînement a débuté par une familiarisation des participants avec le tapis roulant de marche de $2 \times 0,5$ m (M-Gait, Motekforce Link, Pays-Bas), suivie de la détermination de leur vitesse préférentielle de marche (PWS, de l'anglais *preferred walking speed*) selon la méthode de Jordan et al. (2007). En pratique, chaque participant a commencé à une vitesse relativement faible (*e.g.* $0,6 \text{ m.s}^{-1}$) qui a été progressivement augmentée par incréments de $0,05 \text{ m.s}^{-1}$ jusqu'à ce que le participant déclare avoir atteint sa vitesse préférée de marche. Ensuite, la vitesse de marche a encore été augmentée d'environ $0,42 \text{ m.s}^{-1}$ et diminuée par paliers de $0,05 \text{ m.s}^{-1}$ jusqu'à ce que le participant déclare avoir, de nouveau, atteint sa PWS. La procédure a été répétée jusqu'à ce que les vitesses ascendante et descendante rapportées par le participant soient proches (différence inférieure à $0,1 \text{ m.s}^{-1}$). Ensuite, les participants ont été familiarisés avec la tâche auditive N-back dans les trois niveaux de charge de la mémoire de travail (*i.e.* 1-back, 2-back et 3-back). Chaque essai de familiarisation a duré une minute. En cas de non-compréhension de la consigne, d'autres essais étaient transmis jusqu'à ce que la tâche soit comprise et relativement bien réussie.

La session expérimentale était composée de trois blocs réalisés dans un ordre aléatoire : (1) trois conditions de N-back en position assise (*i.e.* performance cognitive en simple tâche, STC), (2) cinq conditions de marche dans des conditions de flux optique normal (NOF), et (3) cinq conditions de marche dans des conditions de flux optique perturbé (oscillant) (POF) dans la direction ML. Dans les deux derniers blocs, les tâches de marche ont été effectuées dans des conditions de simple tâche (STM) et de double tâche (DTM) (c'est-à-dire en répondant aux tâches N-back). Il était demandé aux participants de marcher naturellement en regardant droit devant eux. La vitesse du tapis roulant était adaptée à leur PWS. Les blocs (2) et (3) commençaient et se terminaient par une condition STM tandis que les trois conditions DTM étaient réalisées dans un ordre aléatoire entre les deux conditions STM (Schaefer et al., 2015). Dans les conditions de double tâche, aucune instruction de priorité de tâche n'a été donnée (Schaefer et al., 2015). Chaque condition durait 3 minutes. Par conséquent, un total de treize conditions expérimentales a été réalisé (**Figure 18**).

Session d'entraînement	Bloc 1 Tâche N-back - assis	Bloc 2 Marche - NOF	Bloc 3 Marche - POF
<ul style="list-style-type: none"> ○ 10-min marche sur tapis (Détermination PWS) ○ 1-min STC-1b ○ 1-min STC-2b ○ 1-min STC-3b 	<ul style="list-style-type: none"> • 3-min STC-1b • 3-min STC-2b • 3-min STC-3b 	<ul style="list-style-type: none"> ○ 3-min STM (familiarisation) ○ 3-min STM (premier essai) • 3-min DTM-1b • 3-min DTM-2b • 3-min DTM-3b ○ 3-min STM (second essai) 	<ul style="list-style-type: none"> ○ 3-min STM (familiarisation) ○ 3-min STM (premier essai) • 3-min DTM-1b • 3-min DTM-2b • 3-min DTM-3b ○ 3-min STM (second essai)

Figure 18. Procédures expérimentales. Une session d'entraînement a d'abord été réalisée consistant en : 1) une période de familiarisation de 10 minutes sur le tapis de marche, 2) la détermination de la vitesse préférentielle de marche (PWS) du participant sur tapis roulant selon la méthode de Jordan et al. (2007), et 3) un essai de familiarisation d'une minute avec chacune des trois tâches auditives de N-back (1-back, 2-back et 3-back). Ensuite, trois blocs expérimentaux ont été réalisés dans un ordre aléatoire. Dans les deux derniers blocs, les participants commençaient et terminaient par une condition de marche en simple tâche (STM) (c'est-à-dire une marche libre) tandis que les trois conditions de marche en double tâche (DTM) étaient exécutées dans un ordre aléatoire entre les deux conditions de STM. La durée de chacune des conditions expérimentales était de 3 minutes. Les cercles vides correspondent aux essais de familiarisation tandis que les cercles pleins correspondent aux conditions expérimentales.

À la fin de chaque condition, les participants ont été invités à remplir le NASA Task Load Index (NASA-TLX), un questionnaire d'évaluation multidimensionnelle subjective de la charge de travail perçue, sur une tablette numérique (Hart & Staveland, 1988 ; version française : Cegarra & Morgado, 2009). Dans ce questionnaire, trois sous-échelles se rapportent aux exigences imposées au participant (*i.e.* exigences physiques, mentales et temporelles), et trois autres à l'interaction du participant avec la tâche (*i.e.* effort, frustration, performance).

4.1.2.2.1 Manipulation du flux optique visuel

Les participants ont marché dans un environnement virtuel composé d'une rue de la Rome antique dans lequel des colonnes verticales de 2,4 mètres seront espacées les unes des autres d'une longueur de trois mètres afin d'augmenter le mouvement de parallaxe (Bardy et al., 1996 ; Salinas et al., 2017 ; **Figure 19**).

Dans toutes les conditions, la vitesse du flux optique dans la direction AP était congruente avec la vitesse des bandes du tapis. Durant les conditions du flux optique perturbé, le champ visuel oscillait dans la direction ML. Les perturbations consistaient en la somme pseudo-aléatoire de quatre sinusoïdes (à 0,16 – 0,21 – 0,24 – 0,49 Hz) avec une amplitude de 0,25m (Kazanski et al., 2020 ; McAndrew et al., 2011).

$$D(t) = 0,25 \cdot [1,0 \cdot \sin(0,16 \cdot 2\pi t) + 0,8 \cdot \sin(0,21 \cdot 2\pi t) + \dots + 1,4 \cdot \sin(0,24 \cdot 2\pi t) + 0,5 \cdot \sin(0,49 \cdot 2\pi t)]$$

Où $D(t)$ est la distance de translation latérale en mètres. 0,25 est un facteur d'échelle et t le temps (en secondes). Les quatre fréquences (0,16 - 0,21 - 0,24 - 0,49 Hz) ont été sélectionnées parce qu'elles se situent dans la gamme des fréquences qui ont été précédemment

étudiées dans la marche humaine (Bardy et al., 1996 ; Warren et al., 1996 ; O'Connor et Kuo, 2009).

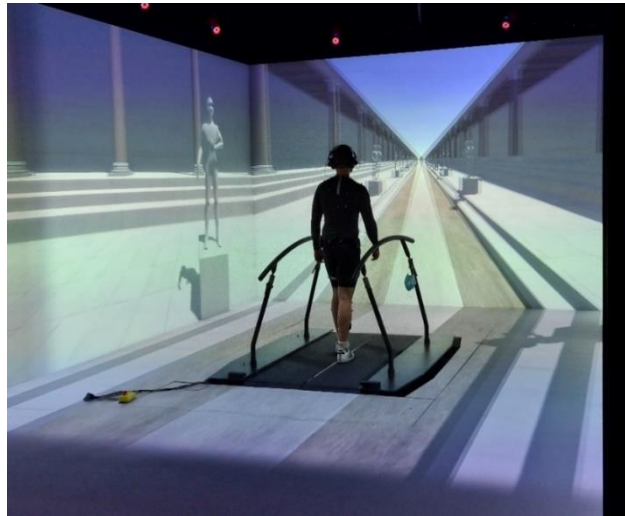


Figure 19. Configuration expérimentale. Photographie du système M-Gait utilisé dans l'étude (Motekforce Link, Amsterdam, Pays-Bas). Equipé de 27 marqueurs rétro réfléchissants (4 mm de diamètre) placés sur des repères anatomiques spécifiques selon une adaptation du Plug-in-Gait full-body model (Vicon Motion Systems Ltd.) et d'électrodes électromyographiques de surface (EMG Trigno Snap Lead Sensors, Delsys Inc.) placées sur les muscles (*tibial antérieur, soléaire, gastrocnémien médial, vaste médial, droit fémoral, semi-tendineux, biceps fémoral, moyen glutéal*) du membre inférieur dominant, le participant marche sur un tapis roulant instrumenté à double bande dans l'environnement virtuel.

4.1.2.2.2 Manipulation de la charge cognitive

La charge cognitive (mémoire de travail) a été manipulée de manière paramétrique par le biais de trois niveaux d'une tâche auditive de N-back. Cette tâche consiste en une séquence continue de stimuli auditifs, présentés un par un, dans laquelle le participant doit déterminer si le stimulus actuellement présenté est le même que le stimulus présenté N essais auparavant. Ainsi, le facteur « N » (nombre d'éléments stockés en mémoire de travail) permet d'augmenter la difficulté de la tâche et donc la charge de la mémoire de travail (Grissmann et al., 2017). À l'aide d'un casque antibruit, les participants entendaient facilement et distinctement les lettres « E - A - I - O - R - T » prononcées en français et devaient répondre « Oui » lorsque la lettre entendue était la même que celle présentée N essais auparavant (respectivement, 1-back, 2-back, 3-back). La 1-back est une tâche peu-exécutive (davantage attentionnelle) tandis que la 2-back et la 3-back sont des tâches fortement exécutives. Les réponses étaient enregistrées à l'aide d'un microphone. Les lettres étaient présentées avec un intervalle inter-stimulus de 1800 à 2200 ms ($2000 \pm 10\%$) pour éviter l'influence du rythme sur la marche (Schaefer et al., 2015), et une durée de présentation du stimulus de 500 ms. Chaque séquence était composée d'un tiers de cibles (*i.e.* 30 stimuli pour lesquels le participant devait répondre « Oui » ; Owen et al., 2005)

ainsi que respectivement 9 (10%), 13 (14,4%) et 16 (17,8%) leurres pour la 1-back, la 2-back et la 3-back (Szmalec et al., 2011). Chaque condition durait 3 minutes.

4.1.2.2.3 Enregistrement cinématique

Les participants étaient équipés de marqueurs rétro réfléchissants de 4 mm de diamètre, fixés à des points de repère anatomiques spécifiques sur le corps, par-dessus des vêtements ajustés (Vaughan et al., 1991). Le modèle utilisé pour le placement des marqueurs était une adaptation du *Plug-in Gait full-body* model (Davis et al., 1991) : seuls les marqueurs de la tête, du tronc et des membres inférieurs ont été utilisés pour un total de 27 marqueurs. Les positions des marqueurs tridimensionnels (3D) ont été recueillies à 200 Hz à l'aide de 12 caméras infrarouges (Vero 2.2, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Royaume-Uni). L'origine du cadre de référence était au centre du tapis roulant. Toutes lacunes (*i.e.* gaps) dans les données brutes de capture de mouvement ont été comblées à l'aide du logiciel Vicon Nexus (version 2.8.1, Oxford Metrics, Oxford, Royaume-Uni) selon les différentes méthodes à disposition (*Spline Fill*, *Pattern Fill*, *Rigid Body Fill*, *Kinematic Fill* et *Cyclic Fill*). Les trajectoires des marqueurs 3D ont ensuite été importées dans MATLAB® R2020a (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) pour des analyses supplémentaires.

4.1.2.2.4 Enregistrement électromyographique

Une fois la peau préparée (*i.e.* rasage, abrasion légère, nettoyage avec une solution alcoolisée), des électrodes électromyographiques de surface (EMG Trigno Snap Lead Sensors, Delsys, Inc., Natick, Massachusetts, USA) ont été placées sur les muscles : *tibial antérieur* (TA), *soléaire* (SOL), *gastrocnémien médial* (GAS), vaste médial (VM), *droit fémoral* (RF), *semi-tendineux* (LH), *biceps fémoral* (MH), *moyen glutéal* (Gmd) du membre inférieur dominant (conversion A/D, 1000 Hz, 10 V). Les électrodes ont été placées longitudinalement par rapport à la disposition des fibres musculaires (De Luca, 1997) et localisées selon les recommandations du Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM ; Hermens et al., 2000).

4.1.2.3 Analyse des données

4.1.2.3.1 Charge mentale subjective

Dans toutes les conditions, la charge mentale subjective a été estimée sur la base du Raw NASA task load index (Raw NASA-TLX), c'est-à-dire la moyenne des scores des six sous-échelles (Hart, 2006). Un score de 100 points indique une charge mentale maximale. Cette version simplifiée supprime la phase de pondération présente dans la version initiale du NASA-TLX (Hart & Staveland, 1988).

4.1.2.3.2 Performance des tâches cognitives

Le temps de réaction moyen pour les essais cibles (RT, en seconde) et le d-prime (d' , u.a.) ont été utilisés pour évaluer la performance sur les tâches de N-back (Kumar et al., 2021 ; Michail et al., 2021 ; Pelegrina et al., 2015). Le d' est la différence entre le Z-score obtenu à partir du taux de réussite, ZHit, et celui obtenu à partir du taux de fausses alarmes (ZFA) ($d' = ZHit - ZFA$; Haatveit et al., 2010). Plus le taux de réussite est élevé et plus le taux de fausses alarmes est faible, meilleure est la capacité du participant à discriminer les lettres cibles et non cibles. Dans la présente expérience, un d' d'environ 4,5 indique 100% de réponses correctes et aucune fausse alarme.

4.1.2.3.3 Données cinématiques

Les données cinématiques ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas Butterworth de 4^e ordre avec une fréquence de coupure de 6 Hz. Les contacts du talon sur le sol ont été calculés à partir de la trajectoire du marqueur de talon en utilisant l'algorithme de Zeni et al. (2008). Ensuite, la vitesse du pas (V), la largeur du pas (W) et la position latérale du corps (z_B , qui correspond à la distance entre le centre du tapis roulant et le point médian entre les deux pieds) ont été extraites (Dingwell & Cusumano, 2019 ; Kazanski et al., 2020). La moyenne (stationnarité), l'écart-type (variabilité) et la complexité (persistance/antipersistance statistique de la série temporelle) des fluctuations de ces paramètres ont ensuite été calculés. L'exposant d'échelle (α) de l'analyse des fluctuations redressées (DFA) a été utilisé pour évaluer la présence et la force de la persistance ou de l'anti-persistance statistique dans les séries temporelles étudiées (Damouras et al., 2010 ; Dingwell et al., 2010 ; Hausdorff et al., 1997 ; Peng et al., 1993). Un $\alpha < 0,5$ suggère que la série temporelle contient des corrélations anti-persistantes, c'est-à-dire que les déviations ultérieures sont plus susceptibles d'être dans la direction opposée, ce qui correspond à un processus étroitement contrôlé. Un $\alpha = 0,5$ indique des déviations non corrélées qui sont attribuées au bruit. Un $\alpha \approx 0,5$ est généralement présenté par des variables qui sont plus étroitement régulées. Un $\alpha \gg 0,5$ (c'est-à-dire une forte persistance) est généralement présenté par des variables moins étroitement régulées (Dingwell & Cusumano, 2019 ; Kazanski et al., 2020).

L'algorithme DFA consiste en 6 étapes successives (Peng et al., 1993 ; Phinyomark et al., 2020) :

1. Une série temporelle $x(t)$ de longueur totale N est d'abord intégrée. Ce processus d'intégration convertit la série temporelle en une marche aléatoire. La série intégrée $y(j)$, également appelée somme cumulative ou profil, est définie par :

$$y(j) = \sum_{t=1}^j [x(t) - \bar{x}], j = 1, \dots, N \quad (1)$$

où \bar{x} représente la valeur moyenne de la série temporelle

2. La série temporelle intégrée $y(j)$ est divisée en L fenêtres temporelles ou boîtes de longueur n qui ne se chevauchent pas.
3. Dans chaque boîte, un ajustement par la méthode des moindres carrés (ou un ajustement polynomial d'ordre k) est appliqué à la série $y(j)$. Le coefficient de la coordonnée y est désigné par $y_n(j)$. Chaque ligne des moindres carrés présente la tendance semi-locale dans cette boîte.
4. La fluctuation RMS des séries temporelles redressées et intégrées est calculée par :

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N [y(j) - y_n(j)]^2} \quad (2)$$

5. Ce calcul (étapes 2-4) est répété sur une gamme de tailles de boîtes différentes n.
6. L'exposant d'échelle α du DFA est alors calculé comme la pente d'une ligne droite ajustée au graphique log-log de $F(n)$ et n.

Compte tenu de la longueur des séries temporelles exploitées ici (290 pas), l'exposant d'échelle (α) a été calculé en suivant les recommandations de Phinyomark et al. (2020). Dans ce cadre, la méthode d'incrémentation arithmétique est la plus adaptée associée à une taille de boîte minimum de 4 et maximal de $N/5$ (Cf., Table 2, Phinyomark et al., 2020).

De plus, nous avons effectué une analyse de contrôle direct des corrections pas à pas pour compléter la DFA (Dingwell & Cusumano, 2015). Pour $q \in \{V, W, Z_B\}$ les participants qui essaient de maintenir une valeur moyenne constante, \bar{q} , sur le tapis roulant présentent des déviations loin de \bar{q} sur n'importe quel pas donné, $q'_n = q_n - \bar{q}$. Chaque déviation de ce type est corrigée au pas suivant par un changement correspondant dans la direction opposée, $\Delta q_{n+1} = q_{n+1} - q_n$. A partir des courbes de Δq_{n+1} vs. q'_n , nous avons calculé les pentes linéaires (en utilisant la régression des moindres carrés) et la force de corrélation associée (R^2). Les paramètres étroitement contrôlés seraient corrigés rapidement, donnant des pentes (M) proches de -1 et un R^2 plus élevé (Dingwell & Cusumano, 2019 ; Kazanski et al., 2020).

4.1.2.3.4 Analyses EMG

Les signaux EMG bruts ont été filtrés (filtre passe-bande 50-450 Hz, de type Butterworth du 4^e ordre), puis rectifiés et lissés à l'aide d'un filtre passe-bas (Butterworth IIR de 4^eme ordre) avec une fréquence de coupure de 10 Hz (Martino et al., 2015). Après avoir soustrait le minimum, les profils d'activation musculaire ont été normalisés en amplitude par rapport à la moyenne des pics d'activation des cycles de marche retenus (*i.e.* 80 cycles). Enfin, une normalisation temporelle a été effectuée par une technique d'interpolation (*spline*) sur 200 points par cycle (16000 points par condition). Afin d'évaluer la variabilité neuromusculaire intra-individuelle (*i.e.* la variabilité inter-cycle dans chaque condition), le rapport de variance (VR) a été calculé pour le *soléaire* et le *moyen glutéal* (Hershler & Milner, 1978 ; Kadaba et al., 1985). La largeur à mi-hauteur (FWHM) a été utilisée pour caractériser les différences dans la durée de l'activation musculaire de ces deux muscles (Cappellini et al., 2006 ; Martino et al., 2015). Ensuite, les valeurs FWHM par cycle ont été moyennées pour avoir une valeur de FWHM par condition (Santuz et al., 2020). Nous avons exclu les données de 4 participants des analyses EMG en raison de la mauvaise qualité des signaux (*i.e.* des artefacts liés au mouvement). Nous avons donc retenu les données EMG de 20 participants droitiers ($21,80 \pm 2,42$ ans ; IMC : $21,60 \pm 2,65$ kg.m² ; 10 hommes et 10 femmes).

Par la suite, nous avons calculé les synergies musculaires de 15 de ces 20 participants pour les mêmes raisons que précédemment ($21,67 \pm 2,53$ ans ; IMC : $21,44 \pm 1,90$ kg.m² ; 8 hommes et 7 femmes). Pour chaque sujet, les EMGs préalablement traités sont combinés dans des matrices $m \times t$ où m indique le nombre de muscles et t la durée (matrice EMG originale, **EMG_o**, Clark et al., 2010). Ensuite, l'extraction des SM a été réalisée par factorisation matricielle non-négative (NNMF ; Lee & Seung, 2001) de la matrice $m \times t$ correspondant à tous les cycles de marche. Le nombre de modules n est spécifié a priori et l'algorithme NNMF trouve les propriétés des modules en remplissant deux matrices : une matrice **W** de dimensions $m \times n$, qui spécifie la pondération relative d'un muscle dans chaque module moteur (ou module musculaire), et une matrice **C** de dimensions $n \times t$, qui spécifie l'activation dans le temps de chaque module sur l'ensemble des cycles de marche. L'EMG reconstruit (EMG_r) d'un muscle est la somme des contributions de tous les modules (Clark et al., 2010). Pour déterminer le nombre minimum de modules nécessaires pour reconstruire correctement **EMG_o**, nous avons quantifié la variance expliquée (VAF, « *Variance Accounted For* » ; Torres-Oviedo et al., 2006) comme le rapport entre la somme des valeurs d'erreur au carré et la somme des valeurs **EMG_o** au carré [$\text{VAF} = 1 - (\mathbf{EMG}_o - \mathbf{EMG}_r)^2 / \mathbf{EMG}_o^2$]. Le nombre de SM retenu correspond à celui lorsque la VAF est supérieure à 90% avec une incrémentation inférieure à 5% pour $s+1$

synergies (Torres-Oviedo et al., 2006). Cette approche est conservatrice et assure une forte concordance entre les signaux EMG originaux et reconstruits (Clark et al., 2010).

Le VR et le FWHM ont été évalués sur la composante temporelle (*i.e.* coefficients d'activation) des SM. L'espace d'état a été reconstruit selon la dimension d'encastrement obtenue par la procédure NNMF (Santuz et al., 2020). Ainsi, si un essai est factorisé en 4 SM alors l'espace d'état possédait une dimension d'encastrement de 4. Cette approche présente l'avantage de ne pas avoir à sélectionner les paramètres (*i.e.* délai et dimension d'encastrement) à partir de d'autres outils qui sont particulièrement sensibles à la présence de bruit (Dingwell et al., 2007 ; Santuz et al., 2020). L'analyse a été réalisée sur 80 cycles de marche normalisés en amplitude et en temporelle sur 200 points. Pour chaque essai, l'exposant maximal de Lyapunov a été calculé à partir de l'algorithme de Rosenstein et al. (1993), sur deux échelles de temps : 0 à 0.5 cycle (sMLE ; Santuz et al., 2020) et 4-7 cycles (ACI ; Terrier, 2019 ; Terrier & Dériaz, 2013 ; Terrier & Reynard, 2018).

4.1.2.4 Analyse statistique

Un modèle linéaire mixte (incluant un intercept aléatoire pour chaque participant) a été utilisé pour étudier les effets de la *Tâche* (1-back, 2-back, 3-back) et de la *Condition cognitive* (STC, DTC-NOF, DTC-POF) sur les variables cognitives (*i.e.* d', TR et raw NASA-TLX). Lorsque les effets principaux étaient significatifs, des comparaisons pertinentes par paire ont été effectuées avec les moyennes marginales estimées en utilisant une correction de Tukey pour les comparaisons multiples.

Les performances durant les secondes conditions STM (*i.e.* réalisées à la fin des blocs de marche) n'ont pas été incluses dans l'analyse après avoir observé et confirmé statistiquement une différence significative avec les premières conditions STM. Les raisons sous-jacentes à cette différence restent à élucider (*Annexe A1, Figure S1*). Ainsi, des modèles mixtes linéaires (incluant un intercept aléatoire pour chaque participant) ont été construits en conséquence pour comparer l'effet du *Flux optique* (NOF, POF) et de la *Condition de marche* (STM, DTM-1b, DTM-2b, DTM-3-b) sur les variables cinématiques (*i.e.* la moyenne, l'écart-type, α , M et R^2 pour les paramètres V, W, z_B) et EMG (*i.e.* VR et FWHM pour les muscles *soleus* et *gluteus medius* et chaque synergie musculaire extraite ainsi que le sMLE et ACI pour chaque SM). Lorsque les effets principaux étaient significatifs, des comparaisons pertinentes par paire ont été effectuées avec les moyennes marginales estimées en utilisant une correction de Tukey pour les comparaisons multiples.

Un test de χ^2 a été réalisé pour évaluer l'effet du *Flux optique* (NOF, POF) sur le nombre de SM évalué par VAF. Également, la similarité des compositions des modules moteurs a été objectivée par le calcul d'un coefficient de corrélation (r) afin d'évaluer l'effet de la *Condition de marche* (STM, DTM-1b, DTM-2b, DTM-3-b) sur la composition des modules moteurs dans chaque condition de *Flux optique*. Un seuil porté à $r = 0,80$ a été défini au-dessous duquel les modules moteurs ne seront pas considérés comme similaires.

Les modèles mixtes linéaires ont été ajustés à l'aide du package lme4 (Bates et al., 2015) et testés par des tests de rapport de vraisemblance (LRT) à l'aide du package lmerTest (Kuznetsova et al., 2017). Pour les variables cinématiques, étant donné que les résidus ne sont souvent pas normalement distribués (Kazanski et al., 2020), ce qui a été vérifié dans nos échantillons, les paramètres ont été estimés à l'aide du package pbkrtest en calculant 5000 bootstraps paramétriques (Halekoh & Højsgaard, 2014). Les tests de comparaison post-hoc ont été calculés à l'aide du package emmeans (v1.7.5). Le seuil de signification a été fixé à 0,05. Les tailles d'effet ont également été rapportées en utilisant le d de Cohen ($d < 0,2$, $0,5 < d < 0,8$ et $d > 0,8$ indiquant des effets faibles, modérés et importants, respectivement). Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de R 4.0.5 (R Core Team, 2022).

4.1.3 Résultats

Une synthèse des résultats statistiques est présentée dans les documents supplémentaires (*Annexe 1, Tableaux S1-S6*).

4.1.3.1 Performance cognitive et charge mentale subjective

Un effet principal significatif de la *Tâche* a été trouvé pour d' (LRT > 100, $p < 0.001$) et TR (LRT > 100, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé une diminution de d' (**Figure 20.A**) et une augmentation du TR (**Figure 20.B**) avec l'augmentation de la charge cognitive. Plus précisément, pour les deux variables dépendantes, la performance 3-back était inférieure aux performances 1-back ($p < 0.001$, $d = 4.910$) et 2-back ($p < 0.001$, $d = 2.890$), et la performance 2-back était également inférieure à la performance 1-back ($p < 0.001$, $d = 2.020$). Des effets principaux significatifs de la *Tâche* (LRT > 100, $p < 0.001$) et de la *Condition cognitive* (LRT = 25.58, $p < 0.001$) ont été trouvés pour le score brut NASA-TLX. Les tests post-hoc ont révélé une augmentation de la charge mentale subjective i) avec l'augmentation de la charge de la mémoire de travail ($p < 0.001$, $d > -1.730$ pour tous les niveaux), et ii) dans la condition DTC-POF par rapport aux conditions STC ($p < 0.001$, $d = 0.811$) et DTC-NOF ($p < 0.001$, $d = -0.628$) (**Figure 20.C** ; *Annexe A1, Tableau S1*).

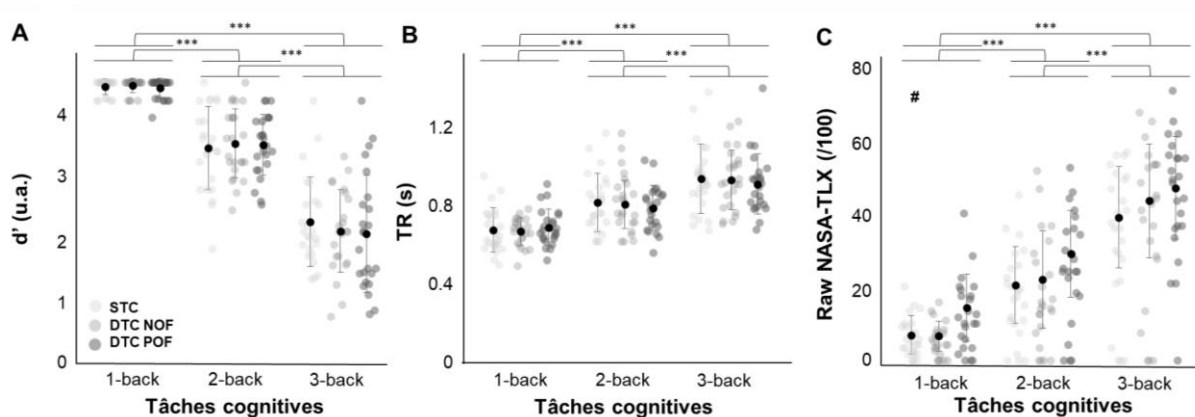


Figure 20. Performances cognitives : **A)** d-prime (d' , u.a.), **B)** temps de réaction moyen pour les essais cibles (RT, en secondes), et **C)** Raw NASA-TLX (le score maximum est de 100), pour les trois tâches N-back (*i.e.* 1-back, 2-back, 3-back) réalisées dans trois conditions cognitives, *i.e.* la performance cognitive en simple tâche en position assise (STC, cercles gris très clair), la performance cognitive en double tâche en marchant avec un flux optique normal (DTC-NOF, cercles gris clair), et la performance cognitive en double tâche en marchant avec un flux optique normal (DTC-NOF, cercles gris clair). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : différences significatives entre les trois charges de tâches (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre DTC-POF et les autres conditions (STC et DTC-NOF).

4.1.3.2 Cinématique de la marche

4.1.3.2.1 Régularité de la marche

Un effet principal significatif de la *Condition de marche* a été trouvé pour le V moyen (LRT = 12.21, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé une diminution du V moyen dans le DTM-1b par rapport aux conditions STM ($p < 0.01$, $d = 0.772$). Un effet principal significatif du *Flux optique* a été trouvé pour la W moyenne (LRT = 54.61, $p < 0.001$) et le Z_B moyen (LRT = 4.573, $p = 0.036$). Les tests post-hoc ont révélé une augmentation du W moyen ($p < 0.001$, $d = -1.290$) et une diminution du Z_B moyen ($p = 0.040$, $d = 0.334$) dans les conditions POF par rapport aux conditions NOF (**Figure 21.A** ; *Annexe A1, Tableau S4*).

4.1.3.2.2 Variabilité de la marche (SD : écart-type)

Un effet principal significatif du *Flux optique* a été constaté pour l'écart-type (ET) de W (LRT > 100, $p < 0.001$) et l'ET de Z_B (LRT > 100, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé une augmentation des valeurs de l'écart-type dans les conditions POF par rapport aux conditions NOF ($p < 0.001$, $d > -2$). L'effet de la POF sur l'écart-type de V était réduit dans les conditions DTM par rapport aux conditions STM (LRT = 10.99, $p = 0.016$). Les tests post-hoc ont révélé une diminution des valeurs SD entre POF-DTM-1b et POF-STM ($p = 0.022$, $d = -1.281$), entre POF-DTM-2b et POF-STM ($p = 0.006$, $d = -1.196$), et entre POF-DTM-3b et POF-STM ($p < 0.001$, $d = -1.537$; **Figure 21.B** ; *Annexe A1, Tableau S4*).

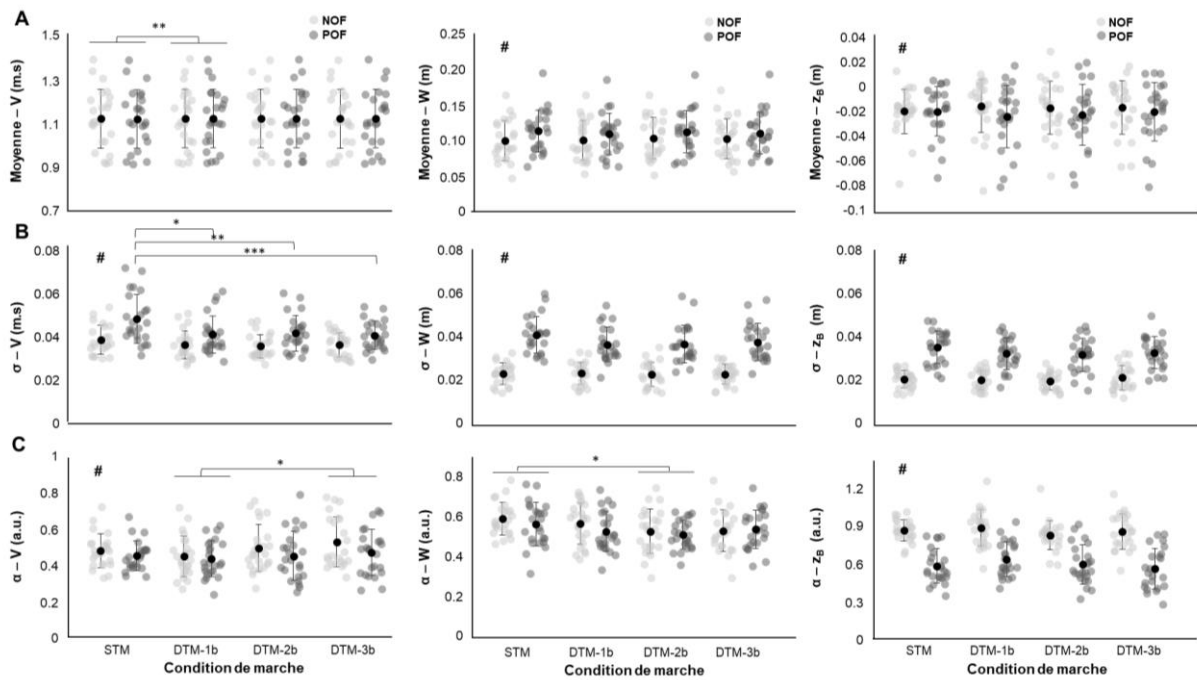


Figure 21. **A)** Moyenne, **B)** Ecart-type (σ), et **C)** Exposant d'échelle alpha de la DFA (α , u.a.) pour la vitesse du pas (V , à gauche), la largeur du pas (W , au milieu) et la position latérale du corps (z_B , à droite), pour les quatre conditions de marche – simple tâche de marche (STM) et double tâche de marche (DTM), *i.e.* marcher tout en répondant simultanément aux stimuli auditifs 1-back (DTM-1b), 2-back (DTM-2b), et 3-back (DTM-3b) – réalisées dans deux conditions de flux optique, *i.e.* flux optique normal (NOF, cercles gris clair) et flux optique perturbé (POF, cercles gris foncé). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : différences significatives entre les quatre conditions (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre NOF et POF.

4.1.3.2.3 Complexité de la marche (α : exposant alpha, M : pentes linéaires de la régression des moindres carrés, R^2 : force de la corrélation)

Des effets principaux significatifs du *Flux optique* (LRT = 5.998, $p = 0.017$) et de la *Condition de marche* (LRT = 9.109, $p = 0.033$) ont été trouvés pour l'exposant α de V . Des tests post-hoc ont révélé une augmentation de l'anti-persistance de V dans les conditions POF par rapport aux conditions NOF ($p < 0.001$, $d = 0.384$) et une diminution de l'anti-persistance de V dans les conditions DTM-3b par rapport aux conditions DTM-1b ($p = 0.016$, $d = -0.672$). Un effet principal significatif de la *Condition de marche* a été trouvé pour α de W (LRT = 10.18, $p = 0.015$). Les tests post-hoc ont révélé une diminution de la persistance du W dans les conditions DTM-2b par rapport aux conditions STM ($p = 0.015$, $d = -0.681$). Un effet principal significatif du *Flux optique* a été trouvé pour α de z_B (LRT > 100, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé une diminution de la persistance de z_B dans les conditions POF par rapport aux conditions NOF ($p < 0.001$, $d = 2.110$).

; **Figure 21.C** ; *Annexe A1, Tableau S5*). De plus, W et z_B présentaient des pentes plus négatives ($LRT = 49.82, p < 0.001$ et $LRT = 57.65, p < 0.001$, respectivement) et des valeurs R^2 plus élevées ($LRT = 49.46, p < 0.001$ et $LRT = 57.69, p < 0.001$, respectivement) dans les conditions POF par rapport aux conditions NOF (tous les $p < 0.001$ et $d > -1.170$; **Figure 22** ; *Annexe A1, Tableau S5*).

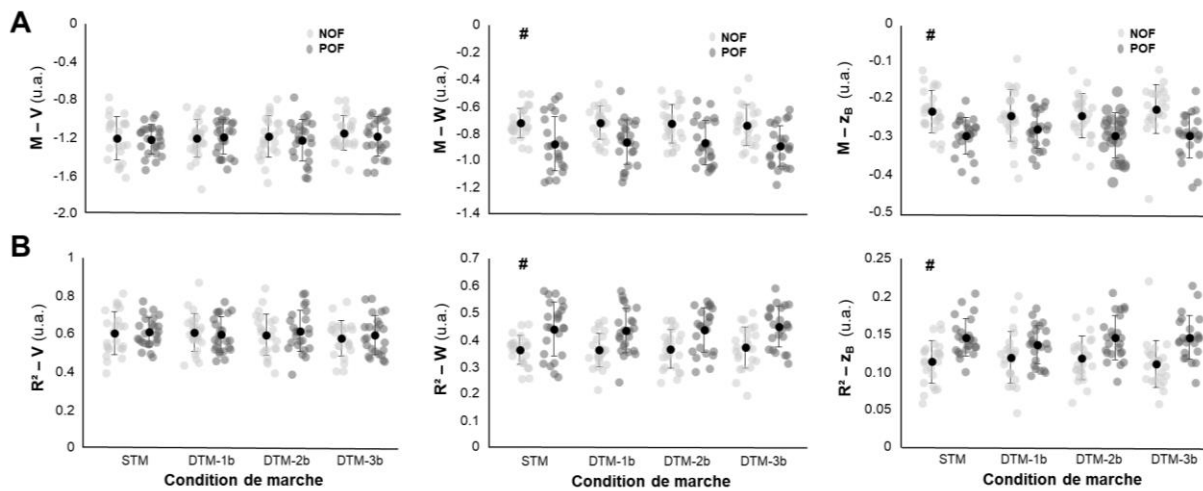


Figure 22. A) Pentas des ajustements des moindres carrés (M , u.a.) pour $(V)^n$ vs $\Delta(V)^{n+1}$, $(W)^n$ vs $\Delta(W)^{n+1}$, $(zB)^n$ vs $\Delta(zB)^{n+1}$ pour toutes les conditions (Cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails). B) Force de la corrélation (R^2 , u.a.) de ces ajustements des moindres carrés $(V)^n$ vs $\Delta(V)^{n+1}$, $(W)^n$ vs $\Delta(W)^{n+1}$, $(zB)^n$ vs $\Delta(zB)^{n+1}$ pour toutes les conditions.

4.1.3.3 EMG de la marche

4.1.3.3.1 Variabilité et durée d'activation du soléaire et du moyen glutéal (VR, FWHM)

Le VR des muscles *soléaire* et *moyen glutéal* a été influencé par le *Flux optique* ($LRT = 49.97, p < 0.001$; $LRT = 69.07, p < 0.001$, respectivement) et la *Condition de marche* ($LRT = 22.23, p < 0.001$; $LRT = 26.07, p < 0.001$, respectivement). Les tests post-hoc ont révélé une augmentation des VR dans les conditions POF par rapport aux conditions NOF pour le muscle *soléaire* ($p < 0.001, d = -1.170$) et le muscle *moyen glutéal* ($p < 0.001, d = -1.460$), et une diminution des VR dans les conditions DTM par rapport aux conditions STM pour le muscle *soléaire* ($p < 0.005$ et $d < -0.773$ pour toutes les comparaisons) et le muscle *moyen glutéal* ($p < 0.001$ et $d < -0.887$ pour toutes les comparaisons). Un effet principal significatif de la *Condition de marche* sur le FWHM a été trouvé pour le muscle *soléaire* ($LRT = 10.02, p = 0.023$). Les tests post-hoc ont révélé des valeurs de FWHM plus élevées dans les conditions DTM-1b ($p = 0.044, d = 0.592$) et DTM-2b ($p = 0.030, d = 0.624$) par rapport à la condition STM (**Figure 23** ; *Annexe A1, Tableau S6*).

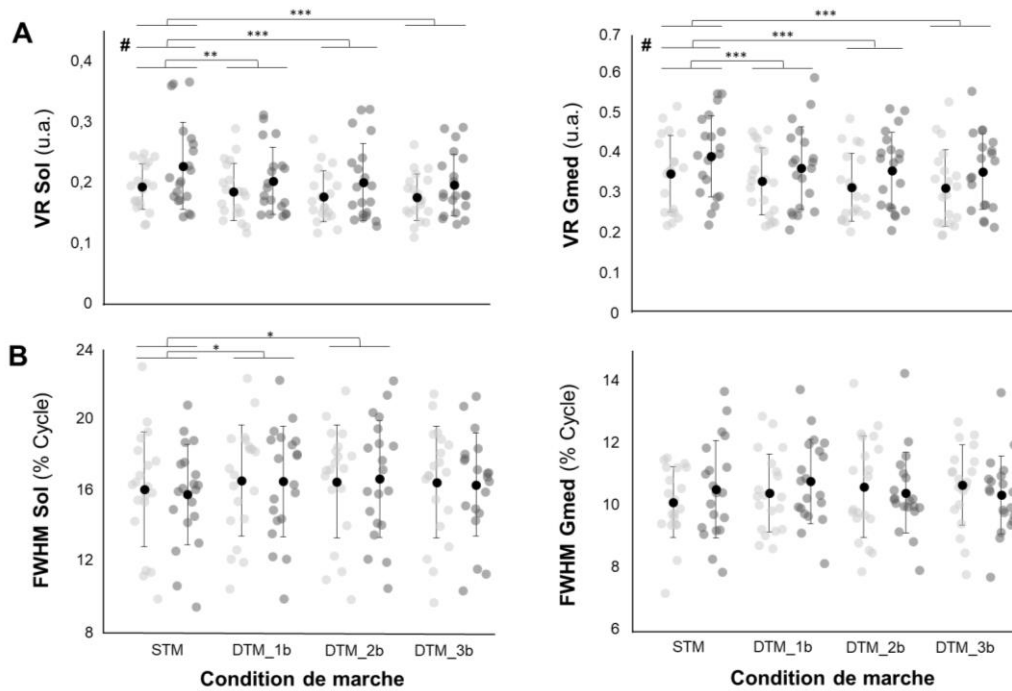


Figure 23. A) Rapport de variance (VR, u.a.) et B) Largeur totale à mi-hauteur (FWHM, % cycle) du *soléaire* (à gauche) et du *moyen glutéal* (à droite) pour toutes les conditions (cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails).

4.1.3.3.2 Organisation fonctionnelle des synergies musculaires

L'analyse de la dimensionnalité des synergies musculaires en utilisant la NMF a révélé que 3 à 4 synergies musculaires (SM) étaient suffisantes pour capturer adéquatement la marche de nos jeunes adultes quel que soit la condition expérimentale considérée (**Figure 24**).

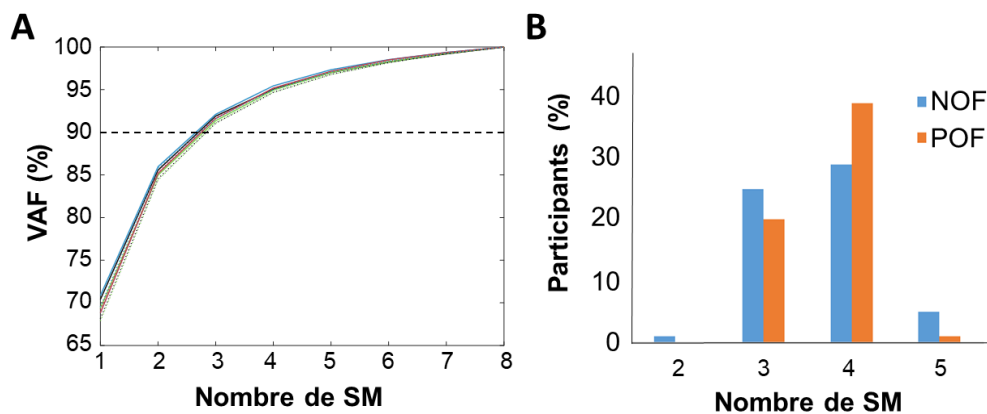


Figure 24. A) VAF moyenne obtenue pour chaque condition : STM (noir) ; DTM-1b (vert) ; DTM-2b (bleu) et DTM-3b (rouge) dans les conditions de NOF (traits pleins) et de POF (pointillés) et B) Pourcentage de participants selon le nombre de synergies musculaires obtenu après NMF dans les conditions de NOF (bleu) et de POF (orange).

Le test χ^2 réalisé est non-significatif ($\chi^2 = 1.81$; seuil critique théorique est fixé à 3.84), les variables sont indépendantes, le *Flux optique* n'a pas eu d'impact significatif sur le *nombre de SM*

défini par VAF. Ainsi, bien qu'un modèle à 3 SM fût suffisant pour plusieurs sujets, nous avons choisi de conserver 4 SM car c'est l'occurrence qui revient le plus et c'est cohérent avec l'étude de Clark et al. (2010) qui avait le même montage expérimental (Clark et al., 2010). La première SM (synergie 1) intervient pendant l'amortissement et la mise en charge au début du cycle avec une activité principale des muscles extenseurs (VM, RF et Gmd). La seconde SM (synergie 2) est principalement active pendant la propulsion en deuxième partie de la phase d'appui : elle est composée des *fléchisseurs plantaires* (SOL et GM). La troisième SM (synergie 3) fait intervenir principalement le *tibial antérieur* ainsi que, dans une moindre mesure, le *quadriceps* (VM et RF) pendant l'initiation de chacune des phases (appui et oscillante). Et, la dernière SM (synergie 4) correspond à l'activation des *ischio-jambiers* (LH et MH) dans le but d'assurer, d'une part, la transition entre la phase oscillante et la phase d'appui, en amortissant la jambe avant le contact du pied avec le sol, et d'autre part, la propulsion (**Figure 25** ; Clark et al., 2010).

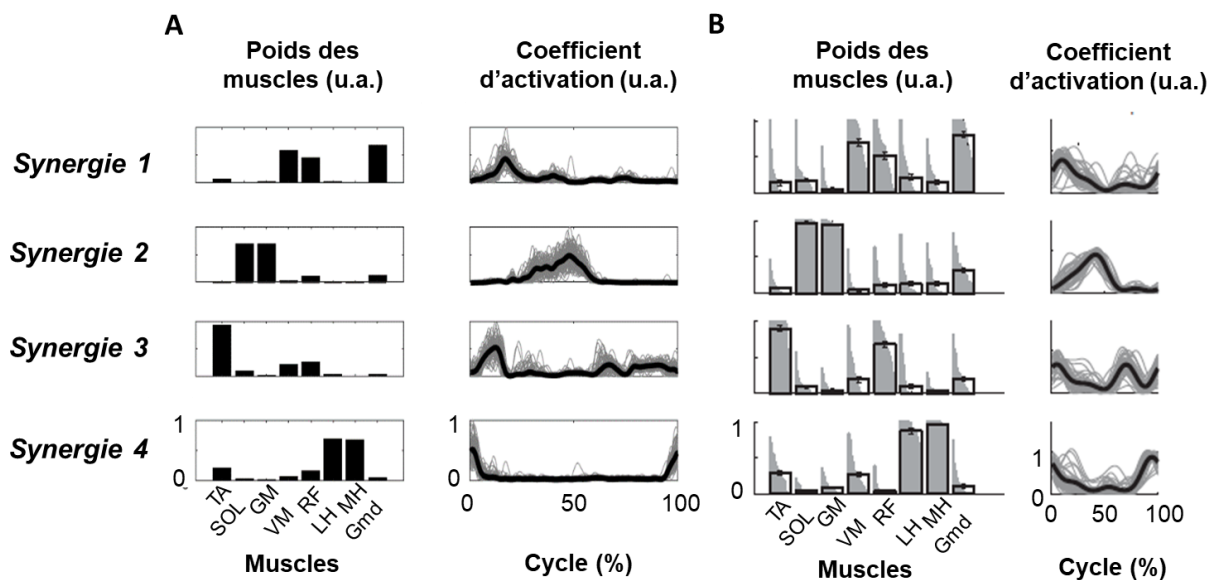


Figure 25. Poids et coefficients d'activation des SM calculées à partir : **A)** d'un participant représentatif de la présente étude sur 80 cycles et **B)** des participants de l'étude de Clark et al. sur 40 cycles (2010). TA = *tibial antérieur*, SOL = *soléaire*, GAS = *gastrocnémien médial*, VM = *vaste médial*, RF = *droit fémoral*, LH = *semi-tendineux*, MH = *biceps fémoral*, Gmd = *moyen glutéal*.

4.1.3.3 Variabilité de la composition des synergies musculaires/modules moteurs

En moyenne, une corrélation positive pour l'ensemble des SM est observée quel que soit la condition de marche. Les résultats suggèrent un impact limité de la condition de charge cognitive sur la composition des modules moteurs témoignant d'une importante robustesse de ces derniers (Tableau 1). Les schémas d'activation et les pondérations correspondantes en flux normal et en flux oscillant sont présentés respectivement en **Figure 26.A** et **26.B**.

Tableau 2. Similarité des modules (1-4) pour chaque condition (DTM-1b ; DTM-2b ; DTM-3b) à celle de référence (STM-FN et STM-OF, respectivement pour les conditions de DTM-NOF et les conditions de DTM-POF). Plusieurs indices sont mentionnés : la corrélation moyenne, l'écart-type ainsi que le pourcentage de corrélation positive (> 0,8).

SM	Indices	DTM-FN_1b	DTM-FN_2b	DTM-FN_3b	DTM-OF_1b	DTM-OF_2b	DTM-OF_3b
1	Moy	0.92	0.88	0.86	0.88	0.92	0.98
	ET	0.22	0.26	0.29	0.25	0.21	0.01
	Nb > 0,8	93%	87%	87%	87%	93%	100%
2	Moy	0.98	0.96	0.96	0.97	0.96	0.99
	ET	0.06	0.09	0.09	0.07	0.08	0.01
	Nb > 0,8	93%	93%	93%	93%	93%	100%
3	Moy	0.95	0.92	0.89	0.95	0.92	0.96
	ET	0.10	0.13	0.16	0.11	0.14	0.04
	Nb > 0,8	93%	87%	80%	93%	80%	100%
4	Moy	0.93	0.93	0.95	0.95	0.94	0.96
	ET	0.13	0.09	0.06	0.06	0.11	0.06
	Nb > 0,8	87%	93%	100%	100%	93%	93%

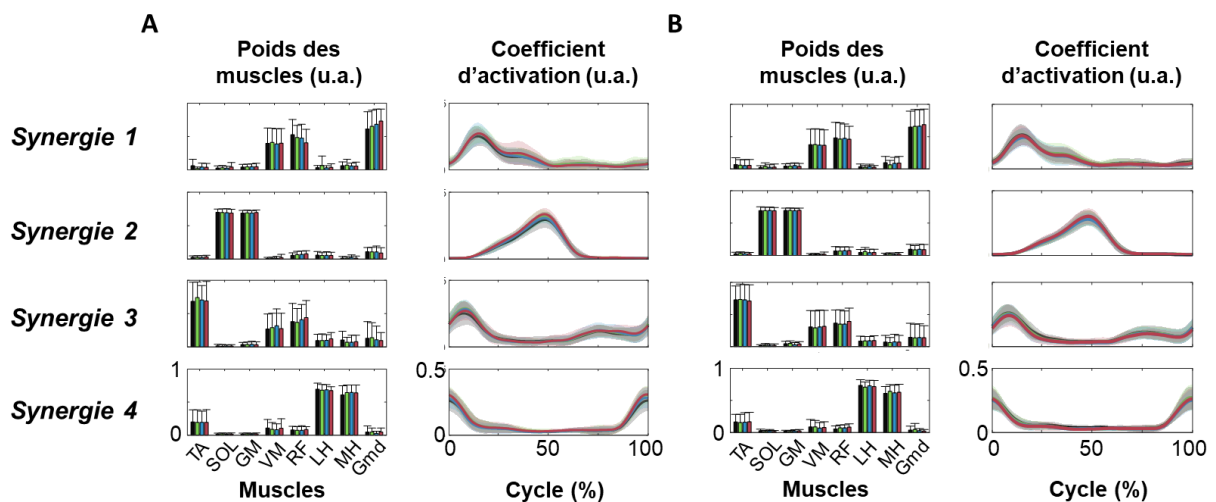


Figure 26. Poids (moyenne \pm SD) des muscles et coefficient d'activation des SM : A) dans les conditions de flux optique normal (NOF) et B) dans les conditions de flux optique perturbé (POF) pour chaque condition : STM (noir) ; DTM-1b (vert) ; DTM-2b (bleu) et DTM-3b (rouge).

4.1.3.3.4 Variabilité des coefficients d'activation des synergies musculaires

Un effet principal significatif du *Flux optique* a été constaté pour le VR de SM1 (LRT = 4.457, $p = 0.037$), SM2 (LRT = 21.08, $p < 0.001$) et SM4 (LRT = 12.29, $p = 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé une augmentation de la variabilité dans les conditions POF par rapport aux conditions NOF (respectivement, $p = 0.037$, $d = -0.385$; $p < 0.001$, $d = -0.961$ et $p < 0.001$, $d = -0.659$). De plus, un effet principal significatif de la *Condition de marche* a été observé pour le VR de SM2 (LRT = 20.71, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé une diminution du VR par rapport

STM en DTM-1b ($p = 0.006$, $d = -0.867$), en DTM-2b ($p < 0.001$, $d = -1.117$) et en DTM-3b ($p = 0.003$, $d = -0.935$; **Figure 27** ; *Annexe A1, Tableau S6*).

Seul un effet principal significatif de la *Condition de marche* a été observé pour le FWHM de SM2 (LRT = 10,66, $p = 0,013$). Les tests post-hoc ont révélé une augmentation du FWHM entre DTM-1b et STM ($p = 0,026$, $d = -0,738$; **Figure 28** ; *Annexe A1, Tableau S6*).

Aucun effet significatif n'a été observé ni sur le sMLE ni sur l'ACI évalué à partir des SM (**Figure 29** ; *Annexe A1, Tableau S6*).

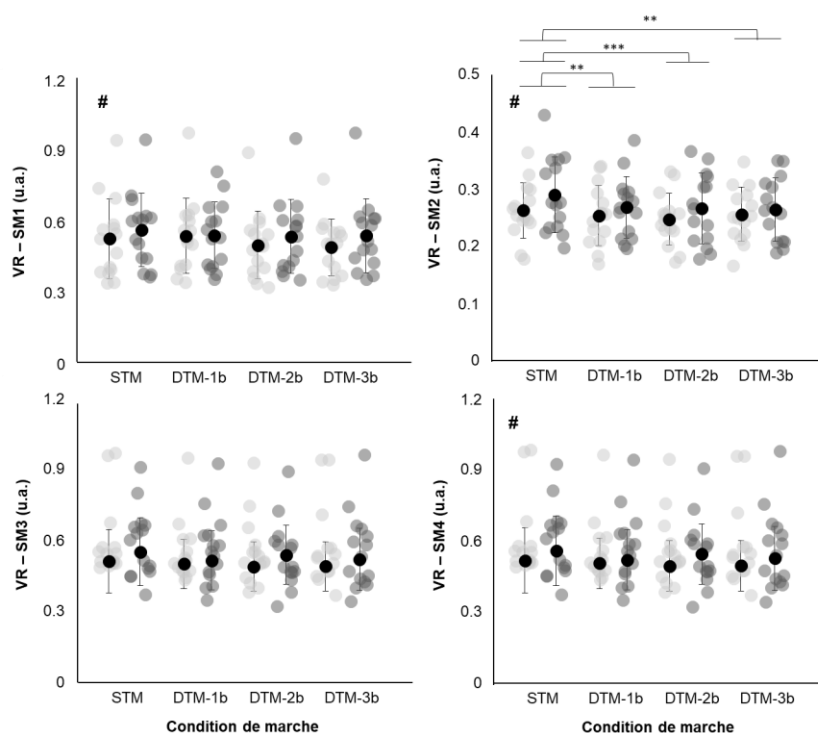


Figure 27. Rapport de variance (VR, u.a.) de chaque synergie musculaire (SM1 – SM4) pour toutes les conditions (cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails).

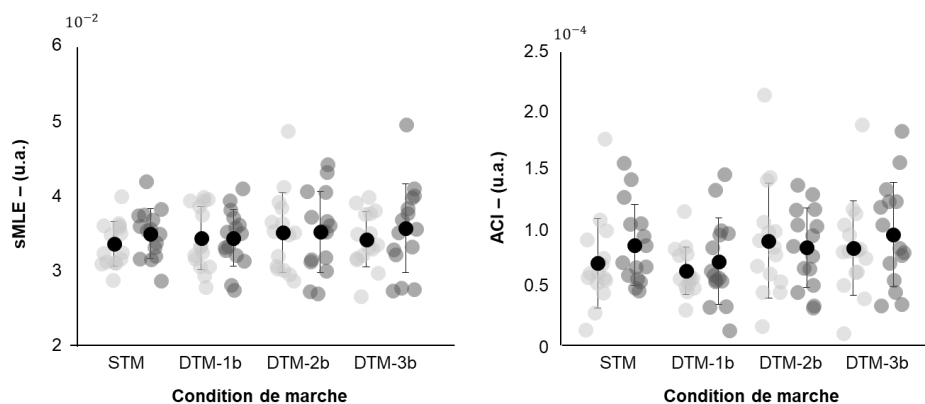


Figure 28. A) Exposant de Lyapunov à court terme (sMLE, u.a.) et B) Indice de complexité de l'attracteur (ACI, u.a.) des synergies musculaires pour toutes les conditions (cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails).

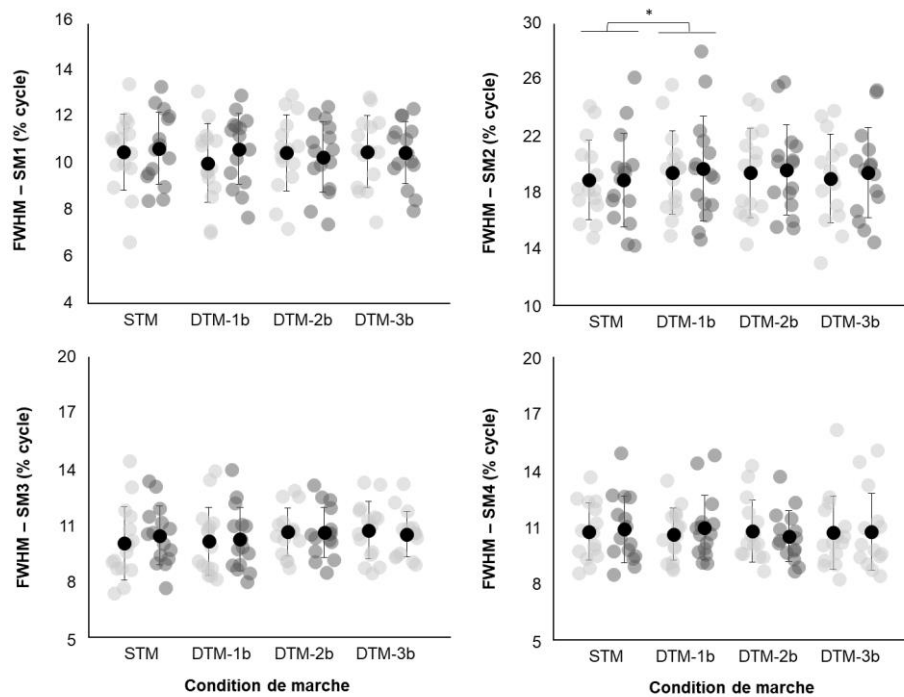


Figure 29. Largeur totale à mi-hauteur (FWHM, % cycle) de chaque synergie musculaire (SM1 – SM4) pour toutes les conditions (cf. légende de la Figure 21 pour plus de détails).

4.1.4 Discussion

L'objectif de la présente étude était de déterminer le coût attentionnel associé au contrôle de la marche et à la flexibilité de l'organisation modulaire en présence de perturbations ML du flux optique chez le jeune adulte en bonne santé. Comme attendu, nos résultats ont confirmé que le contrôle (en particulier, la variabilité) de la marche était altéré dans les conditions POF par rapport aux conditions NOF, tant au niveau comportemental (cinématique) que neuromusculaire (EMG), et que nos participants cherchaient à contrecarrer ces perturbations en exerçant un contrôle cognitif plus important de la marche. Ces effets étaient indépendants de la charge cognitive (*i.e.* tâche de mémoire de travail faiblement ou fortement exécutive concomitante à une marche sur tapis roulant). Par ailleurs, il est intéressant de noter que l'augmentation de la charge cognitive a entraîné des changements d'abord au niveau neuromusculaire (phase de propulsion), puis au niveau comportemental, avec une priorisation du contrôle de la marche dans la direction ML par rapport à la direction AP. Notre hypothèse, selon laquelle la double tâche réduirait les effets des perturbations ML du flux optique sur le contrôle de la marche, a été partiellement confirmée puisque cet effet n'a été trouvé qu'au niveau de la variabilité comportementale. Globalement, les effets des perturbations utilisés dans cette étude étaient limités pour une population jeune et en bonne santé marchant sur un tapis à vitesse fixe.

Comme attendu, la performance cognitive a diminué (TR plus élevé et d' plus faible ; Lamichhane et al., 2020 ; Pelegrina et al., 2015) et la charge mentale subjective a augmenté (score NASA-TLX brut plus élevé ; Sadeghian et al., 2021) avec l'augmentation de la charge cognitive dans les conditions de simple tâche et de double tâche validant ainsi notre paradigme de double tâche incrémental (3-back > 2-back > 1-back). En outre, les participants ont rapporté une charge mentale subjective plus élevée dans les conditions de POF par rapport aux conditions de NOF et en position assise (STC). Cependant, comme Pechtl et al. (2020), la performance cognitive ne différait pas entre les conditions de marche et celles de STC, ce qui indique que les participants ont maintenu leur engagement cognitif quel que soit le contexte. Cela contraste avec ce qui a été observé par Kao & Pierro (2022) qui ont observé des effets de la double tâche sur la performance cognitive dans des conditions de marche perturbées (*i.e.* oscillations ML continues du support). L'absence d'impact des conditions de double tâche sur la performance cognitive pourrait être due à la nature des perturbations, visuelles vs. mécaniques, qui fait intervenir des mécanismes différents et n'implique donc probablement pas le même coût cognitif (Kazanski et al., 2020 ; Rafiee & Kiemel, 2020). Il est donc probable que la complexification de la tâche locomotrice, par l'utilisation de perturbations visuelles, ne représente pas un challenge suffisamment important pour les participants en bonne santé, contrairement aux perturbations mécaniques. En effet, les participants de la présente étude ont été capables de maintenir leur engagement dans l'exécution concomitante d'une tâche de mémoire de travail, indépendamment du niveau de difficulté de celle-ci.

Les effets des perturbations visuelles sur le contrôle de la marche ont été observés à la fois au niveau comportemental et neuromusculaire. Conformément aux études précédentes, la variabilité des paramètres cinématiques dans les deux directions, ML (zB, W) et AP (V), a augmenté dans les conditions de POF (Dingwell et al., 2021 ; Kazanski et al., 2020 ; Osaba et al., 2020 ; Selgrade et al., 2020 ; Song et al., 2022). Cette variabilité accrue était également visible au niveau neuromusculaire, comme en témoigne l'augmentation du rapport de variance pour les muscles *moyen glutéal* et *soléaire* et la majorité des SM. À notre connaissance, il s'agit de la première démonstration dans la littérature. Ce résultat est complémentaire à celui de Stokes et al. (2017), qui ont observé que l'augmentation de l'amplitude du placement latéral des pieds était positivement corrélée à celle de l'activation du muscle *moyen glutéal* en réponse à des perturbations visuelles. En revanche, aucun changement n'a été observé ni dans la composition spatiale (nombre de SM et poids attribué à chacune d'entre elles) ni dans les coefficients d'activation des SM (FWHM, stabilité locale, complexité) dans les conditions de POF. Ainsi, en réponse à des perturbations visuelles, le SNC maintient la commande motrice en sollicitant un nombre limité de modules moteurs robustes mais dont les profils d'activation sont plus variables. Cette stratégie de bas niveau est associée à

l'augmentation simultanée de la variabilité cinématique et musculaire suggérant que les participants arrivent à s'adapter en utilisant la flexibilité motrice sans nécessiter de modifier l'organisation de la commande motrice au niveau neuromusculaire.

Pour contrer la variabilité locomotrice induite par les perturbations visuelles, le jeune adulte exerce un contrôle cognitif plus important de sorte à préserver l'équilibre de la marche (*i.e.* augmenter la stabilité globale ; Kazanski et al., 2020). Cette stratégie se traduit par une augmentation de la largeur du pas (*i.e.* élargissement de la base de sustentation ; Beurskens et al., 2014 ; Kao & Pierro, 2022), une régulation plus resserrée (*i.e.* augmentation des corrections pas à pas) à la fois de la position latérale du corps et de la largeur du pas ainsi qu'une diminution de la persistance des fluctuations de la position latérale du corps (Kazanski et al., 2020 ; Render et al., 2021) dans les conditions de POF. En outre, comme dans les études précédentes, les valeurs brutes ont montré des corrections plus fortes pour la largeur du pas que pour la position latérale du corps dans toutes les conditions (Dingwell et Cusumano, 2019 ; Kazanski et al., 2020). Dans l'ensemble, ces résultats concordent avec les simulations de contrôle multi-objectif (Dingwell et Cusumano, 2019), selon lesquelles le jeune adulte augmente le contrôle pour effectuer des corrections plus importantes des déviations de la largeur du pas et de la position latérale du corps afin de maintenir une position centrale sur le tapis roulant. Enfin, l'antipersistance des fluctuations de la vitesse du pas est augmentée dans les conditions de POF ($\alpha < 0,5$), ce qui signe une régulation plus resserrée de ces fluctuations. Ces observations suggèrent une surcorrection typique d'une régulation moins optimale (Decker et al., 2012, 2013 ; Dingwell et al., 2010). Collectivement, ces résultats fournissent des preuves supplémentaires que l'implication cognitive dans le contrôle locomoteur s'accroît en présence de perturbations visuelles. Une telle stratégie n'implique pas une réorganisation de la commande motrice mais est permise par la flexibilité temporelle des SM (*i.e.* augmentation de la variabilité des activations associées) pour réguler la cinématique de la marche (sortie efférente).

Les effets de la double tâche sur le contrôle locomoteur ont été observés d'abord au niveau neuromusculaire, puis au niveau comportemental. Précisément, au niveau neuromusculaire, un élargissement du temps d'activation (FWHM) du muscle *soléaire* et de la SM2 (*soléaire* et *gastrocnémien*) a été observé, et ce dès le premier niveau de charge cognitive (*i.e.* DTM-1b qui implique principalement un focus attentionnel externe et sollicite relativement peu les ressources exécutives). Ces résultats, associés à la variabilité réduite de l'activation de la SM2, suggèrent que les participants ont rigidifié le contrôle de leur marche lorsqu'ils ont été confrontés à une tâche de mémoire de travail simultanée, probablement pour rendre la marche sur tapis roulant plus stable et plus sûre, comme cela a été suggéré précédemment (Martino et al., 2015). Ce patron de marche plus rigide dans des conditions de double tâche s'avère efficace, comme en témoigne l'absence de

changements dans la stationnarité de la marche (*i.e.* valeurs moyennes des paramètres cinématiques). Par ailleurs, l'absence d'effet de la charge cognitive sur les SM 1-3-4 suggère qu'elle a impacté seulement la marche lors de la phase propulsive. Par conséquent, seule l'activité des fléchisseurs plantaires (SM2) a été modulée par le SNC en réponse à l'augmentation de la charge cognitive. Ces résultats soulignent la flexibilité du SNC à moduler seulement une SM, et pas les autres, telle que déjà observée lors de tâches de transition marche-course (Cappellini et al., 2006, Hagio et al. (2015)). Bien que nous n'ayons pas observé de changements dans la stabilité locale ou la complexité des SM dans les conditions de DT, la réduction de la variabilité et l'augmentation de la FWHM sur la SM2 soutiennent le fait que la charge cognitive a conduit à un contrôle plus rigide de la marche observable pendant la phase propulsive (Kao & Pierro, 2022 ; Verrel et al., 2009).

Cependant, l'augmentation de la FWHM a seulement été observée lors de la DTM-1b et non sur DTM-2b et DTM-3b qui exigent pourtant une concurrence accrue pour les ressources cognitives. Ces résultats corroborent ceux de Walsh (2021) qui n'avait pas observé d'effet d'une tâche de comptage à rebours de 7 en 7 (*i.e.* tâche également exécutive à l'instar de la 2 et 3-back) sur la FWHM des SM. Néanmoins, il avait évalué la FWHM sur l'ensemble des synergies. La raison proposée serait qu'en raison de la faible charge exécutive de la 1-back, un traitement des tâches en parallèle en DTM-1b était possible. Ainsi, le SNC était en mesure d'octroyer des ressources attentionnelles vers la tâche locomotrice en adoptant une stratégie de compensation au niveau de la commande motrice pour favoriser la stabilité globale. À l'inverse, les ressources attentionnelles étaient concentrées sur la réalisation des tâches cognitives lors des DT exécutives (*i.e.* priorisation de la tâche cognitive en raison du maintien de la performance à cette tâche) du fait d'une interférence entre la tâche cognitive et la tâche de marche (Huxhold et al., 2006 ; Lindenberger et al., 2000). Cette proposition est partiellement confirmée par les données cinématiques. Avec la difficulté croissante de la tâche cognitive concomitante à la marche, les fluctuations de la largeur du pas sont devenues plus étroitement régulées de la condition STM à la condition DTM-2b. Cette régulation plus stricte a certainement été rendue possible par un niveau d'implication accru de processus exécutifs (Decker et al., 2012, 2013). Ensemble, la diminution de la persistance des fluctuations de la largeur du pas et l'augmentation du temps d'activation de la SM impliquant les fléchisseurs plantaires sont cohérents avec l'adoption d'un patron de marche plus rigide dans la direction ML. Par conséquent, la recherche d'une plus grande stabilité globale se fait au détriment de la flexibilité et de l'adaptabilité de la marche. De plus, les fluctuations de la vitesse du pas sont devenues moins étroitement régulées de DTM-1b à DTM-3b ; en d'autres termes, les participants n'avaient plus les ressources exécutives suffisantes pour corriger rapidement les fluctuations de la vitesse du pas dans la direction AP. Ce phénomène a également été constaté dans une étude

précédente, dans laquelle la charge cognitive a été manipulée à l'aide d'un paradigme d'écoute dichotique (Decker et al., 2013). Collectivement, ces résultats fournissent des preuves supplémentaires que les fonctions exécutives sont impliquées dans la régulation des variables pertinentes pour répondre au but de la tâche locomotrice (*i.e.* maintenir une vitesse du pas constante et la position latérale du corps au centre du tapis) et que, avec l'augmentation de la charge cognitive, les participants donnent la priorité au contrôle locomoteur dans la direction ML (*i.e.* un contrôle plus resserré) par rapport à la direction AP (*i.e.* un contrôle plus lâche). En fait, il est probable que, lorsque la charge concomitante élevée en mémoire de travail (*i.e.* DTM-3b), les participants ne disposent plus de ressources exécutives suffisantes, de sorte que le contrôle de la marche dans la direction AP est négligé. Une telle stratégie permet une utilisation plus efficace des ressources exécutives, en supposant que la marche présente un contrôle dynamique passif (fonctionnement « automatique ») dans la direction AP mais une instabilité requérant un contrôle actif dans la direction ML (Bauby & Kuo, 2000 ; O'Connor & Kuo, 2009).

Notre hypothèse selon laquelle une charge cognitive atténuerait les effets négatifs de la POF ML sur le contrôle de la marche a été partiellement confirmée car elle n'a été observée que pour la variabilité de la vitesse du pas. Cela soulève la question de savoir pourquoi un effet d'interaction a été trouvé pour cette variable spécifiquement. Une explication probable est que la contrainte visuelle (*i.e.* POF) dans la direction ML a augmenté la variabilité de la vitesse du pas en interférant avec la contrainte mécanique (*i.e.* le tapis roulant à une vitesse fixe) dans la direction AP. Les participants, en dirigeant leurs ressources attentionnelles vers le traitement des stimuli auditifs de la tâche n-back, peuvent avoir prêté moins d'attention aux informations visuelles de l'environnement virtuel, atténuant ainsi l'impact du POF sur le contrôle de la marche. L'absence d'un effet d'interaction pour les autres variables, cinématiques (W et z_B) et neuromusculaires, peut sembler contre-intuitive mais pourrait s'expliquer par le fait que les changements dans le contrôle de la marche dans la direction ML et l'organisation modulaire sont si robustes qu'ils ne sont pas affectés par l'augmentation de la charge cognitive. En outre, d'un point de vue méthodologique, l'utilisation d'une méthode statistique conservatrice (*i.e.* un modèle linéaire à effets mixtes avec bootstrapping) peut avoir limité les effets d'interaction dans nos analyses et expliquer des résultats contradictoires avec d'autres études (Kazanski et al., 2020 ; Malcolm et al., 2018).

Quelques limites méthodologiques doivent être pris en compte lors de l'interprétation des résultats de cette étude. Premièrement, les conditions STM ont été systématiquement réalisées avant les conditions DTM ; en effet, les conditions STM réalisées après les conditions DTM n'ont pas été incluses dans les analyses principales (*Annexe A1, Figure S1*). Afin de limiter tout effet d'apprentissage éventuel, une familiarisation initiale de 10 minutes à la marche sur tapis roulant a

eu lieu au préalable. Deuxièmement, la marche sur tapis roulant a été effectuée à une vitesse fixe (bien que préférentielle, *i.e.* vitesse de confort sélectionnée par le participant). Les différences entre la marche sur tapis roulant à vitesse fixe et la marche sur le sol (*i.e.* la marche quotidienne) ont été largement étudiées et mises en évidence dans de nombreuses études (Dingwell et al., 2001 ; Wrightson et al., 2020). Par exemple, certaines études ont observé une diminution de la variabilité de plusieurs paramètres cinématiques lors de la marche sur tapis roulant par rapport à la marche sur sol (Hollman et al., 2016 ; Wrightson & Smeeton, 2017). Ce phénomène n'a pas empêché d'observer l'impact de nos manipulations expérimentales sur la variabilité de la marche. Une approche intermédiaire pourrait être d'utiliser le tapis roulant en mode asservi (*self-paced mode*) : la vitesse du tapis roulant s'ajuste en temps réel selon la position du participant sur celui-ci (Choi et al., 2017 ; Kao & Pierro, 2022 ; Yang & King, 2016). Cependant, l'utilisation dans la présente étude d'un tapis roulant à vitesse fixe visait à explorer l'impact des contraintes expérimentales sur les variables connues pour être régulées par le système locomoteur, *i.e.* les variables qui permettent de satisfaire l'objectif (implicite) de la tâche locomotrice (« ne pas sortir des limites AP et ML du tapis roulant »). De même, ces résultats sont limités à notre population d'étude et aux choix méthodologiques réalisés. En effet, nous avons évalué les SM de jeunes adultes sains qui ont démontré leur capacité à s'adapter et à s'accommoder aux perturbations (*i.e.* synergies spatialement et temporellement robustes). Dans le futur, il est nécessaire d'évaluer la flexibilité de l'organisation modulaire dans des conditions identiques chez des sujets plus fragiles afin de mettre en évidence d'éventuels changements de stratégies de contrôle de la marche (*i.e.* vieillissants ou pathologiques, Walsh et al., 2021).

En conclusion, cette étude a démontré une implication cognitive relativement limitée du contrôle de la locomotion des jeunes adultes sains pour faire face à des contraintes visuelles. La tâche simultanée de mémoire de travail a conduit à un contrôle plus rigide de la marche, en particulier dans la direction ML et lors de la phase propulsive. Précisément, l'augmentation de la charge cognitive a entraîné d'abord une augmentation du temps d'activité de la SM impliquant les fléchisseurs plantaires puis un contrôle plus rigide dans la direction ML et un contrôle plus lâche dans la direction AP. Cette stratégie de contrôle s'avère efficace car elle permet au jeune adulte de maintenir la performance de la tâche cognitive concomitante à la marche. La POF a augmenté la variabilité de la marche tant au niveau comportemental que neuromusculaire. L'ajout d'une tâche simultanée de mémoire de travail a atténué les effets négatifs de la POF dans la direction AP (*i.e.* la variabilité de la vitesse des pas), mais pas dans la direction ML, probablement parce que le contrôle de la marche est prioritaire dans cette dernière. Enfin, la performance cognitive reste inchangée en condition de DTM, quelle que soit la condition du flux optique. Pris dans leur ensemble, ces

résultats et la relative invariance spatiale et temporelle des SM suggèrent que la complexification de la tâche locomotrice, par la manipulation du flux optique, ne représente pas un challenge suffisamment important pour de jeunes adultes en bonne santé, contrairement à des perturbations appliquées dans d'autres études (*e.g.* mécaniques). Également, ces résultats ouvrent la voie à de nouvelles stratégies pour identifier les déficits d'équilibre qui peuvent conduire à une probabilité accrue de chute chez les adultes plus âgés ou les patients présentant des déficits centraux ou périphériques.

4.2 Etude 2. Caractérisation du déficit locomoteur associé au syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile et implication sur les stratégies de contrôle adoptées en condition de perturbations visuelles et cognitives.

4.2.1 Introduction

La marche est une activité fondamentale, surapprise et essentielle à la survie des individus (Studenski et al., 2011 ; Zanin et al., 2022). Cependant, marcher dans les environnements complexes de la vie quotidienne nécessite que le SNC s'adapte continuellement aux entrées sensorielles à la fois internes telles que la réalisation de tâches exigeantes sur le plan cognitif (Malcolm et al., 2018) et/ou externes telles que les obstacles ou les surfaces irrégulières (Kuhman et al., 2021). L'intégration de ces entrées sensorielles implique toutes les entités perceptivo-motrices associées à la marche et doit être réalisée correctement afin de produire une réponse adaptée (*e.g.* éviter de chuter) (Liss et al., 2022). Lors de l'intégration multisensorielle, les sens (vision, proprioception, système vestibulaire) s'associent pour créer une unité perceptive (Berthoz, 1991, 2006). Chaque modalité sensorielle possède un « poids » spécifique qui serait variable. En effet, l'intégration multisensorielle est un mécanisme flexible. Par exemple, les sujets non-voyants redistribuent le « poids » accordé initialement à la vision sur les autres systèmes sensoriels expliquant pourquoi ils ont une meilleure discrimination somesthésique (Chiba et al., 2016). Ce mécanisme de repondération sensorielle a été démontré dans le cadre du contrôle postural (Nashner et al., 1982 ; Peterka, 2002) et est coûteux en attention (ressources cognitives, Redfern et al., 2001). Dans ce cadre, ce mécanisme permet d'adapter et de maintenir un équilibre statique et dynamique malgré les contraintes s'appliquant au système. Cependant, la flexibilité de ces processus de pondération a été peu explorée dans la marche (Bruijn & van Dieën, 2018).

Les patients atteints du syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile (SEDh) offrent un cadre d'étude privilégié puisqu'ils souffrent d'un déficit proprioceptif. Ce déficit engendre une compensation des mécanismes de pondération sensorielle qui se manifeste par une plus forte dépendance à l'égard du champ visuel (*i.e.* visuodépendance, Dupuy et al., 2017). La symptomatologie associée à ce syndrome est très vaste et polymorphe dont les troubles de la proprioception constitueraient le principal facteur altérant l'autonomie fonctionnelle de ces patients (Clayton et al., 2013 ; Rombaut et al., 2010). Cela se traduit par une marche moins fonctionnelle (score du profil de marche, GPS, inférieur) que des individus sains (Celletti et al., 2013) notamment une diminution de la vitesse du pas (Rombaut et al., 2011) et une augmentation de la durée d'appui (Robbins et al., 2020). Ces résultats semblent impliquer une stratégie compensatoire visant à augmenter la stabilité globale de la marche afin de rendre la marche plus

sécuritaire. Cependant, ces études n'ont pas intégré des mesures de variabilité alors qu'une augmentation du montant de variabilité serait le reflet d'une instabilité (Stergiou & Decker, 2011). En ce sens, il est important de distinguer l'organisation du patron de marche (relatif à la stationnarité) et la quantité de variabilité qui évaluent deux dimensions distinctes. D'un côté, une modification du patron de marche peut être interprétée comme une adaptation (biomécanique) fonctionnelle à l'instabilité afin de réduire le nombre de degrés de liberté à gérer pour contrôler la locomotion (Bernstein, 1967). Tant que des ddl sont mobilisables et adéquats pour répondre à la tâche, l'équivalence motrice permet à la personne de s'adapter. Cependant, si l'instabilité augmente notamment du fait d'une complexification de la tâche alors le système deviendra plus complexe à gérer jusqu'à devenir ingérable (*i.e.* risque de chute, Gouelle et al., 2021). D'un autre côté, évaluer le montant de variabilité (Hausdorff, 2005) permet d'en savoir plus sur la stabilité globale de son schéma de marche et est essentiel dans le cadre clinique en particulier lorsque l'utilisation des méthodes d'analyses non-linéaires n'est pas possible (*i.e.* patients dans l'incapacité d'enchaîner un nombre de cycle de marche suffisant, Marmelat & Meidinger, 2019) La façon dont les patients SEDh se comportent et s'adaptent dans des conditions de marche plus complexes n'a pas été étudiée.

Complexifier la marche des patients SEDh en manipulant les informations visuelles (*i.e.* le flux optique) semble intéressant compte-tenu de l'importance de la vision dans le contrôle de la marche et de la dépendance des patients SEDh à l'égard du champ visuel. Les études ont démontré qu'un flux accéléré induit une diminution de la vitesse de marche tandis qu'à l'inverse un flux inversé engendre une augmentation de la vitesse (Lamontagne et al., 2007 ; Prokop et al., 1997 ; Schubert et al., 2005). Cet effet a été nommé « effet guidance ». Ainsi, il existerait une interaction entre le flux optique et les afférences somatosensorielles des membres inférieurs. Hypothèse renforcée par le fait que les patients parkinsoniens, qui possède à l'instar des patients SEDh, une kinesthésie proprioceptive réduite et ayant pour conséquence une dépendance accrue aux indices visuels, ont montré un effet de guidance plus prononcé que des sujets sains (Schubert et al., 2005). Par ailleurs, peu de choses sont connues sur le coût cognitif associé à ces modifications d'intégration des entrées sensorielles lors de la marche. L'interaction entre des perturbations cognitives et visuelles a été très peu étudiée et seulement chez des sujets sains dans des conditions très contrôlées mais peu écologiques notamment sur tapis à vitesse fixe (Malcolm et al., 2018 ; Pechtl et al., 2020 ; Lana et al., *en soumission*). Dans ces conditions, les études ont suggéré que la double tâche réduirait les effets négatifs observés lors des perturbations visuelles car les ressources attentionnelles des participants seraient redirigées vers la réalisation de la tâche cognitive concomitante au dépend de l'environnement visuel (Blomberg et al., 2021 ; Malcolm et al., 2018).

Indépendamment, une détérioration de la capacité à partager son attention en condition de double tâche témoignerait d'une marche reposant davantage sur des processus cognitifs et exécutifs (perte d'automatisme de la marche ; Yogev-Seligmann et al., 2008). Si la marche nécessite davantage d'attention alors moins de ressources cognitives seraient disponibles pour résoudre des conflits sensoriels ou répondre à d'autres tâches cognitives ou motrices. À notre connaissance, seule une étude a évalué la marche des patients SEDh en condition de perturbation cognitive (*i.e.* paradigme de double tâche cognitivo-locomotrice). Rombaut et al. (2011) ont supposé, qu'à l'instar des personnes vieillissantes ou pathologiques, la stabilité posturale pendant la marche pourrait nécessiter plus d'attention dans cette population. En ce sens, ils ont démontré une dégradation de la performance motrice en double tâche (DT) seulement chez les patients SEDh, suggérant que le contrôle de leur locomotion nécessiterait davantage d'attention et serait moins automatique. Cette perte d'automatisme a également été démontrée dans le cadre du contrôle postural par le biais de mesures de complexité (Dupuy, 2019 ; Rigoldi et al., 2013). En effet, Dupuy (2019) a observé une augmentation conjointe de la variabilité (*i.e.* perte de stabilité globale) et de la régularité associée à une diminution de complexité des oscillations posturales (*i.e.* diminution des valeurs d'entropie et de l'exposant α). Ces résultats témoignent d'un contrôle actif de ces oscillations par le SNC (Donker et al., 2007) chez les patients SEDh (*i.e.* contrôle postural moins efficace, plus contrôlé et donc plus coûteux en ressources attentionnelles). Également, l'automatisme est liée à notre capacité à exercer un contrôle volontaire sur des activités (Stoffregen et al., 2007). D'un point de vue neuromusculaire, Clark et al. (2013) ont démontré que des analyses EMG reflètent l'activation corticospinale (*i.e.* commande volontaire). En effet, ils ont observé que la synchronisation intermusculaire des fléchisseurs plantaires était réduite en condition de double tâche. Par conséquent, une augmentation de l'activité corticale dans un contexte particulier témoignerait d'une diminution de l'automatisme. Finalement, les stratégies de contrôle de la locomotion et l'implication cognitive associée à ce contrôle n'ont pas été explorés chez les patients SEDh.

Ainsi, l'objectif de la présente étude est de caractériser l'impact du déficit proprioceptif relatif au SEDh sur le coût cognitif associé au contrôle de la marche dans un contexte où la fiabilité des informations visuelles est manipulée. Nous avons émis les hypothèses que 1) le coût cognitif associé au contrôle de la marche serait plus élevé chez les patients SEDh (*i.e.* marche désautomatisée) et 2) l'effet « guidance » du flux optique serait réduit lors de la réalisation concomitante d'une tâche cognitive présentée dans la modalité auditive, mais de manière moins prononcée chez les patients SEDh en raison d'une dépendance visuelle excessive.

4.2.2 Matériel et méthodes

4.2.2.1 Participants

Les participants de cette étude ont été recrutés dans le cadre d'un protocole de recherche interventionnelle à risques et contraintes minimales, intitulé « Validité d'une remédiation somesthésique pour le contrôle postural dans le traitement du Syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile » (Protocole VITALISED, N° ID RCB 2018-A00009-46) qui était promu par le Centre Hospitalier Universitaire de Caen Normandie dont le design est présenté en Annexe (A2 - *Etude VITALISED*). Pour la présente étude, les données de 39 patients SEDh (32.31 ± 9.85 ans ; IMC : 23.81 ± 3.29 kg/m²) et 39 sujets contrôles (SC) appariés en sexe et en âge aux SEDh (31.49 ± 9.03 ans ; IMC : 23.26 ± 2.65 kg/m²) ont été analysées (exclusion des données corrompues d'un SC et de celles du patient associé). Chaque groupe était composé de 8 hommes et 31 femmes. Pour les données EMG, seules les données de 32 patients SEDh et 32 SC ont été comptabilisées.

4.2.2.2 Procédures expérimentales

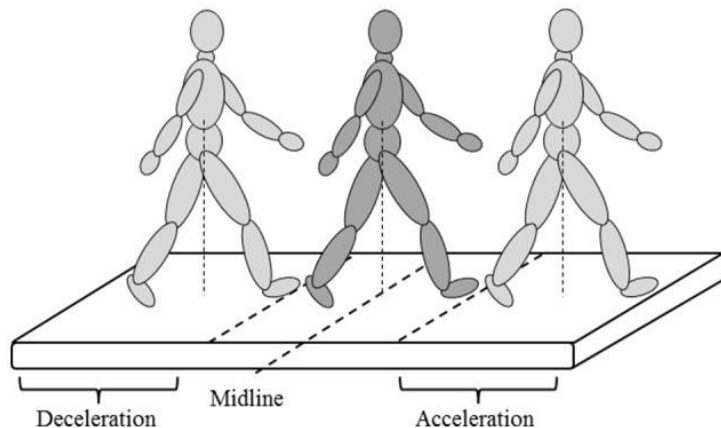


Figure 30. Fonctionnement du tapis roulant en mode asservi selon la position du participant sur le tapis. Lorsque le participant est en avant du tapis, celui-ci accélère et inversement lorsque le participant se retrouve à l'arrière du tapis, il décélère. Pour maintenir une vitesse constante, le participant doit rester au centre du tapis.

L'expérience a été menée dans la salle immersive (dimensions : $4,80 \times 9,60 \times 3$ m) du Centre interdisciplinaire de réalité virtuelle (CIREVE) de l'Université de Caen Normandie. La session d'entraînement a débuté par une familiarisation des participants avec le tapis roulant de marche de $2 \times 0,5$ m (M-Gait, Motekforce Link, Pays-Bas). Ce dernier est composé de deux plateformes de force indépendantes intégrées (*i.e.* recueil des forces de réaction au sol au niveau de chaque pied, à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz). Il a pour fonctionnalité de s'adapter rapidement à la vitesse de marche du sujet. Ainsi, ce mode de fonctionnement permet de se rapprocher de conditions de marche plus écologiques en atténuant les contraintes du tapis roulant de sorte à ce que la vitesse fluctue au cours d'une condition en fonction de la position du sujet sur

le tapis (*i.e.* « self-paced mode », vitesse asservie, Sloot et al., 2014 ; **Figure 30**). Des études ont démontré que la marche en mode asservi reproduit davantage les patrons de marche et de priorisation des tâches de la marche sur sol (Penati et al., 2020 ; Wrightson et al., 2020). De plus, ce mode est plus sensible aux conditions de double tâche en particulier sur les mesures de variabilité (écart-type) et de complexité (MLE ; Kao & Pierro, 2021) que la marche à vitesse fixe.

Le temps d'acclimatation sur ce mode de fonctionnement est plus ou moins important selon les participants. La consigne donnée était de trouver leur vitesse préférentielle, c'est-à-dire leur vitesse confortable et quotidienne. En pratique, nous nous assurons que le participant : 1) arrivait à comprendre comment accélérer et décélérer, 2) variait les vitesses afin de le sensibiliser à des vitesses trop lentes et trop rapides par rapport à sa vitesse préférentielle, 3) arrivait à maintenir pendant plusieurs minutes une vitesse stable et 4) arrivait à s'arrêter de façon progressive puis à redémarrer relativement rapidement (< 15 secondes), le tout en assurant sa sécurité. La familiarisation continuait tant que les principes précédents n'étaient pas maîtrisés. Le temps de familiarisation sur le tapis était en moyenne de 8 à 10 minutes. Ensuite, les participants ont été familiarisés avec la tâche auditive N-back dans les deux niveaux de charge en mémoire de travail (c'est-à-dire 0-back et 2-back). Chaque essai de familiarisation a duré une minute. En cas de difficultés de compréhension de la consigne, d'autres essais étaient effectués jusqu'à ce que la tâche soit comprise et relativement bien réussie. La session expérimentale était composée de deux blocs réalisés dans un ordre aléatoire : (1) deux conditions de N-back en position assise (c'est-à-dire performance cognitive en simple tâche, STC), (2) neuf conditions de marche randomisées et effectuées dans des conditions de simple tâche (STM) et de double tâche (DTM) dans différentes conditions de flux optique (congruent, inversé, statique ou accéléré). Il était demandé aux participants de marcher naturellement en regardant droit devant eux en essayant de maintenir leur vitesse de marche constante. Dans les conditions de double tâche, aucune instruction de priorité de tâche n'a été donnée (Schaefer et al., 2015). Au total, 11 conditions expérimentales, chacune d'une durée de 2 minutes, ont été réalisées (**Figure 31**).

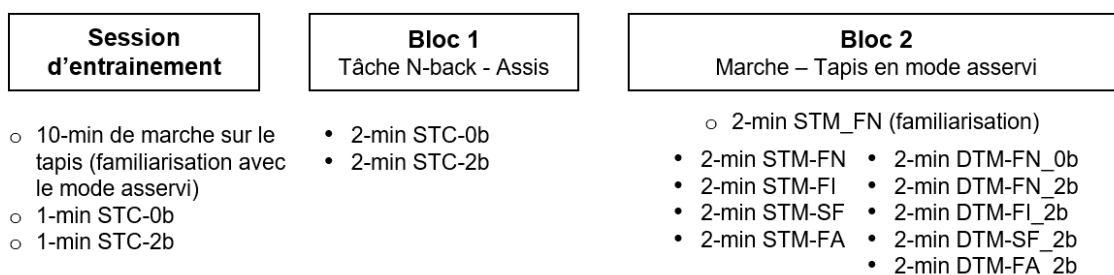


Figure 31. Procédures expérimentales. Une session d'entraînement a d'abord été réalisée intégrant une période de 10 minutes de familiarisation de marche avec le tapis asservi ainsi qu'un essai de familiarisation

d'une minute avec les deux tâches auditives de N-back (0-back et 2-back). Ensuite, deux blocs expérimentaux ont été réalisés dans un ordre aléatoire. Dans le bloc de marche, les participants commençaient par une condition d'entraînement de 2 minutes en simple tâche (c'est-à-dire une marche libre) avec le flux normal. Ensuite, ils réalisaient une condition de marche en double tâche 0-back en flux normal ainsi qu'une condition en simple tâche (STM) et en double tâche 2-back (D'TM_2b) avec chacun des 4 flux (FN : flux normal ; FI : flux inversé ; SF : flux statique ; FA : flux accéléré) dans un ordre aléatoire. Les conditions expérimentales ont duré 2 minutes. Les cercles vides correspondent aux essais de familiarisation tandis que les cercles pleins correspondent aux conditions expérimentales.

4.2.2.2.1 Manipulation du flux optique visuel

Les participants ont marché dans un environnement virtuel composé d'une rue de la Rome antique (**Figure 32**) dans lequel des colonnes verticales de 2,4 mètres étaient espacées les unes des autres d'une longueur de trois mètres afin d'augmenter le mouvement de parallaxe (Bardy et al., 1996 ; Salinas et al., 2017). Dans toutes les conditions, la vitesse du flux optique dans la direction ML était congruente avec la vitesse des bandes du tapis. Durant les conditions du flux optique perturbé, la vitesse du flux optique dans la direction AP était soit congruente (*i.e.* flux normal, FN), inversée (même vitesse mais direction opposée, facteur -1, FI), nulle (flux statique ou sans flux, facteur 0, SF), ou trois fois supérieure (flux accéléré, facteur 3, FA) à la vitesse des bandes du tapis (Salinas et al., 2017).

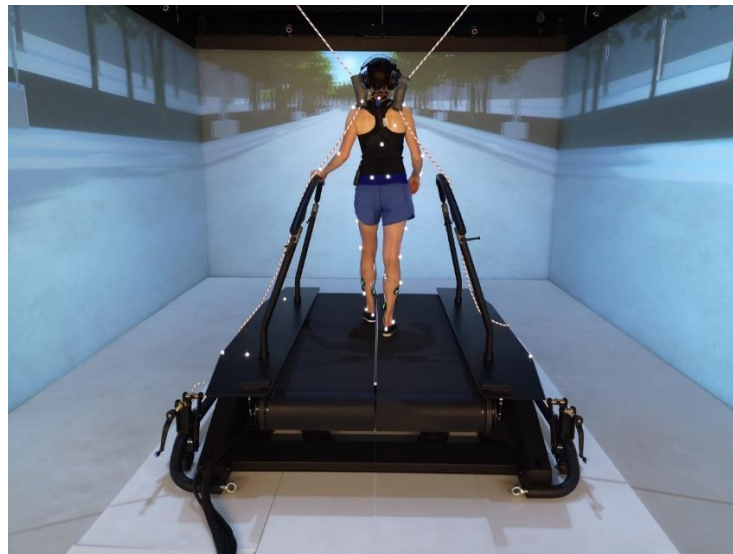


Figure 32. Configuration expérimentale. Photographie du système M-Gait utilisé dans l'étude (Motekforce Link, Amsterdam, Pays-Bas). Le participant, équipé de 27 marqueurs rétro réfléchissants (4 mm de diamètre) placés sur des repères anatomiques spécifiques selon une adaptation du modèle de corps complet Plug-in-Gait (Vicon Motion Systems Ltd.) et d'électrodes électromyographiques de surface (EMG Trigno Snap Lead Sensors, Delsys Inc.) placées sur les muscles *soléaire*, *gastrocnémien* et *tibial antérieur*, marche sur un tapis roulant instrumenté à double courroie dans l'environnement virtuel.

4.2.2.2.2 Manipulation de la charge cognitive

La charge cognitive (mémoire de travail) a été manipulée par le biais de deux niveaux d'une tâche auditive de N-back. Cette tâche consiste en une séquence continue de stimuli auditifs,

présentés un par un, dans laquelle le participant doit déterminer si le stimulus actuellement présenté est le même que le stimulus présenté N essais auparavant. Ainsi, le facteur « N » (nombre d'éléments stockés en mémoire de travail) permet d'augmenter la difficulté de la tâche et donc la charge en mémoire de travail (Grissmann et al., 2017). À l'aide d'un casque antibruit, les participants entendaient facilement et distinctement les lettres « E - A - I - O - R - T » prononcées en français et devaient répondre « Oui » lorsque la lettre entendue était la même que celle présentée 2 essais auparavant pour la 2-back. Pour la 0-back, c'est un cas particulier pour laquelle une lettre cible est désignée en amont. Dans cette étude, les participants devaient répondre « Oui » lorsque la lettre « A » était entendue lors de la 0-back. La 0-back est une tâche peu-exécutive (attentionnelle) tandis que la 2-back est une tâche fortement exécutive. Les réponses étaient enregistrées à l'aide d'un microphone. Le logiciel Audacity® permettait à la fois d'administrer les séquences auditives et d'enregistrer les réponses des participants à l'aide d'un microphone. Les lettres étaient présentées avec un intervalle inter-stimulus de 2000 ms et une durée de présentation du stimulus de 500 ms. Chaque séquence était composée d'un tiers de cibles (c'est-à-dire 20 stimuli pour lesquels le participant devait répondre " Oui " ; Owen et al., 2005). Chaque condition durait 2 minutes.

4.2.2.2.3 Enregistrement cinématique

Les participants étaient équipés de marqueurs rétro réfléchissants de 4 mm de diamètre, fixés à des points de repère anatomiques spécifiques sur le corps, par-dessus des vêtements ajustés (Vaughan et al., 1999). Le modèle utilisé pour le placement des marqueurs était une adaptation du Plug-in Gait full-body model (Davis et al., 1991) : seuls les marqueurs de la tête, du tronc et des membres inférieurs ont été utilisés pour un total de 27 marqueurs. Les positions des marqueurs tridimensionnels (3D) ont été recueillies à 200 Hz à l'aide de 12 caméras infrarouges (Vero 2.2, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Royaume-Uni). L'origine du cadre de référence était au centre du tapis roulant. Toutes lacunes (*i.e.* gaps) dans les données brutes de capture de mouvement ont été comblées à l'aide du logiciel Vicon Nexus (version 2.8.1, Oxford Metrics, Oxford, Royaume-Uni). Les trajectoires des marqueurs 3D ont ensuite été importées dans MATLAB® R2020a (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) pour des analyses supplémentaires.

4.2.2.2.4 Enregistrement électromyographique

Une fois la peau préparée (c'est-à-dire rasage, abrasion légère, nettoyage avec une solution alcoolisée), des électrodes électromyographiques de surface (EMG Trigno Snap Lead Sensors, Delsys, Inc., Natick, Massachusetts, USA) ont été placées sur la peau afin de mesurer l'activité électrique des muscles (*tibial antérieur, soléaire, gastrocnémien médial*) des deux membres inférieurs (conversion A/D, 1000 Hz, 10 V) lors des tâches comportementales. Les électrodes ont été placées

longitudinalement par rapport à la disposition des fibres musculaires (De Luca, 1997) et localisées selon les recommandations *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM ; Hermens et al., 2000).

4.2.2.3 Analyse des données

4.2.2.3.1 Performance des tâches cognitives

Le temps de réaction moyen pour les essais cibles (RT, en seconde) et le d-prime (d', a.u.) ont été utilisés pour évaluer la performance dans les tâches de N-back (Kumar et al., 2021 ; Michail et al., 2021 ; Pelegrina et al., 2015). Le d' est la différence entre le Z-score obtenu à partir du taux de réussite, ZHit, et celui obtenu à partir du taux de fausses alarmes (FA), ZFA ($d' = ZHit - ZFA$; Haatveit et al., 2010). Plus le taux de réussite est élevé et plus le taux de fausses alarmes est faible, meilleure est la capacité du participant à discriminer les lettres cibles et non cibles. Dans la présente expérience, un $d' \approx 4,2$ indique 100% de réponses correctes et aucune fausse alarme.

4.2.2.3.2 Scores d'organisation, de variabilité et de marche global.

Les données cinématiques ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas de quatrième ordre avec une fréquence de coupure de 6 Hz. Les contacts du talon au sol ont été calculés à partir de la trajectoire du marqueur de talon à l'aide l'algorithme de Zeni et al. (2008). Les paramètres spatio-temporels (moyenne, écart-type, coefficient de variation) ont été obtenus par le biais d'un script Matlab.

Ensuite, les séries temporelles de la vitesse du pas (m/s), de la longueur du pas (m) et de la cadence du pas (pas/min) ont été exportées afin d'évaluer le score global de la marche (Gouelle et al., 2021). Contrairement au GPS (Gait Profile Score ; Celletti et al., 2013), ce score présente l'avantage d'intégrer à la fois un score d'organisation et un score de variabilité permettant de caractériser plus fidèlement l'impact fonctionnel d'une pathologie (Gouelle et al., 2021).

Dans une première étape, pour tenir compte des différences interindividuelles de morphologie, ces variables ont été normalisées en fonction de la la longueur du membre inférieur dominant, comme suit :

- Longueur du pas normalisée : $\lambda = \frac{\text{Longueur du pas}}{\text{Longueur de la jambe}}$ (m)
- Cadence normalisée : $\varphi = \frac{\left(\frac{\text{Cadence}}{60}\right)}{\sqrt{g/\text{Longueur de la jambe}}}$ (pas/min)
- Vitesse du pas normalisée : $Vn = \frac{\text{Vitesse}}{\sqrt{g/\text{Longueur de la jambe}}}$ (m/s)

- Walk ratio normalisé : $WRn = \frac{\lambda}{\varphi}$

Ensuite, la moyenne (m) et le coefficient de variation (CV) de Vn et WRn ont été calculés : Vn_m , WRn_m , Vn_{CV} , WRn_{CV} . Le WR représente la relation entre l'amplitude et la fréquence du mouvement des membres inférieurs. Il est calculé en divisant la longueur moyenne du pas par la cadence. La combinaison de la vitesse de marche et du walk ratio au sein de ce score fournit une image détaillée du patron de marche de l'individu, avec des informations sur la vitesse de marche et la façon dont elle est atteinte en termes d'organisation spatiale (longueur du pas) et temporelle (cadence) (Gouelle et al., 2021).

Puis, un score z pour chacune de ces variables a été calculé à partir d'un groupe de référence : zVn_m , $zWRn_m$, zVn_{CV} , $zWRn_{CV}$. Un z-score représente le nombre d'écart-types séparant la valeur d'un individu de la valeur moyenne du groupe de référence pour un paramètre donné (Gouelle et al., 2021). Dans la présente étude, les données du groupe de référence sont celles du groupe contrôle recueillies dans la condition de simple tâche avec un flux optique normal (congruent).

Par la suite, Espy et al. (2010) ayant démontré qu'une augmentation d'un écart-type de la longueur du pas multiplie par 6 le risque de chute et qu'une diminution d'un écart-type de la vitesse de marche multiplie par 4 le risque de chute, Gouelle et al. (2021) ont calculé les scores d'organisation (OrgS) et de variabilité (VarS) comme suit :

Score d'organisation

$$\text{Si } zVn_{mean} < 0 \text{ alors } OrgS = -\sqrt{4} \times zVn_{mean}^2 + 6 \times zWRn_{mean}^2)$$

$$\text{Si } zVn_{mean} \geq 0 \text{ alors } OrgS = \sqrt{4} \times zVn_{mean}^2 + 6 \times zWRn_{mean}^2)$$

Score de variabilité

$$VarS = \sqrt{4} \times zVn_{CV}^2 + 6 \times zWRn_{CV}^2)$$

OrgS représente une mesure de stationnarité du système et VarS, une mesure de stabilité globale. Enfin, le score global de la marche (*Global Ambulation Score*, GAS) caractérise l'état fonctionnel global du système et est calculé comme suit :

$$GAS = (abs(OrgS) + abs(VarS)) \times \text{Coefficient d'aide de marche}$$

où le coefficient d'aide de marche est égal à 1 pour la marche non assistée ; 2 pour une canne ; 3 pour deux cannes/béquilles et 4 pour un déambulateur. Dans la présente étude, ce coefficient est égal à 1 pour tous les patients SEDh ; la capacité des patients à marcher sans aide technique

faisait partie des critères d'inclusions. En ce sens, cet indice sera principalement utilisé afin de visualiser l'écart par rapport à la normalité des différents participants, et non comme un marqueur d'intérêt spécifique, dans les différentes conditions de marche (**Figure 33**, Gouelle et al., 2021).

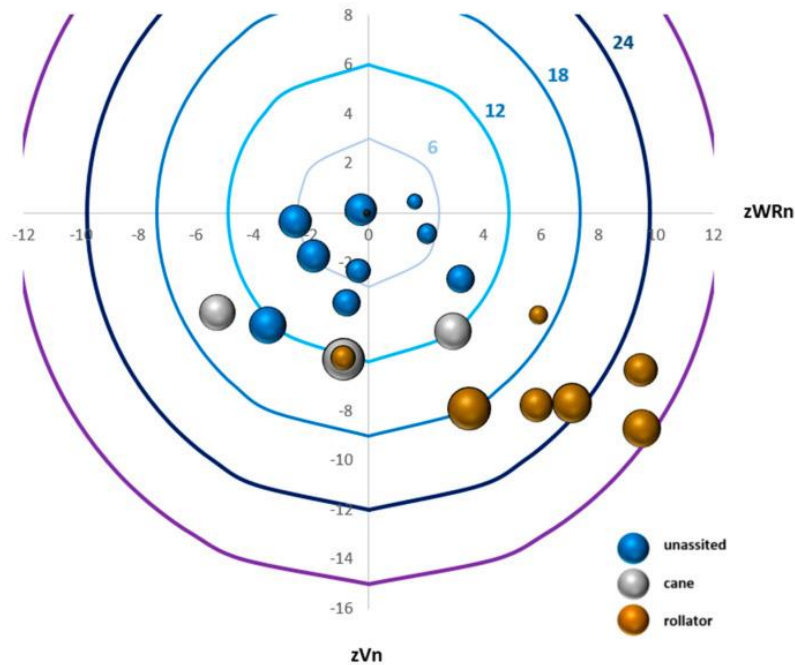


Figure 33. Représentation graphique de chaque participant selon les scores obtenus. $zWRn$ est représenté sur l'axe des abscisses tandis que zVn est représenté sur l'axe des ordonnées. Le point (0,0) sur le graphique représente la moyenne du groupe contrôle comme référence. Pour l'axe des ordonnées, une vitesse plus lente sera inférieure à zéro tandis qu'une vitesse plus rapide sera supérieure à zéro. Pour l'axe des abscisses, un walk ratio plus petit (longueur du pas réduite et cadence du pas augmentée) sera inférieure à zéro tandis qu'un walk ratio plus élevé (longueur du pas augmentée et cadence du pas réduite) sera supérieure à zéro. Les courbes circulaires représentent l'OrgS. Chaque valeur d'un participant est représentée sous la forme d'une bulle en 3D dont la surface reflète le VarS. Dans cet exemple, 19 patients atteints d'ataxie de Friedreich sont représentés. Les patients marchaient sans assistance (cercle bleu) ; avec une canne (cercle gris) ou avec un déambulateur (cercle bronze) (Gouelle et al., 2021).

4.2.2.3.3 Entropie

Également, les déplacements du centre des pressions ont également été extraits selon l'axe ML à l'aide des données issues des plateformes de force. Ces données collectées à 1000 Hz ont été filtrées à 30 Hz (filtre de Butterworth passe-bas de quatrième ordre) et sous-échantillonnées à 125 Hz ; Ahmadi et al., 2018). Au moins 55 cycles consécutifs ont été analysés et chaque série temporelle a été normalisée dans le temps pour obtenir le même nombre de points de données ($55 * 136 = 7480$ points, où 136 était le nombre moyen de points de données par cycle ; Ahmadi et al., 2019). Ensuite, la non-linéarité des séries temporelles a été vérifiée à partir de méthodes de substitution (*i.e. iterative amplitude adjusted Fourier transform*, IAAFT ; Stergiou, 2016). Puis, l'entropie échantillonnée, ou *Sample Entropy* (SampEn), a été calculée afin d'évaluer la régularité des séries temporelles (Richman & Moorman, 2000 ; Roerdink et al., 2006).

Afin de calculer la SampEn, la série temporelle originale de longueur N est standardisée pour obtenir une moyenne de zéro et une variance unitaire. Puis, à partir de cette série, des vecteurs de longueur m sont créés, comme illustré dans l'équation (1) (la série temporelle qui en résulte est également appelée modèle vectoriel) :

$$u_i(m) = (x_i, x_i + 1, \dots, x_i + m - 1), i = 1, 2, \dots, N - m + 1 \quad (1)$$

Les probabilités conditionnelles pour chaque vecteur de longueur m et $m + 1$ sont évaluées et divisées par $N - m$. Elles représentent respectivement A_i et B_i avec une distance r tolérée entre les deux vecteurs. Le cas pour lequel $j = i$ est exclu afin d'éviter de compter l'auto-comparaison comme c'est le cas de l'*Approximate Entropy*. L'étape suivante correspond au calcul de la densité pour chacun des deux modèles vectoriels :

$$B^m(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r) \quad (2)$$

$$A^m(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r) \quad (3)$$

Sont ensuite calculés $B(r)$ et $A(r)$, correspondant au nombre total de similarités présentes entre les vecteurs au sein des modèles vectoriels respectivement de longueur m et $m+1$:

$$B = \frac{1}{2} (N - m - 1)(N - m) B^m(r) \quad (4)$$

$$A = \frac{1}{2} (N - m - 1)(N - m) A^m(r) \quad (5)$$

A partir des résultats obtenus, l'entropie échantillonnée est alors calculée de la façon suivante :

$$SampEn(m, r, N) = -\ln\left(\frac{A}{B}\right) \quad (6)$$

Pour cette étude, nous avons choisi une longueur de fenêtre m de 4 ainsi qu'un paramètre de tolérance r égal à 0,20 fois l'écart-type de toutes les séries temporelles (Pincus & Goldberger, 1994 ; Ramdani et al., 2009).

4.2.2.3.4 Synchronisation EMG-EMG dans la bande de Piper

Les signaux EMG bruts ont été enregistrés à 1000 Hz puis préalablement filtrés 5-450 Hz (*i.e.* filtre de Butterworth passe-bande de quatrième ordre), puis transformés par une banque

d'ondelettes organisées selon une échelle non linéaire spécifique à l'extraction des contenus temps-fréquences propres aux signaux EMG de surface (Frère et al., 2012 ; von Tschärner, 2000). Le package Matlab (<http://paos.colorado.edu/research/wavelets>) développé par Torrence & Compo (1998) a été utilisé pour la transformation en ondelettes des signaux EMG de surface. L'ondelette mère de type Morlet a été utilisée (Clark et al., 2013) telle que :

$$\Psi_0(t) = \pi^{-\frac{1}{4}} e^{i\omega_0 t} e^{-\left(\frac{\eta^2}{2}\right)} \quad (1)$$

Où η est le temps sans dimension et ω_0 est la fréquence sans dimension. La transformée en ondelettes applique la fonction ondelette comme un filtre passe-bande aux séries temporelles. Une banque d'ondelettes filles a été générée à partir de la fonction d'échelle des centres fréquentiels telle que :

$$cf_j = \frac{1}{scale} \cdot (j + q)^r \quad (2)$$

Où cf représente le centre fréquentiel de l'ondelette j , $scale$ un facteur d'échelle, q et r respectivement des paramètres d'optimisation de la répartition des ondelettes. Conformément à von Tschärner (2000), les valeurs de $scale$ (= 0.3), q (= 1.45) et r (= 1.959) ont été utilisées afin d'obtenir une répartition équilibrée de 11 ondelettes dans la dimension fréquentielle (Tableau 3).

Tableau 3. Propriétés fréquentielles et temporelles de la banque d'ondelettes.

Index des ondelettes (j)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
cf (Hz)	6,9	19,3	37,7	62,1	92,4	128,5	170,4	218,1	271,5	330,6	395,5
Résolution temporelle (ms)	76,5	59,0	40,5	31,5	26,0	21,5	19,5	16,5	15,0	13,5	12,0

Note : cf = centre fréquentiel

Afin de quantifier le contenu partagé par deux signaux EMG, le croisement des représentations temps-fréquence (cross wavelet spectrum) a été effectué à partir de la fonction `xwt.m` du package Matlab (<http://grinsted.github.io/wavelet-coherence/>) développé par Grinsted et al. (2004) tel que :

$$W^{XY} = W^X \cdot W^{Y*} \quad (3)$$

Où W^{XY} est le croisement temps-fréquence des signaux $X(t)$ et $Y(t)$ préalablement transformés en ondelettes avec W^X la représentation temps-fréquence du signal $X(t)$ et W^{Y*} le conjugué complexe de la représentation temps-fréquence du signal $Y(t)$.

A partir de ce croisement temps-fréquence, la puissance normalisée dans chaque bande fréquentielle a été calculée en divisant la puissance dans chaque bande par la puissance totale sur

l'ensemble de la plage fréquentielle (Clark et al., 2013). Ensuite, la troisième ondelette correspondant à la bande de Piper (30 Hz à 60 Hz) a été extraite puisque la modification de la synchronisation intermusculaire (SIM) dans cette bande renseigne sur l'activation cortico-spinale (Clark et al., 2013). Pour chaque participant et chaque condition, 40 cycles consécutifs ont été retenus. Chaque cycle a été normalisé sur 200 points temporels par interpolation (*spline*). De plus, seule la SIM évaluée entre 30 et 60% des cycles de marche a été analysée (60 et 120 points temporels) afin de cibler les phases d'activation du *triceps sural* pendant la propulsion et éviter d'intégrer du bruit dans le signal analysé. Clark et al. (2013) n'avait pas observé de différences entre la SIM évaluée sur le cycle entier ou sur la partie du cycle permettant d'isoler l'implication principale de ces muscles. Ensuite, les valeurs obtenues des 40 cycles du membre inférieur dominant ont été moyennées pour avoir une valeur par condition.

4.2.2.4 Analyse statistique

Compte-tenu des gaps observés dans la littérature, deux analyses distinctes ont été réalisées afin de répondre à la problématique. La première analyse visait à déterminer les ressources attentionnelles mobilisées chez les patients SEDh pour assurer le contrôle de la marche dans un contexte non perturbé. Dans ce cadre, un premier modèle linéaire mixte (incluant un intercept aléatoire pour chaque participant) a été utilisé pour étudier les effets du *Groupe* (SC vs SEDh) et de la *Tâche* (ST_0b, ST_2b, DT_0b, DT_2b) sur les variables cognitives (*i.e.* d' et RT). Puis, un second modèle linéaire mixte a été utilisé afin d'étudier les effets du *Groupe* (SC vs SEDh) et de la *Condition de marche* (ST, DT_0b, DT_2b) sur les variables locomotrices, *i.e.* les scores OrgS, VarS et GAS, la régularité des déplacements ML du centre des pressions (COP-D ML) et la synchronisation EMG-EMG. Lorsque les effets principaux étaient significatifs, des comparaisons pertinentes par paires ont été effectuées en utilisant les moyennes marginales estimées avec l'ajustement de Tukey.

La seconde analyse avait pour objectif d'évaluer le coût cognitif associé à ce contrôle lorsque la marche est complexifiée par une contrainte sensorielle. De façon analogue à la première analyse, un premier modèle linéaire mixte (incluant un intercept aléatoire pour chaque participant) a été utilisé pour étudier les effets du *Groupe* (SC vs SEDh) et du *Flux optique* dans la condition DT_2b (FN, FI, SF, FA) sur les variables cognitives. Puis, un second modèle linéaire mixte a été utilisé afin d'étudier les effets du *Groupe* (SC vs SEDh), de la *Condition de marche* (ST, DT_2b), et du *Flux optique* (FN, FI, SF, FA) sur les variables locomotrices. Dans la seconde analyse, seuls l'effet principal du *Flux optique* et les interactions *Flux optique* × *Groupe* et *Flux optique* × *Condition de marche* ont été relevés afin d'éviter les redondances avec l'analyse précédente. Lorsque les effets principaux

étaient significatifs, des comparaisons pertinentes par paire ont été effectuées en utilisant les moyennes marginales estimées avec l'ajustement de Tukey.

Les modèles mixtes linéaires ont été ajustés à l'aide du package lme4 (Bates et al., 2015) et testés sur la base des tests de rapport de vraisemblance (LRT) à l'aide du package lmerTest (Kuznetsova et al., 2017). Pour les variables cinématiques, étant donné que les résidus ne sont souvent pas normalement distribués (Kazanski et al., 2020), ce qui a été vérifié dans nos échantillons, les paramètres ont été estimés à l'aide du package pbkrtest en calculant 5000 bootstraps paramétriques (Halekoh & Højsgaard, 2014). Les tests de comparaison post-hoc ont été réalisés à l'aide du package emmeans (v1.7.5). Le seuil de signification a été fixé à 0,05. Les tailles d'effet ont également été rapportées pour les tests de comparaison post-hoc en utilisant le *d* de Cohen ($d < 0.2$, $0.5 < d < 0.8$ et $d > 0.8$, indiquant respectivement des effets faibles, modérés et forts). Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de R 4.0.5 (R Core Team, 2022).

4.2.3 Résultats

Une synthèse des résultats statistiques est présentée dans les documents supplémentaires (*Annexe 2, Tableaux S7-S14*)

4.2.3.1 Effets de la double tâche

4.2.3.1.1 Performance cognitive

Un effet principal significatif de la *Tâche* a été trouvé pour *d'* (LRT = 81.45, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé une diminution de *d'* avec la tâche 2-back. De plus, un effet d'interaction *Tâche* x *Groupe* a été observé pour *d'* (LRT = 8.615, $p = 0.045$). Les tests post-hoc ont révélé de moins bonnes performances chez les patients SEDh comparativement aux SC dans la condition DT_2b ($p = 0.047$, $d=1.058$) (**Figure 34** ; *Annexe A2, Tableau S8*).

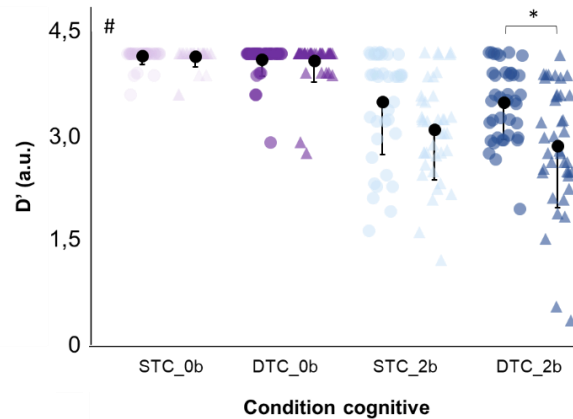


Figure 34. Performance cognitive (d-prime) pour les deux tâches N-back (*i.e.* 0-back en violet et 2-back en bleu) réalisées par les sujets contrôles (*i.e.* cercles) et les patients SEDh (*i.e.* triangle) à la fois en simple tâche (*i.e.* position assise, ST, couleurs claires) et en double tâche (*i.e.* en marchant sur le tapis, DT, couleurs foncées). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. # : différences significatives entre les performances observées en 0b et en 2b. * : différences significatives d'interaction *Groupe* x *Tâche* (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$).

4.2.3.1.2 Stationnarité, variabilité et score de marche global

Des effets principaux significatifs du *Groupe* (LRT = 5.554, $p = 0.018$), de la *Tâche* (LRT = 31.43, $p < 0.001$) et d'interaction *Groupe* x *Tâche* (LRT = 6.760, $p = 0.039$) ont été observés pour le score OrgS. Les tests post-hoc sur l'interaction ont révélé une dégradation du score OrgS dans la condition DT_2b par rapport aux conditions DT_0b ($p < 0.001$, $d = -0.959$) et ST ($p < 0.001$, $d = -1.299$), chez les SC uniquement. De plus, l'OrgS est plus dégradé chez les patients SEDh comparativement aux SC dans la condition de ST ($p = 0.037$, $d = 1.550$) mais cette différence inter-groupe n'apparaît plus dans les conditions de DT (**Figure 35.A** ; *Annexe A2, Tableau S10*).

Des effets principaux significatifs du *Groupe* et de la *Tâche* ont été observés respectivement sur le score de variabilité (LRT = 5.876, $p = 0.017$; LRT = 9.119, $p = 0.014$) et le score de marche global (GAS, LRT = 6.631, $p = 0.014$; LRT = 12.72, $p = 0.002$). Les tests post-hoc ont révélé des scores plus importants chez les patients SEDh que les SC (respectivement, $p = 0.017$, $d = -0.841$ et $p = 0.011$, $d = -1.160$) ainsi qu'en DT_2b par rapport à la ST (respectivement, $p = 0.024$, $d = 0.424$ et $p = 0.008$, $d = 0.485$) et la DT_0b (respectivement, $p = 0.027$, $d = 0.418$ et $p = 0.004$, $d = 0.519$) (**Figures 35.B et 35.C** ; *Annexe A2, Tableau S10*).

D'après la **Figure 36**, les patients marchent moins vite que les SC et la majorité d'entre eux ont un pattern de marche relativement normal (proche du centre) en STM. En DTM, nous relevons peu de changement chez les patients SEDh mais une diminution de la vitesse chez les SC (passage en négatif sous l'axe des abscisses).

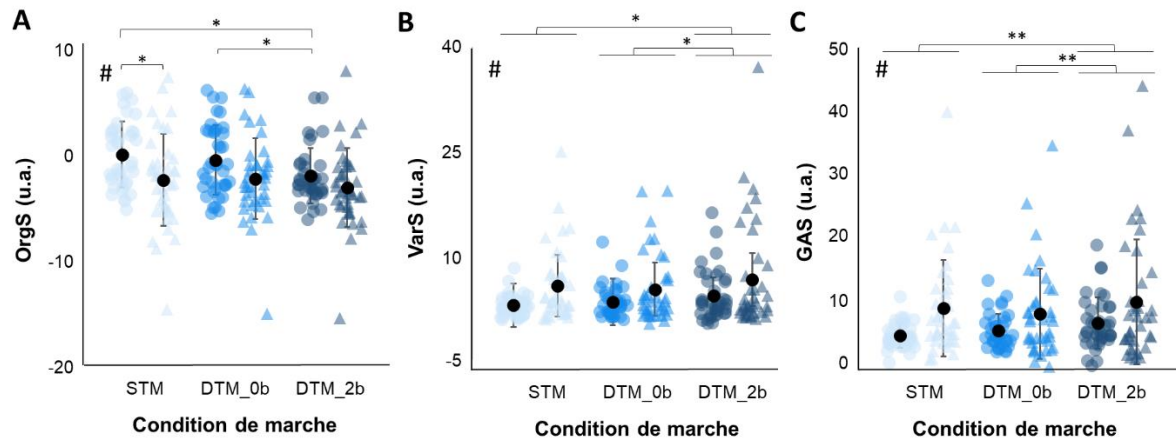


Figure 35. A) Score d'organisation (OrgS), B) Score de variabilité (VarS), et C) Score de marche global (GAS), obtenus chez les sujets contrôles (*i.e.* cercles) et les patients SEDh (*i.e.* triangle) dans trois conditions de marche : simple tâche (bleu claire), double tâche 0-back (bleu) et en double tâche 2-back (bleu foncé). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : Différences significatives entre les trois conditions de marche spécifique ou non à un groupe (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre les groupes (SC vs SEDh).

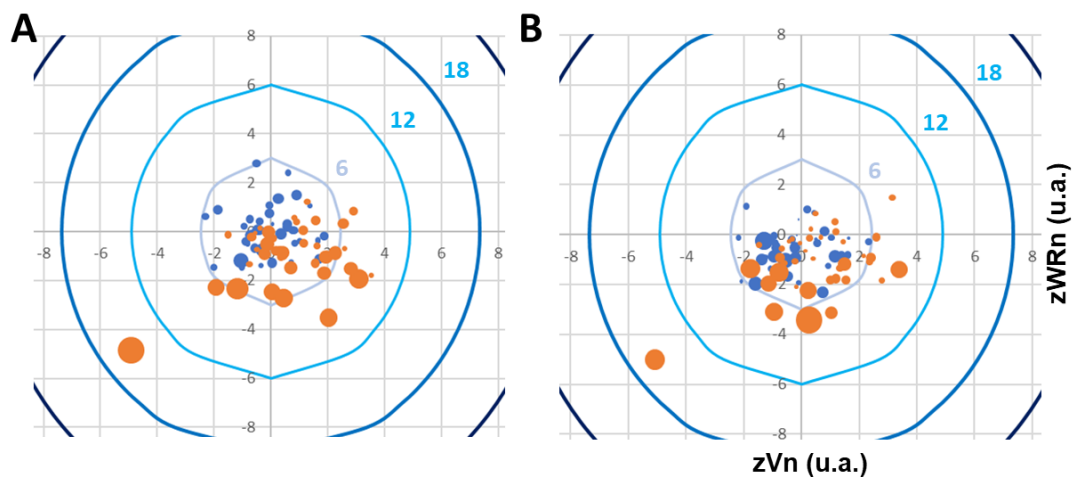


Figure 36. Représentation graphique des scores obtenus pour chaque participant (Cf, Figure 33) A) en condition de simple tâche (STM) et B) en condition de double tâche exécutive (DTM_2b). Les courbes circulaires représentent les scores d'organisation.

4.2.3.1.3 Régularité des déplacements ML du CoP

Des effets principaux significatifs de la *Condition* (LRT = 7.293, $p = 0.028$) et d'interaction *Groupe* x *Condition* (LRT = 6.305, $p = 0.046$) ont été trouvés sur le SampEn. Les tests post-hoc sur l'interaction ont révélé une augmentation du SampEn en DT_2b par rapport à la ST uniquement chez les SC ($p = 0.017$, $d = 0.748$) (**Figure 37.A** ; *Annexe A2, Tableau S10*).

4.2.3.1.4 Synchronisation intermusculaire (SIM)

Un effet principal significatif du *Groupe* a été trouvé pour la SIM (LRT = 5.823, $p = 0.018$). Les tests post-hoc ont démontré une SIM plus importante chez les patients SEDh que chez les SC ($p = 0.018$, $d = -0.642$) (**Figure 37.B** ; *Annexe A2, Tableau S10*).

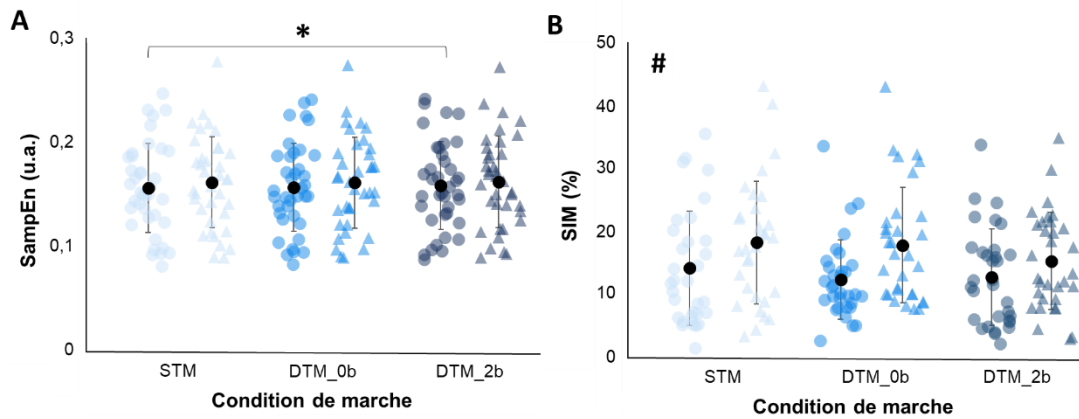


Figure 37. A) Entropie échantillonnée (SampEn), et B) Synchronisation intermusculaire (SIM), obtenus par les deux groupes dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 35 pour plus de détails).

4.2.3.2 Impact des perturbations visuelles en situation de double tâche

4.2.3.2.1 Performance cognitive

Aucun effet principal significatif ni du *Flux* (LRT = 3.243, $p = 0.371$) ni de l'interaction *Groupe* x *Flux* (LRT = 2.941, $p = 0.414$) n'a été observé sur le d' (**Figure 38** ; *Annexe A2, Tableau S12*).

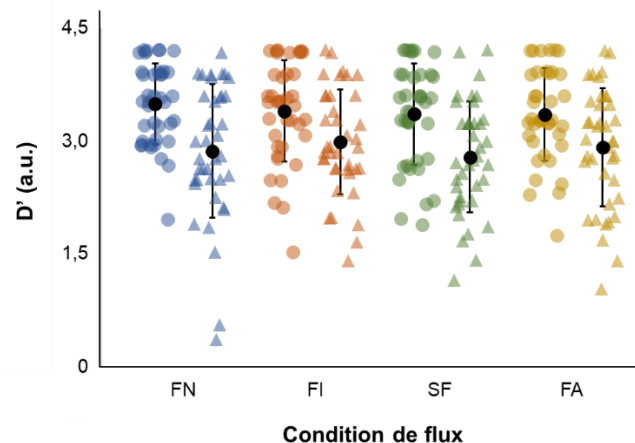


Figure 38. Performance cognitive (d' -prime) obtenue par les sujets contrôles (*i.e.* cercles) et les patients SEDh (*i.e.* triangle) en double tâche exécutive (DTC-2b) dans quatre conditions de flux optique : flux normal (FN en bleu), flux inversé (FI en rouge), sans flux (SF en vert) et flux accéléré (FA en jaune). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types.

4.2.3.2.2 Stationnarité, variabilité et score de marche global

Un effet principal significatif du *Flux* a été trouvé sur le score d'organisation (LRT = 42.62, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont démontré un score plus faible en FA qu'en FI ($p < 0.001$, $d = -0.626$), en SF ($p < 0.001$, $d = -0.589$) et en FN ($p < 0.001$, $d = -0.622$). Aucun effet d'interaction incluant le *Flux* n'a été observé (**Figure 39.A** ; *Annexe A2, Tableau S14*).

Des effets principaux significatifs du *Flux* ont été trouvés sur le score de variabilité (LRT = 12.83, $p = 0.007$) et le score de marche global (LRT = 15.33, $p = 0.002$). Les tests post-hoc ont révélé respectivement un score plus important en FI par rapport en FN ($p = 0.005$, $d = 0.375$) pour le VarS ainsi qu'en FI ($p = 0.007$, $d = 0.366$) et en FA ($p = 0.005$, $d = 0.381$) par rapport en FN pour le GAS. Aucun effet d'interaction incluant le *Flux* n'a été observé ni sur le VarS ni sur le GAS (**Figures 39.B et 39.C** ; *Annexe A2, Tableau S14*).

Sur la **Figure 40**, nous relevons principalement une augmentation de la variabilité en DTM-FA_2b dans les deux groupes ainsi qu'une perte de fonctionnalité (organisation moins efficiente) principalement chez les SC que chez les patients SEDh (*i.e.* négatif dans les deux axes témoin d'une vitesse réduite et d'une cadence plus importante) au point de ne plus observer de différence entre nos deux groupes (**Figure 35.A** ; *Annexe A2, Tableau S10*).

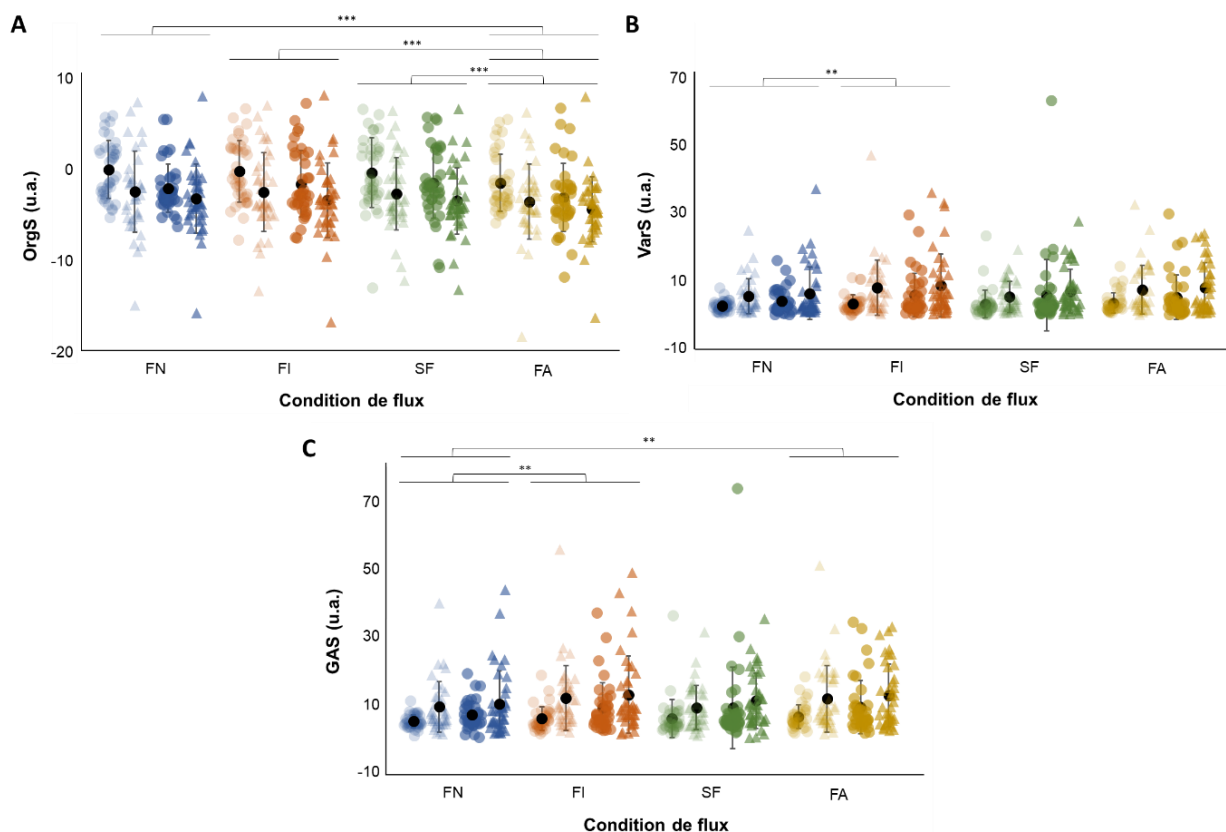


Figure 39. A) Score d'organisation (OrgS), B) Score de variabilité (VarS), et C) Score de marche global (GAS) obtenus par les sujets contrôles (*i.e.* cercles) et les patients SEDh (*i.e.* triangle) dans quatre conditions de flux optique : flux normal (FN en bleu), flux inversé (FI en rouge), sans flux (SF en vert) et flux accéléré (FA en jaune) à la fois en simple tâche (*i.e.* STM, couleurs claires) et en double tâche exécutive (*i.e.* DTM-2b, couleurs foncés). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : Différences significatives entre les quatre conditions de flux optique (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$).

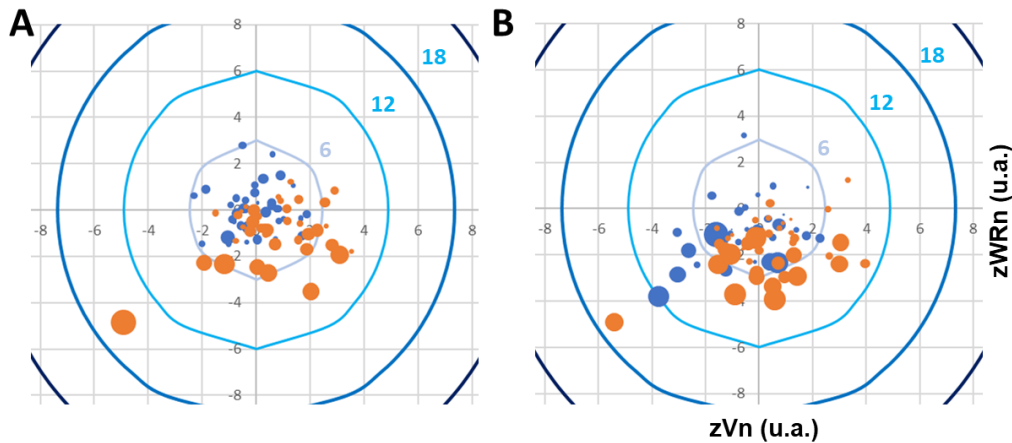


Figure 40. Représentation graphique des scores obtenus pour chaque participant (Cf, Figure 33) A) en simple tâche (STM) et B) en condition de double tâche exécutive en flux accéléré (DTM_FA). Les courbes circulaires représentent les scores d'organisation.

4.2.3.2.3 Régularité des déplacements ML du CoP

Un effet principal significatif du *Flux* a été trouvé sur le SampEn (LRT = 42.16, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont attesté un score plus élevé en FA qu'en FI ($p < 0.001$, $d = 0.473$), en SF ($p < 0.001$, $d = 0.649$) et en FN ($p < 0.001$, $d = 0.663$) (**Figure 41.A** ; *Annexe A2, Tableau S10*).

4.2.3.2.4 Synchronisation intermusculaire (SIM)

Aucun effet principal significatif ni du *Flux* (LRT = 1.049, $p = 0.789$) ni d'interaction n'a été observé sur la SIM (**Figure 41.B** ; *Annexe A2, Tableau S10*).

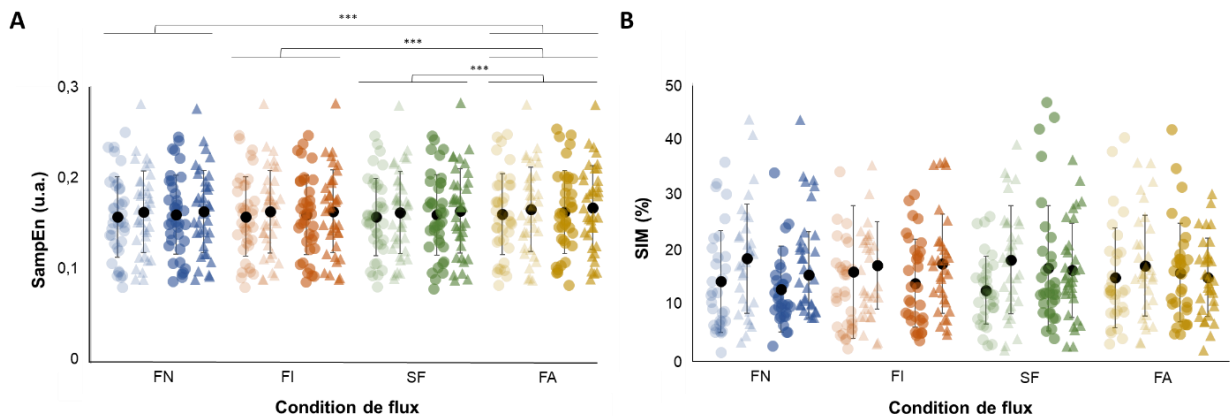


Figure 41. A) Entropie échantillonnée (SampEn), et B) Synchronisation intermusculaire (SIM) obtenues par les deux groupes dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 39 pour plus de détails)

4.2.4 Discussion

La présente étude visait à caractériser l'impact du déficit proprioceptif relatif au SEDh sur le coût cognitif associé au contrôle de la marche dans un contexte où la fiabilité des informations visuelles est manipulée. En accord avec la première hypothèse, l'implication cognitive dans le contrôle de la locomotion dans des conditions non perturbées est plus importante chez les patients

SEDh que chez les SC. Cette désautomatisation de la marche se traduit par un patron de marche modifié (OrgS), plus variable (VarS) et globalement moins fonctionnel (GAS). De manière assez intéressante, la condition de double tâche exécutive a induit un changement dans le patron de marche, mais seulement chez les SC. L'absence d'effet de la double tâche exécutive chez les patients SEDh est contre-intuitive et pourrait s'expliquer par le fait que les patients SEDh ont adopté une stratégie de priorisation des tâches différente de celle des SC. Lorsque la charge cognitive est importante, les SC priorisent la tâche cognitive tandis que les patients SEDh priorisent la tâche locomotrice certainement en raison de leur déficit proprioceptif et de leur peur de chuter. De plus, contrairement à la seconde hypothèse, l'effet guidance du flux optique a eu un impact similaire dans les deux groupes et n'a pas été réduit par la réalisation simultanée d'une tâche cognitive réalisée dans la modalité auditive.

Comme suggéré par Rombaut et al. (2011), le contrôle de la marche des patients SEDh nécessite davantage de ressources attentionnelles que celui des SC. En effet, l'activation corticospinale des patients SEDh est plus importante que celle des SC, ce qui témoigne d'une marche moins automatique. Cette désautomatisation de la marche pourrait expliquer les résultats observés en termes de stationnarité (OrgS) et de variabilité (VarS) de la marche. Comme décrit dans la littérature, les patients SEDh présentent un patron de marche (OrgS) différent de celui des SC, caractérisé par une vitesse de marche réduite (Alsiri et al., 2020 ; Robbins et al., 2020 ; Rombaut et al., 2011 ; **Figure 36.A**). De plus, les patients SEDh sont plus variables que les SC. Ces résultats complètent des études antérieures qui ont observé une augmentation de la variabilité de la coordination motrice des membres inférieurs (coordination inter-segmentaire pied-jambe et jambe-cuisse ; Robbins et al., 2022) et de la cinétique angulaire (de Koning et al., 2023). Ainsi, les modifications observées dans l'organisation et la variabilité du patron de marche témoignent d'une adaptation fonctionnelle (stratégie compensatoire) liée à la peur de chuter, visant à augmenter la stabilité globale de la marche. En revanche, aucun changement n'a été observé dans la régularité de la marche (COP-D ML), contrairement aux résultats observés dans des études antérieures sur le contrôle postural chez ces patients (Dupuy, 2019 ; Rigoldi et al., 2013). Cette absence de résultat pourrait être causée par l'importante hétérogénéité interindividuelle. En effet, d'après la **Figure 36.A**, une partie majoritaire des patients SEDh présentent un patron de marche relativement proche de celui des SC (au centre du graphique). Cette représentation graphique permet d'observer l'importante variabilité inter-individuelle au sein de ces patients. Cette hétérogénéité associée à la symptomatologie vaste et variée des patients SEDh pourrait avoir limité les effets des comparaisons inter-groupes discutées précédemment. Une perspective pour la suite serait de définir des sous-groupes de patients SEDh en fonction de la sévérité de la symptomatologie (*e.g.*, vitesse de marche

et indicateurs cliniques de l'état fonctionnel ; Copetti et al., 2019). De plus, cette explication est cohérente avec de précédentes études qui ont montré que les patients SEDh/G-HSD ont un patron de marche, en termes de stationnarité cinétique et cinématique, relativement proche de celui des SC, par rapport à d'autres populations pathologiques (syndrome de Prader-Willi, Cimolin et al., 2011 ; syndrome de Down, Rigoldi et al., 2012).

Par ailleurs, les deux groupes ont montré une performance cognitive similaire à la tâche 2-back en condition de simple tâche. En revanche, contrairement aux SC, la performance cognitive s'est détériorée chez les patients SEDh en condition de double tâche. La difficulté des patients SEDh à maintenir une performance cognitive en condition de double tâche exécutive pourrait résulter de la perte d'automatisme de leur marche. Il est vraisemblable que les patients priorisent la marche au détriment de la performance cognitive pour contrer leur appréhension face à la peur de chuter ou pour éviter la douleur (Chamberlin et al., 2005 ; Meulenbroek et al., 2021) qui peut être exacerbée sur tapis roulant. Cette interprétation expliquerait également le fait que la synchronisation intermusculaire n'a pas été altérée par la charge cognitive, contrairement à ce qui aurait été attendu sur la base de l'étude de Clark et al. (2013). En effet, les patients ont alloué un niveau similaire de ressources attentionnelles dans les conditions de simple et de double tâche. De plus, l'organisation du patron de marche des patients SEDh est restée inchangée dans les conditions de double tâche par rapport à la condition de simple tâche, quelle que soit la charge cognitive. Ces résultats soutiennent l'idée qu'en condition de simple tâche, les patients SEDh modifient leur patron de marche pour le rendre plus sûr (*safe gait pattern*), et qu'en condition de double tâche, ils donnent la priorité au maintien de cette stratégie au détriment de la tâche cognitive. Inversement, ce n'est que dans la condition de double tâche que les SC modifient leur patron de marche pour leur permettre de diriger leur attention vers la tâche cognitive concomitante à la marche. Précisément, les SC ont modifié leur patron de marche (notamment, en ralentissant leur vitesse de marche) à tel point que la différence entre les groupes observée dans la condition de simple tâche ne s'est plus retrouvée significative dans la condition de double tâche exécutive (**Figure 36.B**). Également, chez les SC, une moindre régularité de la marche (COP-D ML) a été observée dans la condition de double tâche exécutive par rapport à la condition de simple tâche. Cette diminution de la régularité des déplacements ML du COP en double tâche est cohérente avec les études d'Ahmadi et al. (2018, 2019) bien que dans ces dernières les participants marchaient à vitesse fixe. Par ailleurs, une augmentation de la variabilité de la marche dans la condition de double tâche exécutive a été observée dans les deux groupes par rapport à la condition de simple tâche. Cette augmentation témoigne de l'instabilité induite par le partage attentionnel et est cohérente avec la littérature (Ahmadi et al., 2019). Collectivement, ces résultats suggèrent que les SC ont

suffisamment de flexibilité locomotrice (*i.e.*, plus grande « abondance motrice ») pour adapter leur marche lorsque leur attention doit être portée sur une tâche cognitive concomitante à la marche, contrairement aux patients SEDh qui ne disposent pas d'autant de flexibilité probablement en raison de leur déficit proprioceptif. Cependant, une partie des patients SEDh maintiennent un patron de marche au centre du graphique témoignant d'une bonne capacité d'adaptation et d'une marche relativement « saine » (**Figure 36B**).

Etant donné le déficit proprioceptif des patients SEDh (non-évalué, ici) et leur visuo dépendance observée lors du maintien de la station debout (Dupuy et al., 2016), on aurait pu s'attendre à un effet guidance du flux optique plus important chez les patients SEDh que chez les SC (Schubert et al., 2005). Cependant, les perturbations du flux optique ont eu autant d'impact chez les patients SEDh que chez les SC. Ce résultat inattendu pourrait s'expliquer par l'importante hétérogénéité dans la population SEDh ou les différences de stratégies de priorisation adoptées dans les deux groupes. Également, les informations visuelles n'étaient pas absentes mais perturbées. Ainsi, contrairement à l'équilibre statique, la dynamique de la marche recréait un champ de flux à partir duquel le participant peut s'appuyer pour s'ajuster (Bruijn & van Dieën, 2018 ; Gibson et al., 1959). En ce sens, les perturbations n'ont pas obligé le système à devoir repondérer la totalité des informations sur les autres organes sensoriels (Dupuy et al., 2017). De même, la réalisation concomitante d'une tâche cognitive présentée dans la modalité auditive durant la marche n'a pas réduit l'effet des perturbations du flux optique. Pris dans leur ensemble, ces résultats suggèrent que les perturbations appliquées au flux optique n'étaient pas assez challengeante pour induire un coût cognitif important. Finalement, les participants auraient été capable de s'adapter rapidement à la perturbation probablement en raison de son caractère continue et prévisible (Ketterer et al., 2022). Dans les deux groupes, une modification du patron de marche (OrgS réduit) a été observée dans la condition de flux accéléré par rapport aux trois autres conditions (FN ; SF et FI). Ce résultat est cohérent avec la réduction de la vitesse du pas observée dans la littérature suite à l'exposition de ce flux optique (Lamontagne et al., 2007 ; Prokop et al., 1997 ; Schubert et al., 2005). Contrairement à ce qui était attendu, aucun effet du flux inversé n'a été observé sur l'organisation (OrgS) du patron de marche (Lamontagne et al., 2007). Inversement, la largeur du pas et la variabilité de la marche (VarS) (*Annexe A2, Tableau 9*) ont augmenté seulement en FI par rapport à la condition FN. Ainsi, une modification de la vitesse du flux dans le sens de la marche (*e.g.* FA) entraînerait une adaptation fonctionnelle rapide du système moteur en accord avec la loi de Weber afin d'être plus stable (McAndrew et al., 2011 ; Salinas et al., 2017). À l'inverse, une perturbation incongruente (*i.e.* opposée au sens de la marche ; FI) induirait davantage une perte de stabilité globale et une augmentation du risque de chute sans nécessairement entraîner l'adoption d'un patron de marche

plus sécurisant. En outre, une moindre régularité de la marche dans la condition de flux accéléré a été observée. Cette augmentation de l'imprédictibilité suggère un contrôle plus lâche et complexe (*i.e.* plus automatique) afin de s'adapter aux contraintes extérieures et libérer de l'attention à la réalisation de la tâche cognitive concomitante.

Plusieurs limites peuvent également expliquer l'absence de différences entre les deux groupes en ce qui concerne l'effet guidance du flux optique : (1) l'usage d'un tapis roulant en mode asservi, (2) l'utilisation de la modalité auditive pour les tâches cognitives (0-back et 2-back), et (3) l'application de perturbations du flux optique dans la direction AP. Premièrement, le tapis en mode asservi est encore relativement peu utilisé dans la littérature et le fait que la vitesse ne soit pas contrôlée peut rendre complexe l'interprétation des résultats sur les mécanismes perceptivo-moteurs associés à la marche (Ahmadi et al., 2019). Cependant, ce mode permet (1) une marche plus naturelle et plus fidèle de la marche sur sol que la marche sur tapis roulant à vitesse fixe, et (2) l'étude plus écologique des stratégies de priorisation en condition de double tâche (Penati et al., 2020 ; Wrightson et al., 2020). Deuxièmement, la tâche cognitive (*i.e.*, tâche de mémoire de travail) a été présentée dans la modalité auditive (et non visuelle), le flux optique faisant l'objet de manipulations expérimentales (Brockhoff et al., 2022 ; Redfern et al., 2017 ; Wickens, 2002). Il est probable qu'une tâche cognitive présentée dans la modalité visuelle augmente l'impact des perturbations du flux optique, et ce en particulier chez les patients SEDh (visuodépendants). Troisièmement, il a été démontré que les perturbations ML du flux optique sont plus déstabilisantes (McAndrew et al., 2011 ; O'Connor & Kuo, 2009). Cependant, les patients SEDh ayant tendance à souffrir du mal des transports, des perturbations AP du flux optique ont été appliquées afin d'éviter le cybermalaise (Gilfriche, 2019 ; Sepich, 2022)

En conclusion, cette étude confirme que la marche requiert davantage de ressources attentionnelles chez les patients SEDh que chez les SC. Cette désautomatisation se traduit par un patron de marche modifié et plus variable. Contrairement à ce qui était attendu, l'effet guidance du flux optique a eu des effets similaires dans les deux groupes et ne s'est pas trouvé atténué par la réalisation simultanée d'une tâche cognitive auditive. Ce résultat pourrait s'expliquer par l'importante hétérogénéité dans la population SEDh qui pourrait nécessiter une distinction en sous-groupe. Dans la condition de double tâche exécutive, les SC ont priorisé la performance cognitive tandis que les patients SEDh ont privilégié le contrôle de la marche (*i.e.*, maintien de la stratégie de marche adoptée en condition de simple tâche). Les modifications de la marche observées chez les patients SEDh résulteraient d'une stratégie d'évitement de la chute ou de la douleur. Des solutions thérapeutiques pourront se focaliser sur la nécessité de ré-automatiser la marche chez les patients SEDh.

4.3 Etude 3. Evaluation de l'efficacité d'une rééducation proprioceptive sur le déficit locomoteur des patients SEDh

4.3.1 Introduction

Le SED de type hypermobile est considéré comme une condition émergente, une maladie du XXIème siècle (Harte et al., 2020). Du fait du manque de compréhension et des connaissances actuelles sur la pathologie au sein des professionnels de santé (Bennett, 2020 ; Johnson et al., 2022 ; Robbins et al., 2022 ; Russek et al., 2019), l'anamnèse (récit des antécédents du patient) est souvent marquée par une longue période d'errance diagnostique allant de 15 à 20 ans (Hausser, 2020) en raison notamment d'une grande variabilité inter-individuelle des symptômes. L'errance diagnostique a un impact très important sur les patients atteints du syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile (SEDh) et conduit notamment à des décisions thérapeutiques inappropriées (Russek & Errico, 2016). Pléiade d'activités ont été proposées, mais aucune d'entre elles n'a fait l'objet d'essais contrôlés randomisés, comme le souligne de nombreuses études (Coussens et al., 2021 ; Engelbert et al., 2017 ; Hanes, 2021 ; Palmer et al., 2020 ; Reychler et al., 2021). En outre, compte tenu de la myriade de symptômes, la prise en charge du SEDh doit être envisagée de façon holistique et pluridisciplinaire (Alsiri, 2017 ; Bennett, 2020 ; Bulbena et al., 2017 ; Challal et al., 2015 ; Ganu & Tadge, 2021 ; Palmer et al., 2014).

Outre les protocoles de rééducation, la prise en charge par le biais d'orthèses conçues sur mesure a montré des résultats très prometteurs (Chopra et al., 2017). Les orthèses plantaires peuvent réduire la fatigue et la douleur chez les patients SEDh (Reina-Bueno et al., 2020) tandis que les vêtements compressifs peuvent aider à combattre l'intolérance orthostatique et la tachycardie (Cutsforth-Gregory & Sandroni, 2019), en plus de soutenir les articulations lâches et de fournir un apport proprioceptif supplémentaire (Atwell et al., 2021 ; Ghai et al., 2018). Dupuy et al. (2017) ont démontré que l'amélioration de la rétroaction somesthésique induite par le port des orthèses, *i.e.* semelles proprioceptives et vêtements compressifs, facilite le contrôle postural et que la combinaison des deux orthèses semble plus efficace que l'utilisation de chacune d'elles séparément. L'idée de suppléer le déficit proprioceptif en venant comprimer les tissus via le port de vêtements compressifs est à l'initiative d'Hamonet et al. (2010). Les résultats obtenus ont été convaincants, avec des bénéfices rapides et très importants (99 % pour la proprioception d'une façon générale, 96 % pour les douleurs, 96 % pour les luxations et 94 % pour les entorses). Dans le contexte de la marche, il a été démontré que les vêtements compressifs (VC) permettent une amélioration de la proprioception du genou (Ghai et al., 2018). Ainsi, le SNC intégrerait ces informations somesthésiques en partie retrouvées et modulerait *de facto* le poids des autres modalités

sensorielles dans le contrôle moteur (*e.g.* Dupuy et al., 2017). Par ailleurs, peu de choses sont connues à propos du niveau de compression nécessaire. À l'instar des vêtements compressifs, des études suggèrent que la rééducation proprioceptive (*e.g.* kinésithérapie proprioceptive) induit une réorganisation corticale permettant d'améliorer la fonction sensorimotrice (Aman et al., 2015). Quelques études ont démontré les bienfaits d'une rééducation proprioceptive chez les patients SEDh, notamment sur les niveaux de douleur et la proprioception (Daman et al., 2019 ; Ferrell et al., 2004 ; Sahin et al., 2008). Ainsi, la rééducation proprioceptive pourrait contrecarrer, au moins en partie, l'altération du processus d'intégration sensorielle causée par le déficit proprioceptif (L'Abbate et al., 2022). Cependant, comme pour d'autres thérapies, aucune étude n'a réellement démontré les effets positifs de la rééducation proprioceptive sur la marche à partir d'essais contrôlés randomisés (Buryk-Iggers et al., 2022 ; Palmer et al., 2020).

Dans l'étude 2, il a été constaté que la marche des patients SEDh est moins fonctionnelle que celle des sujets contrôles, ce qui est cohérent avec les études précédentes. Typiquement, la marche des patients SEDh se caractérise par une vitesse de marche réduite (Robbins et al., 2020 ; Rombaut et al., 2011), des coordinations inter-segmentaires et une cinétique angulaire plus variable (de Koning et al., 2023b ; Robbins et al., 2022) et nécessite davantage de ressources cognitives, comparativement aux SC (*i.e.* désautomatisation, Rombaut et al., 2011). De fait, en condition de double tâche, les patients SEDh priorisent la marche et le maintien de leur stabilité globale au dépend de la performance cognitive. Inversement, les SC sont capables de prioriser la tâche cognitive en réduisant seulement leur vitesse de marche (Shelton et al., 2022). La suppléance des afférences proprioceptives par le port des VC associée à la réalisation de séances de rééducation proprioceptive pourrait favoriser le développement et la consolidation de réseaux neuronaux favorisant l'émergence de stratégies sensorielles optimisées. Ainsi, elle permettrait au SNC de réutiliser ces afférences, de réduire la visuodépendance, et ainsi de contribuer à une ré-automatisation de la marche chez les patients SEDh.

Ainsi, la présente étude visait à démontrer l'apport bénéfique d'une suppléance proprioceptive (*i.e.* port de vêtements compressifs sur mesure, conçus par la société NOVATEX MEDICAL®) au cours de la prise en charge durant 4 mois de ces patients. Nous avons formulé les hypothèses que (1) le contrôle de la marche des patients SEDh serait moins coûteux sur le plan cognitif (ré-automatisation de la marche), (2) l'effet « guidance » du flux optique serait moins prononcé suite à la prise en charge par suppléance proprioceptive.

4.3.2 Matériel et méthodes

4.3.2.1 Participants

Les participants ont été recrutés dans le cadre du protocole de recherche clinique VITALISED (*Annexe A2 – Etude VITALISED*). Pour la présente étude, les données de 30 participants avant et après prise en charge (M4 vs M8) ont été analysées (9 hommes et 21 femmes ; $31,87 \pm 9,61$ ans ; IMC : $23,83 \pm 3,45$ kg/m²). En effet, nous comptabilisons 20 sorties d'études pour diverses raisons notamment : la crise sanitaire liée à la COVID19, l'attente des 4 mois avant le début de la prise en charge fonctionnelle, la perte de motivation, la géolocalisation (> 100km de Caen). 16 patients ont porté des vêtements compressifs tandis que les 14 autres ont porté des vêtements peu compressifs suite à l'attribution d'un numéro de randomisation lors de l'inclusion. Pour les données EMG, seules les données de 27 patients ont été analysées.

4.3.2.2 Prise en charge réalisée

Les patients devaient porter des vêtements compressifs à savoir un gilet et un panty (**Figure 16**). De plus, des gants, des mitaines ou des chaussettes pouvaient être prescrites en cas de besoin clinique. Les vêtements compressifs sont des vêtements de proprioception, des sous-vêtements qui ont pour but de venir comprimer le corps pour permettre de resserrer les tissus. La compression consiste à appliquer une pression continue sur une surface du corps dont le volume est supérieur au volume utile du compressif. Elle est à différencier de la contention qui transmet une pression passivement, c'est à dire qu'une pression est appliquée seulement lorsque le muscle se contracte. La compression, au contraire, exerce une pression au repos comme à l'effort grâce à un matériau élastique (Allaert et al., 2015 ; Lun et al., 2014). Dans le cadre de cette étude, les participants portaient quotidiennement pendant 16 semaines (à minima 6h/jour) soit des vêtements compressifs (VC) qui présentaient une pression de compression comprise entre 6 et 25 mmHg selon la zone considérée soit des vêtements peu compressifs (VPC) possédant une compression faible de 2 à 12 mmHg. Des mesures de compression *in vivo* ont été réalisées avec un outil de mesure de la pression statique appelé Kikuhime (Meditrade, Soro, Danemark, Partsch et al., 2006 ; Xiong & Tao, 2018) en amont de la prise en charge, *i.e.* juste après la conception afin de valider les vêtements (Tableau 1). Les mesures observées étaient bien en-deçà des intensités de compression considérés comme inconfortables (Denton et al., 1990 ; Tanaka et al., 2006). En condition *in vitro*, la HAS préconise des pressions de compression comprises entre 10 et 13,5 mmHg pour une application de périmètre de 24 cm et entre 6 et 10 mmHg pour une application de périmètre de 55 cm (HAS – 2010). Les patients devaient compléter un livret de suivi durant la prise en charge dans lequel ils indiquaient quotidiennement le nombre d'heure de port et d'éventuels problèmes

rencontrés. Les vêtements ont été portés 8.7 heures par jour en moyenne à la fois pour le groupe VC et celui VPC. Pour cette étude, les vêtements étaient conçus par l'entreprise NOVATEX Medical®. Le tissu utilisé pour la fabrication des vêtements compressifs de cette étude était le tissu NOVASED qui est composé à 59% de polyamide et à 41% d'élasthanne et a une masse surfacique de seulement 250 g/m². Les patients avaient le choix entre 5 coloris. Ce sont des dispositifs médicaux de classe I, réalisés sur-mesure. Ainsi, les prises de mesures ont été réalisées par deux pharmacienne-orthopédistes formées en amont par l'entreprise pour la complétion du document relatif aux prises de mesures, *Annexe A3*).

Tableau 4. Moyenne \pm écart-type des mesures de compression (mmHg) pour les deux groupes (*i.e.* VC et VPC) réalisés en amont de la prise en charge (*i.e.* juste après la conception) sur six points anatomiques.

Groupe	Acromion	Humérus	Grand trochanter	Fémur	Rotules	Mollet, B1
VC (N = 12)	13.33 \pm 7.08	15.92 \pm 3.06	16.08 \pm 6.65	11.92 \pm 2.35	18.08 \pm 6.26	14.75 \pm 5.01
VPC (N = 11)	4.18 \pm 1.33	5.91 \pm 3.30	8.27 \pm 2.97	8.36 \pm 2.20	11.73 \pm 5.37	9.00 \pm 3.32

Note : B1 : mi-jambe, sous le *gastrocnémien médial* (Rastel, 2010 ; Rastel & Le Floch, 2012)

Durant les 16 semaines, les patients devaient réaliser un protocole de kinésithérapie proprioceptive développé par un médecin MPR (Médecine Physique et de Réadaptation) et un kinésithérapeute et conçu spécifiquement pour répondre aux besoins des patients atteints du SEDh. Il a pour objectif d'amener le patient à adopter une gestuelle maîtrisée, sentie et optimisée qui lui est propre, afin de permettre une remobilisation et donc resocialisation la plus rapide possible. L'ensemble des kinésithérapeutes (20 au total) intervenant dans cette étude aura été préalablement formé à la réalisation de ce protocole. Le programme s'est déroulé sur 12 séances d'une heure réparties sur 4 mois (*Annexe A3 – Tableau S15*), et structuré en plusieurs étapes poursuivant des objectifs distincts:

- Etape 1 : prise de conscience corporelle (Prise de conscience du réglage du bassin ; placement des épaules, du dos, et des jambes ; flexion de hanches ; étirements)
- Etape 2 : ré-acquisition du mouvement au quotidien (Gainage lombo abdominal ; Auto-agrandissement axial actif ; exercices d'équilibration sur plateforme Huber 360, **Figure 42**)
- Etape 3 : réadaptation à l'effort (travail statique des muscles du tronc ; musculation des membres inférieurs ; étirement et mobilisation de la ceinture scapulaire ; réentraînement à l'effort).

En pratique, ce protocole se déclinait en deux volets :

- 3 premières séances dites « à sec », c'est-à-dire sans l'utilisation de la plateforme HUBER. L'objectif étant de mettre en place les recommandations du CVM (concept vie mouvement), *i.e.* de façon plus générale, les bonnes postures à adopter au quotidien à la

fois pour s'asseoir, s'allonger, ramasser un objet, etc. D'un point de vue fonctionnelle, ces séances visaient à permettre une prise de conscience corporelle, utiliser le bassin comme outil de réglage, apprendre les notions de placement, de maintien, de gainage-verrouillage, de globalisation et de s'approprier l'apprentissage des auto-étirements et la réalisation des étirements.

- Puis 9 séances sur HUBER360 (*i.e.* séance n°4 à séance n°12 ; *Annexe A3, Tableau S15*).



Figure 42. Plateforme motorisée HUBER 360 (LPG medical®)

4.3.2.3 Procédures expérimentales

Les procédures expérimentales sont similaires à celles de l'étude 2. Cependant, afin de réduire le modèle statistique et augmenter sa puissance, seules les conditions les plus challengeantes ont été intégrées dans les analyses suite aux résultats observés dans l'étude 2. Les conditions de simple tâche et de double tâche en flux normal (ST-FN et DT-FN) ainsi que celles de double tâche en flux inversé et en flux accéléré (DT-FI et DT-FA) ont été implémentées.

4.3.2.3.1 Enregistrement cinématique

L'acquisition des données cinématiques est similaire à celle de l'étude 2.

4.3.2.3.2 Enregistrement électromyographique

L'acquisition des données électromyographiques est similaire à celle de l'étude 2.

4.3.2.4 Analyse des données

Les variables dépendantes évaluées dans cette étude sont similaires à celles de l'étude 2.

4.3.2.5 Analyse statistique

Une analyse statistique basée sur des modèles linéaires a été construite afin de comparer l'effet de la période (M4 vs M8), du *Groupe* (VC vs VPC) et de la *Condition* (STC, DTC-FN, DTC-FI, DTC-FA) sur la variable dépendante de la performance cognitive (*i.e.* d'). Seule la tâche

cognitive 2-back a fait l'objet des analyses dans cette étude. De même, seules les conditions les plus challengeantes ont été intégrées dans le facteur Condition en comparaison aux analyses de l'étude 2. Une analyse identique a été réalisée pour comparer l'effet de la *Période* (M4 vs M8), du *Groupe* (VC vs VPC) et de la *Condition* (STM, DTM-FN, DTM-FI, DTM-FA) sur les scores de marche (*i.e.* scores d'organisation, de variabilité et de marche globale), de la régularité des COP-D ML et de la SIM. La période et le groupe ont été intégrés en tant qu'effet aléatoires (intercepts et pentes) dans les modèles. Les modèles ont été ajustés à l'aide du package lme4 (Bates et al., 2015) et testés par rapports de vraisemblance (LRT) à l'aide du package lmerTest (Kuznetsova et al., 2017). Dans la mesure où les résidus des modèles des variables cinématiques sont souvent non-normalement distribués (Kazanski et al., 2020), les paramètres de tous les modèles ont été estimés par bootstraps paramétriques ($n = 5000$) à l'aide du package pbkrtest (Halekoh & Højsgaard, 2014). Les effets principaux significatifs ont été analysés via des comparaisons par paires en utilisant la méthode des moyennes marginales estimées avec un ajustement de Tukey (package emmeans v1.7.5). Les tailles d'effets rapportées pour les tests de comparaison correspondent au d de Cohen ($d < 0.2$, $0.5 < d < 0.8$ et $d > 0.8$, indiquant des effets faibles, modérés et importants, respectivement). Le seuil de significativité a été fixé à 0,05. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de R 4.0.5 (R Core Team, 2022).

Des analyses de modulation ont été conduites afin d'évaluer l'effet modérateur du *score d'activité physique* et du *score physique (global) du SF-36* obtenu à M4 sur l'évolution (M4 vs. M8 - effet de la prise en charge) des performances de marche (vitesse de marche - moyenne et CV) des patients ayant porté les vêtements compressifs ($N = 16$). Les paramètres de l'ensemble des modèles ont été estimés par bootstraps paramétriques ($n = 5000$).

4.3.3 Résultats

Une synthèse des résultats statistiques est présentée dans les documents supplémentaires (*Annexe A3, Tableau S16 à S19*)

4.3.3.1 Performance cognitive

Un effet principal significatif de la *Période* a été trouvé pour le d (LRT = 10.69, $p = 0.003$). Les tests post-hoc ont révélé une augmentation de la performance à M8 en comparaison à M4. Aucun effet du *Groupe* n'a été observé pour cet indice (LRT = 0.002, $p = 0.966$) (**Figure 43** ; *Annexe A3, Tableau S17*).

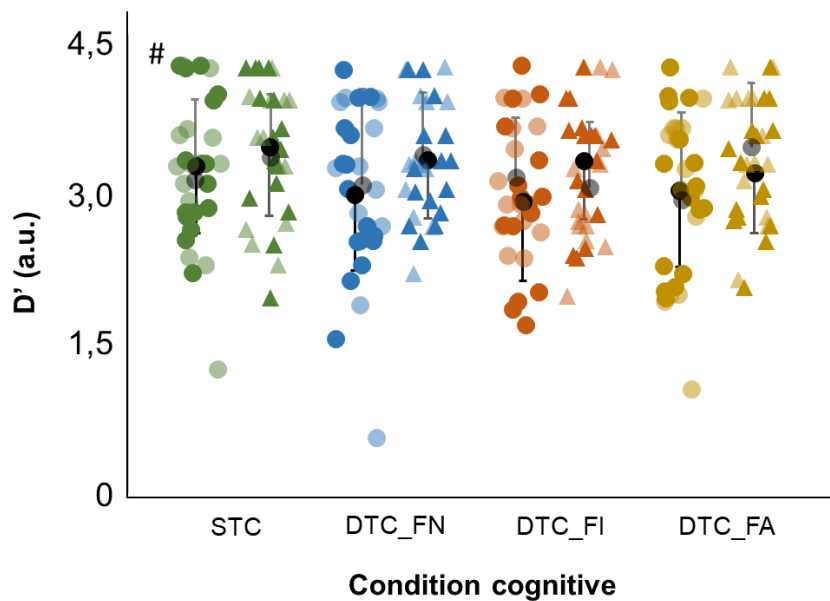


Figure 43. Performance cognitive (d-prime) obtenue par les patients SEDh à M4 (*i.e.* cercles) et à M8 (*i.e.* triangle) ayant porté les vêtements compressifs (*i.e.* VC, couleurs foncés) ou peu-compressifs (*i.e.* VPC, couleurs transparentes) à la fois en simple tâche (*i.e.* position assise, STC, vert) et en double tâche (*i.e.* en marchant sur le tapis, DTC) avec un flux normal (*i.e.* bleu), inversé (*i.e.* rouge) et accéléré (*i.e.* jaune). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : Différences significatives entre les conditions (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre les périodes.

4.3.3.2 Stationnarité, variabilité et score de marche global

Aucun effet ni de la *Période* ($LRT = 0.712$, $p = 0.441$), ni du *Groupe* ($LRT = 1.309$, $p = 0.267$) n'a été observé sur le score d'organisation. Cependant, un effet principal significatif de la *Condition* a été trouvé sur cet indice ($LRT = 27.75$, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé un score plus faible en DT-FA qu'en ST-FN ($p < 0.001$, $d = -0.744$) et DT-FN ($p < 0.001$, $d = -0.865$) ainsi qu'en DT-FI par rapport à DT-FN ($p = 0.017$, $d = -0.550$). Aucun effet d'interaction n'a été observé (**Figure 44** ; *Annexe A3, Tableau S19*).

Aucun effet ni de la *Période* ni du *Groupe* n'a été observé respectivement sur le VarS ($LRT = 1.550$, $p = 0.217$, $LRT = 0.013$, $p = 0.918$) et le GAS ($LRT = 1.025$, $p = 0.309$, $LRT = 0.004$, $p = 0.949$). Cependant, des effets principaux significatifs de la *Condition* ont été trouvés sur le VarS ($LRT = 25.01$, $p < 0.001$) et le GAS ($LRT = 25.57$, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont démontré un score plus important pour le VarS et le GAS en DT-FA qu'en ST-FN (respectivement, $p = 0.009$, $d = 0.585$; $p = 0.004$, $d = 0.623$) et DT-FN (respectivement, $p = 0.008$, $d = 0.598$; $p = 0.003$, $d = 0.651$) ainsi qu'en DT-FI par rapport à ST-FN (respectivement, $p = 0.001$, $d = 0.698$; $p = 0.002$, $d = 0.671$) et DT-FN (respectivement, $p < 0.001$, $d = 0.710$; $p = 0.001$, $d = 0.692$). Aucun effet d'interaction n'a été observé (**Figure 45** ; *Annexe A3, Tableau S19*).

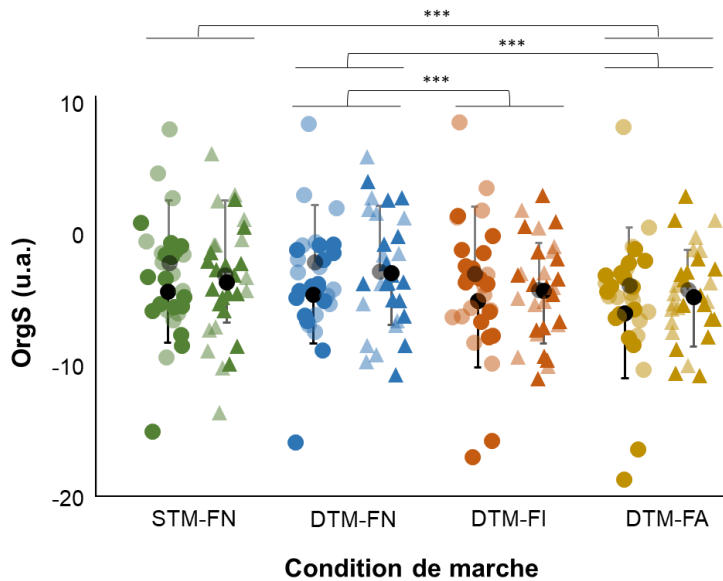


Figure 44. Score d'organisation (OrgS) obtenu par les patients SEDh à M4 (*i.e.* cercles) et à M8 (*i.e.* triangle) ayant porté les vêtements compressifs (*i.e.* VC, couleurs foncés) ou peu-compressifs (*i.e.* VPC, couleurs transparentes) à la fois en simple tâche (*i.e.* position assise, STM, vert) et en double tâche (*i.e.* en marchant sur le tapis, DTM) avec un flux normal (*i.e.* bleu), inversé (*i.e.* rouge) et accéléré (*i.e.* jaune). Les points noirs représentent la moyenne et les barres d'erreur correspondent aux écarts-types. * : Différences significatives entre les conditions (* si $p < .05$; ** si $p < .01$ et *** si $p < .001$). # : différences significatives entre les périodes.

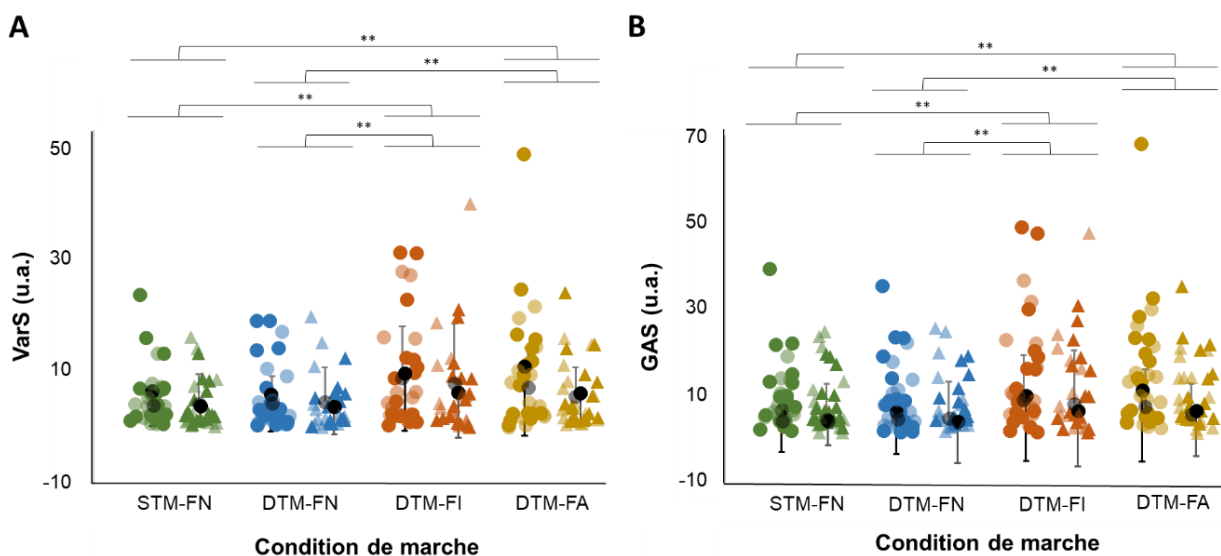


Figure 45. A) Score de variabilité (VarS) et B) Score de marche global (GAS) obtenus par les patients SEDh à chaque période et dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 44 pour plus de détails)

Un OrgS négatif est observé uniquement lorsque des perturbations visuelles sont associées à celles cognitives (**Figure 46.C et 7.D**). Dans toutes les conditions à M8, chaque patient se trouve dans la circonférence 12 suggérant qu'aucun d'entre eux n'a une atteinte importante au niveau fonctionnel.

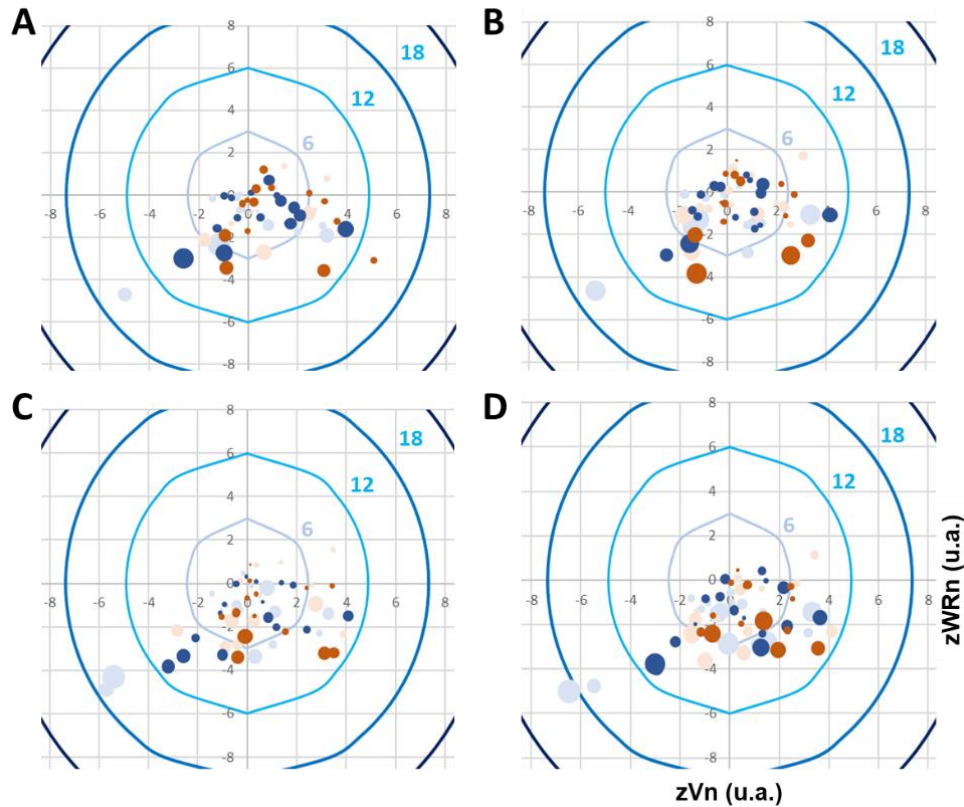


Figure 46. Représentation graphique des scores obtenus par les patients SEDh ayant porté les vêtements compressifs (*i.e.* bleu) et les vêtements peu compressifs (*i.e.* rouge) à M4 (*i.e.* couleurs claires) et à M8 (*i.e.* couleurs foncés) respectivement A) en simple tâche (STM), et en condition de double tâche exécutive B) en flux normal (DTM-FN), C) en flux inversé (DTM-FI et D) en flux accéléré (DTM-FA). Les courbes circulaires représentent les scores d'organisation.

4.3.3.3 Régularité des déplacements ML du CoP

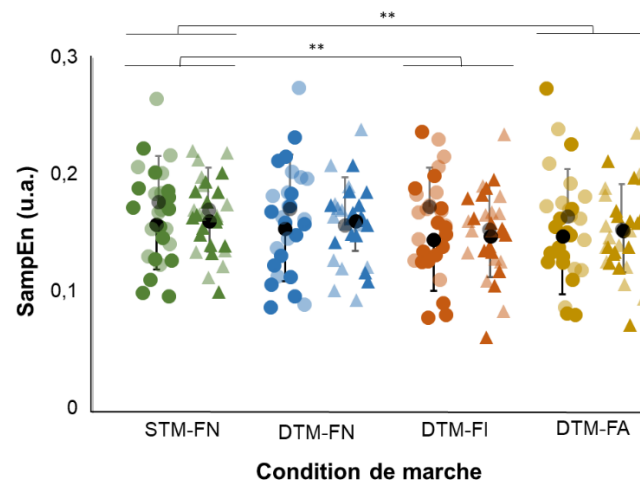


Figure 47. Entropie échantillonnée (SampEn) obtenue par les patients SEDh à chaque période et dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 44 pour plus de détails)

Aucun effet ni de la *Période* ($LRT = 0.020$, $p = 0.892$), ni du *Groupe* ($LRT = 0.252$, $p = 0.677$) n'a été observé sur le SampEn. Un effet principal significatif de la *Condition* a été trouvé sur

la régularité des déplacements ML du CoP (LRT = 20.08, $p < 0.001$). Les tests post-hoc ont révélé un score plus élevé en ST-F qu'en DT-FI ($p = 0.001$, $d = 0.715$) et en DT-FA ($p = 0.001$, $d = 0.709$). Aucun effet d'interaction n'a été observé (**Figure 47** ; *Annexe A3, Tableau S19*).

4.3.3.4 Synchronisation intermusculaire (SIM)

Aucun effet ni de la *Période* (LRT = 0.317, $p = 0.604$), ni du *Groupe* (LRT = 0.626, $p = 0.466$), ni de la *Condition* (LRT = 7.708, $p = 0.055$) n'a été observé sur la SIM. Aucun effet d'interaction n'a été observé (**Figure 48** ; *Annexe A3, Tableau S19*).

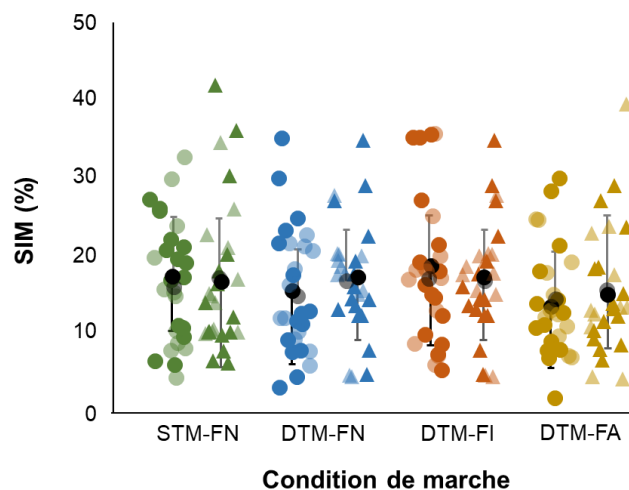


Figure 48. Synchronisation intermusculaire (SIM) obtenue par les patients SEDh à chaque période et dans chacune des conditions (Cf. légende de la Figure 44 pour plus de détails)

4.3.3.5 Analyses de modération

Aucun effet modérateur du *score d'Activité Physique* n'a été constaté sur l'évolution de performance de la moyenne ($\beta = 0.007$, $p = 0.363$) ou de la variabilité de la vitesse du pas ($\beta = 0.005$, $p = 0.597$) chez les participants ayant porté les VC. Aucun effet modérateur n'a également été constaté pour le *Score physique global* ($\beta = 0.016$, $p = 0.334$ et $\beta = 0.015$, $p = 0.971$, respectivement).

4.3.4 Discussion

L'objectif de la présente étude était d'évaluer l'efficacité d'une suppléance proprioceptive (*i.e.* port de vêtement compressifs) sur le coût cognitif associé au contrôle de la marche des patients SEDh. La première hypothèse était en partie validée puisqu'une amélioration de la performance cognitive après la prise en charge et un maintien de la performance quel que soit la condition d'exécution ont été observés. Cependant, aucun effet de la prise en charge n'a été observé sur la performance locomotrice. De même, contrairement à notre seconde hypothèse, l'effet « guidance » du flux optique est resté inchangé suite à la prise en charge par suppléance proprioceptive.

Contrairement à ce que l'on aurait pu attendre, aucun effet de la prise en charge n'a été observé sur la marche (stationnarité, variabilité, et régularité). Plusieurs raisons peuvent expliquer ce résultat. Premièrement, la puissance statistique de l'étude est insuffisante en raison d'un trop petit échantillon de patients (plusieurs sorties d'étude) et de la forte hétérogénéité interindividuelle au sein des patients SEDh. Comme évoqué précédemment dans l'étude 2, l'absence d'effet de la prise en charge pourrait s'expliquer par des troubles de la marche relativement limités dans notre échantillon de patients SEDh (Cimolin et al., 2011 ; Rigoldi et al., 2012, **Figure 46**). Compte-tenu de l'importante hétérogénéité, certains patients semblent ne pas présenter de déficit locomoteur. Ainsi, seuls les patients les plus sévèrement touchés par le syndrome semblent avoir davantage bénéficié de la prise en charge (*e.g.* aucune donnée à M8 en dehors de la circonférence 12, **Figure 46.A**). Cependant, cette observation, qui est descriptive, n'a néanmoins pas pu être démontrée par les analyses de modération effectuées sur l'échantillon de patients SEDh ayant porté les VC. Deuxièmement, classifier les patients SEDh en groupes de sévérité aurait pu être envisagé pour pallier la limite précédemment évoquée. Par exemple, Copetti et al. (2019) ont distingué deux groupes de sévérité sur la base d'items de questionnaires cliniques (*i.e.* l'intensité actuelle du *Questionnaire concis de la douleur* – BPI, le score total du *Questionnaire d'évaluation des symptômes du système nerveux autonomie* – COMPASS-31, et le score composite physique du *Questionnaire de l'état de santé* - SF-36). Cependant, la taille de l'échantillon était trop petite pour envisager ce type d'analyse. De même, Baige et al. (2020) ont observé à travers une analyse par grappes (*clustering*) que, parmi les adultes sains, seuls ceux les plus instables (*i.e.* plus grandes oscillations posturales) initialement ont bénéficié du port des VC. Ainsi, il est possible que les vêtements compressifs ne s'avèrent être utiles que pour les patients SEDh présentant un déficit fonctionnel relativement important. Troisièmement, la kinésithérapie proprioceptive, qui a provoqué des douleurs chez certains patients SEDh, peut avoir contrecarré les avantages du port des VC. En effet, les patients ont réalisé un total de 12 séances, et seule l'intensité des exercices a été individualisée pour chaque patient. Ce programme a été conçu en respectant le principe de progression dans les exercices et en mobilisant le corps entier (Laferrier et al., 2018 ; Terry et al., 2015). Néanmoins, ces précautions n'ont pas empêché l'apparition de douleurs chez certains patients, notamment au niveau des épaules, particulièrement instables dans le SEDh. Cette instabilité gléno-humérale multidirectionnelle était particulièrement mise à l'épreuve lors des exercices de tirer et de pousser réalisés dans le cadre de cette rééducation proprioceptive (Alahmoradiqashqai, 2022 ; Hakim & Grahame, 2003 ; Longo et al., 2015 ; Sacks et al., 2019 ; *Annexe A3, Tableau S15*). Des études précédentes avaient également observé des effets limités d'une thérapie physique en raison de l'apparition de douleurs ou l'exacerbation de certains symptômes pendant la prise en charge des patients SEDh (Keer & Butler, 2010 ; Laferrier et al.,

2018 ; Terry et al., 2015). Quatrièmement, l'absence d'effet de la prise en charge pourrait également provenir de l'acceptabilité du port des VC. Il est désormais bien documenté que tous les patients SEDh ne supportent pas les VC, tant sur le plan physiologique (*e.g.* douleurs, sensations d'étouffement ou d'écrasement thoracique, fragilité cutanée, inconfort thermique) que sur le plan social en raison des contraintes que cela implique, notamment en termes d'esthétique (Hamonet et al., 2010). Dans la présente étude, les patients devaient les porter pendant au moins 6h au cours de la journée, indépendamment de leur état fonctionnel. Par conséquent, cet impératif pouvait constituer une contrainte importante et réduire l'acceptabilité vis-à-vis du port des VC ; en particulier pour les patients dont l'état fonctionnel était relativement faible et ne justifiait pas un port aussi strict. Dernièrement, les patients ne portaient pas les vêtements lors des passations expérimentales. Ainsi, les effets immédiats (*i.e.* à court terme) des VC associés à l'apport tactile (*e.g.* redressement postural, limitations de la laxité articulaire) n'étaient pas évalués. En ce sens, les effets relevés sont ceux à long-terme et corroborent avec les résultats de l'étude de Chaléat-Valayer et al. (2022). Ces derniers ont observé que les VC amélioraient de façon immédiate la stabilité de l'épaule et la puissance musculaire des rotateurs externes de cette articulation mais qu'un mois de port ne semblait pas avoir d'effet durable. Ainsi, les vêtements devraient être portés pour que les bénéfices soient maintenus. Par ailleurs, aucun effet du groupe (*i.e.* VC vs VPC) n'a été observé.

En revanche, la performance cognitive des patients SEDh s'est améliorée après la prise en charge en comparaison à avant. Ce résultat, qui est cohérent avec notre hypothèse, pourrait s'expliquer par une réautomatisation de la marche suite à la prise en charge. Cette réautomatisation impliquerait une moindre utilisation de ressources attentionnelles pour contrôler la marche, qui peuvent alors être dirigées vers la réalisation simultanée d'une tâche cognitive. Cependant, les données relatives à la synchronisation intermusculaire ne confortent pas cette explication. Une autre hypothèse explicative serait qu'une meilleure qualité de vie après la prise en charge aurait amélioré la performance cognitive. En effet, de nombreuses études ont rapporté que la performance à une tâche de mémoire de travail était liée à l'ampleur des symptômes dépressifs (Bowie et al., 2017) et à la douleur chronique (Abelson et al., 2022 ; Janvin & Weltzien, 2022) ; symptômes régulièrement associés au SEDh (Kennedy et al., 2022 ; Sacheti et al., 1997). Cette hypothèse sera à vérifier dans de futures analyses.

Outre la taille insuffisante de l'échantillon, cette étude présente plusieurs limites. Compte tenu du profil des patients SEDh, un suivi psychologique pendant l'étude aurait certainement pu limiter le nombre de sorties d'étude (Bennett, 2020 ; Bulbena-Cabré et al., 2021 ; Kennedy et al., 2022). De plus, l'administration d'un questionnaire sur l'acceptabilité des VC aurait sans doute permis de mieux comprendre certaines trajectoires au cours de la prise en charge, certains patients

se sont améliorés tandis que d'autres non. Pour finir, il est nécessaire d'évoquer le contexte sanitaire particulier vécu pendant la réalisation de cette étude (Alsiri et al., 2021). Les conséquences de la COVID-19 sur les patients atteints de maladies chroniques ont fait l'objet de nombreuses études (Alsiri et al., 2021 ; Chudasama et al., 2020 ; Hacker et al., 2021 ; Saqib et al., 2020). Ces études ont montré que la pandémie a entravé la prévention et a eu un impact direct sur la vie des patients. Par exemple, Saqib et al. (2020) ont constaté un changement de rythme de vie pour 98% des patients interrogés et une dégradation de l'état de santé pour 48% d'entre eux. Ainsi, cette période a certainement impacté la réalisation et l'organisation de l'étude et surtout directement les patients tant sur le plan physique que psychologique.

Pour conclure, la prise en charge par suppléance proprioceptive ne semble pas avoir eu d'impact significatif sur le contrôle de la marche (stationnarité, variabilité, et régularité). L'absence d'effet suggère un impact limité des vêtements compressifs sur le long-terme. Bien qu'aucun effet n'ait été observé sur la marche, un résultat intéressant est celui de l'amélioration de la performance cognitive suite à la prise en charge. Néanmoins, la taille insuffisante de l'échantillon, le contexte (COVID-19) dans lequel l'étude a été réalisée et la variabilité interindividuelle de la sévérité des symptômes au sein des patients SEDh peuvent expliquer l'absence de résultats. Ainsi, les résultats de la présente étude doivent être interprétés avec prudence.

5 DISCUSSION GENERALE & PERSPECTIVES

5.1 Discussion générale

L'objectif de ce travail de thèse était d'étudier l'implication cognitive dans le contrôle de la marche chez des patients SEDh (déficit proprioceptif) en comparaison à des sujets contrôles, dans un contexte où la fiabilité des informations visuelles est manipulée. Pour y répondre, trois études ont été réalisées. L'objectif de la première étude était de déterminer le coût cognitif associé au contrôle de la marche et à la modulation des synergies musculaires sous-jacentes chez le jeune adulte lorsqu'il est soumis à un environnement visuel déstabilisant. Dans la seconde étude, le but était de caractériser l'impact du déficit proprioceptif relatif au SEDh sur le coût cognitif associé au contrôle de la marche dans un contexte où la fiabilité des informations visuelles est manipulée. Puis, la dernière étude visait à démontrer l'apport bénéfique d'une suppléance proprioceptive (*i.e.* port de vêtements) au cours de la prise en charge de ces patients sur ces stratégies de contrôle. De nombreuses perspectives et recommandations vis-à-vis de la recherche sur le SEDh ont émergé à la suite de ce travail de thèse et de la réalisation de l'étude VITALISED.

5.1.1 Le SNC module l'activation de groupes musculaires robustes en réponse à des perturbations visuelles médio-latérales

La marche présente un contrôle dynamique passif dans le plan sagittal, si bien que son contrôle ne nécessiterait que peu ou pas de ressources attentionnelles. A l'inverse, la marche est plus instable, et donc contrôlée activement, dans le plan frontal (Bauby & Kuo, 2000). Ce contrôle actif implique les structures supraspinales. De plus, des perturbations ML affectent davantage la stabilité globale (*i.e.* variabilité, O'Connor & Kuo, 2009) et la stabilité locale de la marche que des perturbations AP (McAndrew et al., 2011). En accord avec les études précédentes, nos résultats ont démontré que des adultes en bonne santé augmentent la largeur du pas afin de maintenir l'équilibre de la marche en réponse à des perturbations visuelles ML (Beurskens et al., 2014 ; Kao & Pierro, 2022 ; Kazanski et al., 2020). L'adoption de cette stratégie est associée à un mode de contrôle volontaire de la marche, comme le montre l'augmentation de la régulation ML de la marche (*i.e.* position latérale du corps et largeur du pas ; Dingwell & Cusumano, 2019) et AP (vitesse du pas ; Decker et al., 2013), en comparaison à la condition contrôle (*i.e.* flux optique normal). Ces ajustements sont nécessaires pour compenser la variabilité accrue observée aux niveaux cinématique et neuromusculaire. A notre connaissance, l'étude 1 est la première à documenter une augmentation de la variabilité de l'activité musculaire des muscles *moyen glutéal* et *soléaire* ainsi que des synergies 1-2-4 lors de perturbations visuelles ML. En parallèle, la commande motrice est restée stable et robuste malgré ces perturbations. En effet, le nombre de modules moteurs, la durée

d'activation et la complexité (*i.e.* ACI et sMLE) de chaque SM n'ont pas été impactés par les perturbations visuelles ML. Cette stratégie de bas niveau révèle que le SNC utilise la flexibilité permise au sein des SM (robustes) pour ajuster le contrôle de la marche. Cette faible sensibilité aux contraintes de la tâche va dans le sens de l'hypothèse de l'origine neurale des SM ; ces dernières représenteraient des réseaux neuronaux spinaux fortement établis (Chvatal & Ting, 2013 ; Ting et al., 2015). Ainsi, les SM peuvent véritablement être considérées comme un corrélat de la fonction neurale (Young et al., 2022).

A l'inverse, des ajustements de la commande motrice ont été observés lors de la marche en situation de double tâche. Au niveau neurophysiologique, seule l'activité des fléchisseurs plantaires a été modifiée en réponse à la charge cognitive. Ainsi, la diminution de la variabilité et l'augmentation du temps d'activation de la SM2 indiquent que la charge cognitive concomitante a conduit à un contrôle plus rigide de la marche (Kao & Pierro, 2022 ; Verrel et al., 2009). Cette synergie est active principalement pendant la phase finale de l'appui (*i.e.* propulsion) et l'initiation de la phase oscillante (Clark et al., 2010 ; Lacquaniti et al., 2012). Ces résultats soulignent la flexibilité du SNC à moduler seulement une SM (*i.e.* une unité fonctionnelle) en fonction du contexte et des besoins vis-à-vis de la tâche à réaliser (Hagio et al., 2015). Également, ils confirment l'intérêt de cette synergie (SM2) dans le contrôle de la locomotion en particulier pour la stabiliser. L'implication isolée de la SM2 pourrait également s'expliquer par l'origine neurophysiologique des SM. Il est admis que les SM sont codées dans les circuits d'interneurones spinaux tandis que l'activité de ces circuits est modulée par des commandes supraspinales (Cheung et al., 2009). Cependant, Zandvoort et al. (2022) ont récemment suggéré que les SM2 et SM4 sont présentes dès la naissance et directement reliées aux muscles via la moelle épinière ; elles n'auraient donc pas de représentation corticale spécifique (Dominici et al., 2011). Ainsi, elles seraient principalement contrôlées par les structures sous-corticales (cervelet, tronc cérébral et colonne vertébrale) ou les générateurs centraux de rythme. A l'inverse, les SM1 et SM3 ont une représentation corticale bien définie et se développent au fur et à mesure des années afin de rendre la marche plus fonctionnelle (commande motrice plus complexe et moins variable après maturation, Hinnekens et al., 2022 ; Sylos-Labini et al., 2022). A l'instar de la présente étude, le traitement de plusieurs tâches en parallèle augmente l'activation du cortex préfrontal (Al-Yahya et al., 2011 ; Hamacher et al., 2015). Ainsi, la flexibilité de la SM2 et la réalisation d'une tâche cognitive concomitante à la marche pourraient ne pas interférer, car la flexibilité de la SM2 serait modulée à bas-niveau par des structures auto-organisées (*i.e.* sans implication du SNC). Cette hypothèse devra faire l'objet d'études ultérieures pour être vérifiée et fait émerger des perspectives intéressantes dans le contrôle moteur.

De plus, la flexibilité des stratégies de priorisation (ou politique d'allocation, Wickens, 2021) permet de comprendre pourquoi l'augmentation de la durée d'activation de la SM2 n'a été observée qu'avec une faible charge cognitive (DTM-1b) par rapport à la condition de simple tâche. D'après le modèle STOM (Wickens et al., 2015), la tâche qui sera priorisée lors d'une DT sera celle jugée la plus « attrayante » à partir de la prise en compte de plusieurs facteurs. Par exemple, un changement de priorisation d'une tâche vers une autre tâche peut intervenir si la difficulté de la tâche varie d'une condition à une autre. Dans le cadre de l'étude 1, les participants ont maintenu le même niveau de performance dans la tâche cognitive dans toutes les conditions. En parallèle, avec l'augmentation de la charge cognitive (DTM-2b et DTM-3b), un contrôle actif des fluctuations de la largeur du pas a été observé au dépend d'un relâchement des fluctuations de la vitesse du pas. Ainsi, en raison de la faible charge cognitive de la 1-back, un traitement des tâches en parallèle en DTM-1b aurait permis au SNC d'adopter une stratégie de compensation au niveau de la commande motrice. À l'inverse, les ressources attentionnelles étaient concentrées sur la réalisation des tâches cognitives lors des DT exécutives (*i.e.* priorisation de la tâche cognitive) ; une interférence entre la tâche cognitive et la tâche de marche ne permettant pas un traitement en parallèle (Huxhold et al., 2006 ; Lindenberger et al., 2000). C'est pourquoi, des modifications des stratégies de régulation de la marche ont été observés dans ces conditions. Collectivement, ces résultats suggèrent que les participants donnent la priorité à la tâche cognitive et au contrôle de la marche dans la direction ML (*i.e.* un contrôle plus serré) par rapport à la direction AP (*i.e.* un contrôle plus lâche). En présence d'une charge cognitive élevée (*i.e.* DTM-3b), les participants ne disposeraient plus de ressources exécutives suffisantes, de sorte que le contrôle de la marche dans la direction AP est négligé. Une telle stratégie permet une utilisation plus efficace des ressources exécutives, en supposant et confirmant que la marche présente un contrôle dynamique passif (fonctionnement « automatique ») dans la direction AP mais une instabilité dans la direction ML (Bauby & Kuo, 2000 ; O'Connor & Kuo, 2009). Par conséquent, la régulation dans la composante ML ne peut être négligée, au risque que l'instabilité ne provoque une chute. Ces résultats confirment le modèle du contrôle hiérarchique suggérant que le SNC n'est impliqué que lorsque les contraintes appliquées au système locomoteur l'exigent et que le reste du temps, la marche auto-organisée est suffisante pour répondre de façon flexible à ces contraintes. Les individus sains sont capables de réaliser plusieurs tâches en parallèle en ajustant activement les ressources attribuées à l'une ou à l'autre tâche en fonction des priorités à accorder à chacune d'entre elles (modèle STOM). Cependant, ces stratégies sont la conséquence de la contrainte du tapis à vitesse fixe. En effet, des sujets sains ont adopté des stratégies différentes dans des conditions plus écologiques à vitesse asservie ; qui se distinguent de celles des patients présentant un déficit proprioceptif.

5.1.2 Le déficit proprioceptif des patients SEDh entraîne une utilisation accrue des ressources attentionnelles pour le contrôle de la locomotion.

En lien avec la littérature, le jeune adulte sain réduit naturellement sa vitesse de marche lorsqu'il est confronté à une DT non contrainte (*e.g.* tapis asservi) afin d'augmenter sa stabilité, locale et globale (Beauchet et al., 2005 ; Hollman et al., 2007 ; Patel et al., 2014 ; Shelton et al., 2022). Cette réduction de la vitesse combinée à des déplacements ML du CoP moins régulier témoigne probablement d'un fonctionnement plus automatique et plus complexe de la marche afin de libérer de l'attention pour la réalisation simultanée de la tâche cognitive. Le maintien de la performance dans la tâche de mémoire de travail confirme que les ressources attentionnelles ont été dirigées vers la réalisation de celle-ci. La performance cognitive était également maintenue lors des conditions de DT avec les perturbations visuelles. De fait, le coût cognitif associé à l'intégration de ces perturbations dans le contrôle de la marche serait relativement limité. En effet, à l'inverse d'une perturbation mécanique, une perturbation visuelle doit être perçue et faire l'objet d'un traitement par le SNC (*i.e.* détection, intégration et utilisation) afin de générer (ou non) une réponse motrice (Liss et al., 2023 ; Rafiee & Kiemel, 2020). Il est donc probable que la complexification de la tâche locomotrice, par l'utilisation des perturbations visuelles, ne représente pas un challenge suffisamment important pour nécessiter une implication corticale. C'est une raison qui pourrait expliquer, au moins en partie, pourquoi l'ajout d'une charge cognitive n'a pas atténué l'impact des perturbations visuelles sur le contrôle de la marche. Une seconde explication complémentaire serait que les perturbations AP appliquées au flux optique étaient continues et, de fait, prévisibles (Castano et al., 2023 ; Ketterer et al., 2022). En effet, Ketterer et al. (2002) ont suggéré que des perturbations continues induiraient une réduction de la stabilité posturale transitoire (*i.e.* premières secondes) après laquelle le jeune adulte sain s'adapterait rapidement. Globalement, ces résultats corroborent les suggestions de Patil et al. (2022) qui indiquaient que l'implication du SNC pour contrôler la marche serait relativement faible chez des individus en bonne santé compte-tenu des nombreux ddl à disposition. En cas de perturbation impactant la stabilité globale (*i.e.* augmentant le risque de chute), le jeune adulte sain serait capable de tirer profit de l'abondance motrice en adoptant la stratégie de contrôle qui est la moins exigeante cognitivement. Indépendamment, les perturbations visuelles AP ont altéré la marche des sujets contrôles. D'une part, un flux accéléré a impacté principalement la stationnarité de la marche impliquant la mise en place de stratégie d'adaptation fonctionnelle (*i.e.* modification du patron de marche). D'autre part, un flux inversé compromet davantage l'équilibre à travers une augmentation de la largeur du pas et de la variabilité de la marche. Pris dans leur ensemble, ces changements – bien que décrivant un patron de marche moins performant – visent à améliorer la stabilité globale de la marche et permettent de maintenir

une marche fonctionnelle (**Figures 40 et 46**). Contrairement à l'hypothèse formulée, des résultats similaires ont été observés chez les patients SEDh.

Tout d'abord, la marche de ces patients apparaît plus coûteuse en attention y compris en condition de marche normale. En effet, ils présentent une activation corticospinale plus importante que les SC pendant la marche, ce qui est cohérent avec l'hypothèse d'une perte d'automatisme du contrôle locomoteur (Rombaut et al., 2011). En parallèle de cette désautomatisation, les résultats ont confirmé un déclin fonctionnel de la marche chez les patients SEDh, tant au niveau de l'organisation du patron de marche (Rombaut et al., 2011 ; **Figure 36.A**) que de sa variabilité (de Koning et al., 2023 ; Robbins et al., 2022), en comparaison à des SC. Ces résultats observés en condition de marche normale (STM-FN) expliquent pourquoi les patients SEDh ont adopté une stratégie différente de celle des SC en condition de double tâche (*i.e.* avec l'ajout d'une charge cognitive). Alors que les SC ont donné la priorité à la tâche cognitive, ce qui s'est traduit par une altération du patron de marche (*e.g.* ralentissement de leur vitesse de marche), les patients SEDh ont privilégié la tâche locomotrice, d'où l'absence d'effet de la double tâche sur leur patron de marche. En revanche, les patients SEDh ont présenté de moins bonnes performances dans la tâche 2-back (*i.e.* la plus exigeante en termes de ressources exécutives) que les SC en condition de double tâche (DTC-2b) alors que cette différence entre les groupes n'a pas été observée en condition de simple tâche (STC). Collectivement, ces résultats témoignent de la capacité d'adaptation des patients SEDh qui ont appris à gérer leur déficit proprioceptif et leurs ressources (notamment exécutives) pour garantir le maintien de leur équilibre en priorisant la marche, même dans un contexte contraignant (Figure 36). Ainsi, la question qui se pose est de savoir si les modifications de la marche observées en condition de simple tâche ne résulteraient pas plus d'une appréhension de la chute (Chamberlin et al., 2005) que du déficit proprioceptif *per se*, vraisemblablement compensé par une plus forte implication cognitive et par une pondération en faveur des informations visuelles (visuodépendance ; Dupuy, 2019 ; Dupuy et al., 2016 ; Rombaut et al., 2011). Cette interprétation va dans le sens du modèle peur-évitement (*fear-avoidance model*), proposé par Meulenbroek et al. (2021), et selon lequel la peur liée à la douleur est un déterminant de l'incapacité associée aux douleurs musculosquelettiques chroniques. Ainsi, les difficultés des patients SEDh pourraient être dues à leur déconditionnement physique et leur kinésiophobie, sachant que les personnes souffrant d'hypermobilité articulaire sont plus sujettes aux blessures et ressentent la douleur plus intensément que la population générale (Clayton et al., 2021 ; Meulenbroek et al., 2021). En ce sens, ils octroieraient davantage de ressources attentionnelles sur la locomotion pour garantir le maintien de leur équilibre lors de la marche (*i.e.* stabilité globale). La contrepartie de cette stratégie est leur difficulté, voire incapacité, à réaliser efficacement des tâches cognitives en parallèle.

Expérimentalement, il serait intéressant d'étudier l'impact de la double tâche sur la marche lorsque la consigne de priorisation de l'une ou l'autre tâche (cognitive vs. locomotrice) est manipulée (Thomson et al., 2020 ; Yogev-Seligmann et al., 2012).

Plus globalement, l'effet des perturbations visuelles sur le contrôle de la marche, et le coût cognitif associé, pourrait dépendre du profil sensorimoteur (ou style perceptivo-cognitif ; Vidal & Lacquaniti, 2021), en particulier de la dépendance-indépendance à l'égard du champ visuel (Witkin et al., 1977). Sur la base des résultats de Schubert et al. (2005), on se serait attendu à ce que l'effet guidance du flux optique soit majoré chez les patients SEDh, mais ce n'est pas ce qui a été observé dans notre étude. En effet, les perturbations visuelles AP ont impacté similairement les deux groupes à la fois en simple et en double tâche. D'autres études n'ont pas observé de différence dans les stratégies de contrôle de la marche entre des sujets sains et des sujets présumés avoir subi une réorganisation des mécanismes de pondération sensorielle en raison d'un déficit sensoriel ou moteur ou du vieillissement normal (Craig et al., 2019 ; Dingwell et al., 2021 ; Kazanski et al., 2020 ; Kuhman et al., 2022). Ainsi, les patients SEDh, comme les sujets contrôles, sont capables de repondérer les sources d'informations sensorielles en fonction de contraintes contextuelles (ici, visuelles), ce qui suggère un processus d'intégration sensorielle préservé. Néanmoins, bien que perturbées les informations visuelles étaient présentes dans cette étude. Par conséquent, les perturbations visuelles n'obligeaient pas les patients SEDh à s'appuyer sur les autres modalités sensorielles (*i.e.* proprioceptives et vestibulaires) à l'inverse d'une condition de privation visuelle (Clayton et al., 2021 ; Dupuy, 2019). Les futures études pourraient également mesurer objectivement le déficit proprioceptif (e.g. paradigme de détection de la proprioception du genou ; Hurkmans et al., 2007) afin de mieux caractériser les mécanismes de repondération sensorielle dans le SEDh.

5.1.3 Le port des vêtements compressifs est bénéfique pour un profil de patients SEDh

Conformément à la littérature sur la population générale, certains patients SEDh semblent bénéficier des vêtements compressifs tandis que d'autres n'en tirent pas profit (Baige et al., 2020). Chez les patients SEDh, outre les bénéfices fonctionnels supposés, l'hypothèse neurophysiologique sous-jacente était que le port prolongé de ces vêtements associé à la réalisation de séances de rééducation proprioceptive permettrait le développement et la consolidation de réseaux neuronaux favorisant l'émergence de stratégies sensorielles optimisées (*i.e.* visuodépendance atténuée). Cependant, les bénéfices associés au port prolongé des vêtements compressifs ont été limités chez les patients SEDh de notre étude. Seule une amélioration de la performance cognitive (2-back) pendant de la marche a été observée. Ce résultat pourrait s'expliquer par une ré-automatisation de

la marche ayant permis aux patients de libérer plus de ressources attentionnelles pour la réalisation de cette tâche cognitive. Cependant, les données des synchronisations intermusculaires n'ont pas confirmé cette interprétation. Une autre hypothèse résiderait dans le fait qu'une meilleure qualité de vie après la prise en charge aurait amélioré la performance cognitive. En effet, de nombreuses études ont rapporté que le désengagement vis-à-vis d'une tâche cognitive serait lié à la sévérité des symptômes dépressifs (Bowie et al., 2017) et à la douleur chronique (Abelson et al., 2022 ; Janvin & Weltzien, 2022). D'une part, la dépression et l'anxiété causent une perte de motivation qui fait que les patients sont moins disposés à fournir un effort cognitif, en particulier lorsque la demande cognitive est élevée. D'autre part, des ressources attentionnelles sont impliquées dans les stimulations afférentes de la douleur et pourraient interférer avec la réalisation d'une tâche de mémoire de travail (Abelson et al., 2022). La symptomatologie des patients SEDh étant régulièrement associée à la douleur chronique (Sacheti et al., 1997) et à des états de fatigue, d'anxiété et de dépression (*pour une revue*, Kennedy et al., 2022), cette hypothèse sera à vérifier dans de futures analyses (*e.g.* études corrélationnelles).

Par ailleurs, la prise en charge n'a pas amélioré la marche, que ce soit en termes d'organisation (patron de marche) ou de variabilité (stabilité globale). Cependant, la marche n'a pas non plus été dégradée après 4 mois, ce qui implique que la prise en charge n'a pas eu d'effets délétères chez les patients malgré le fait qu'elle ait été réalisée dans un contexte sanitaire particulièrement anxiogène (crises sanitaires et confinements associés à la COVID-19) qui a pu les impacter tant sur le plan physique que psychologique (Alsiri et al., 2021 ; Chudasama et al., 2020 ; Hacker et al., 2021 ; Saqib et al., 2020). Les deux autres raisons principales de l'absence d'effet de la prise en charge (indépendamment du bras d'étude, *i.e.*, VC vs. VPC) sont la petite taille d'échantillon et l'importante hétérogénéité interindividuelle au sein des patients SEDh. D'une part, il y a eu 20 sorties d'étude, si bien que seuls 30 patients SEDh ont été pris en compte dans les analyses. L'absence d'un suivi psychologique des patients SEDh au cours de l'étude est probablement à l'origine de certaines sorties d'étude (*i.e.* perte de motivation et autres problèmes spécifiques au SEDh), compte tenu de la durée du protocole (12 mois), du contexte particulier susmentionné et de l'association connue entre le SEDh et les états d'anxiété et de dépression (Bulbena-Cabré et al., 2021). Également, il sera intéressant de comparer notre taux de sorties d'études (*i.e.* 40%) aux résultats de l'étude de Hanes (2021) qui vise à évaluer la faisabilité de réaliser un programme d'intervention de 9 semaines auprès des patients SEDh. D'autre part, les patrons de marche des patients SEDh présentent une importante variabilité interindividuelle (**Figures 36, 40, 46**). Compte-tenu de cette hétérogénéité, certains patients semblent ne pas présenter de déficit locomoteur. Ceci pourrait être expliqué par les critères d'inclusions de l'étude (*i.e.* âge < 50ans,

IMC < 30 et marche sans aide technique). En effet, les participants les plus atteints fonctionnellement n'étant pas en mesure de réaliser un protocole de 2 à 3h intégrant des évaluations posturales et locomotrices. Le nombre de patients dans notre étude n'était donc pas suffisant, d'autant plus qu'il semble nécessaire de distinguer des sous-groupes pour observer les bénéfices du port des VC. A titre d'exemple, Baige et al. (2020), sur la base d'une analyse par grappes (*clustering*), ont observé des effets immédiats du port des VC uniquement pour un sous-groupe de sujets sains, *i.e.*, ceux présentant la plus grande instabilité initiale (*i.e.* oscillations posturales plus importantes). Il est donc probable qu'en réalité seuls les patients SEDh les plus affectés fonctionnellement bénéficient des VC. De futures études devront être menées pour confirmer cette hypothèse. De plus, les patients bénéficiant des VC pourraient avoir des stratégies sensorielles préférentielles différentes. Pavaiier et al. (2016) suggèrent que l'efficacité des VC ne dépend pas seulement de l'acuité proprioceptive mais aussi de la stratégie sensorielle préférentielle des participants (*i.e.* profil sensorimoteur). Selon ces auteurs, la stimulation cutanée serait plus bénéfique aux sujets qui se fient davantage aux indices gravito-inertiels (sujets gravitodépendants) qu'aux indices proprioceptifs (sujets dépendants de l'appui). En ce sens, l'efficacité des VC dépendrait à la fois de l'ampleur du déficit proprioceptif et de la stratégie sensorielle individuelle, deux aspects qui n'ont pas été évalués dans la présente étude. Également, il semblerait que les VC n'améliorent pas la proprioception en soi (*i.e.* apport « passif ») mais offrent seulement une possibilité de réduire l'instabilité posturale (Baige et al., 2020). Cette idée renvoie à l'approche écologique et à la notion d'affordance (Gibson, 1966). Les VC, à l'instar des affordances, offrent des opportunités d'actions qui ne sont pas nécessairement exploitées par les sujets (Davis et al., 2010 ; Riccio & Stoffregen, 1988) ; ce qui expliquerait un impact plus important des orthèses en l'absence d'informations visuelles lors du maintien de la station debout (Dupuy et al., 2017). En effet, la privation visuelle oblige les patients SEDh à s'appuyer sur les autres modalités sensorielles, dont la modalité proprioceptive « retrouvée » grâce aux orthèses à l'inverse des perturbations visuelles appliquées lors de la marche dans cette étude. Néanmoins, l'objectif de la rééducation proprioceptive était d'inciter les participants à explorer et bénéficier des affordances octroyées par les VC. En effet, le système proprioceptif serait renforcé « passivement » par le port des VC et « activement » par la rééducation proprioceptive (et l'activité physique). En ce sens, nous supposons que les VC viendraient optimiser les effets de la rééducation proprioceptive. Un autre point important est que les patients n'ont pas porté les VC pendant les expérimentations, contrairement aux études antérieures. Seuls les effets à long terme du port des VC ont été évalués. En lien avec l'étude de Chaléat-Valayer et al. (2022), les résultats ont montré que les effets à long terme des VC étaient limités. Il semblerait que les VC doivent nécessairement être portés pour que les bénéfices existent

et soient maintenus. En lien avec le point précédent, le port des VC offre des affordances (*i.e.* rend disponibles des informations sensorielles), qui ne seront plus disponibles à leur retrait, en raison des caractéristiques physiopathologiques des patients SEDh. De fait, on peut se demander si le port des VC lors de la rééducation proprioceptive ne serait pas contreproductif et empêcherait le renforcement de réseaux neuronaux favorisant l'émergence de stratégies sensorielles optimisées. En d'autres termes, les VC limiteraient les bénéfices associés à la rééducation sur le long-terme puisqu'ils offrent des capacités d'actions utilisées lors de l'intervention qui ne seront plus disponibles une fois les vêtements retirés. Mentionnons, également, que les questions vis-à-vis du nombre d'heure de port et du seuil de compression nécessaire pour observer les effets les plus probants restent à éclaircir. Néanmoins, dans le cadre de l'étude VITALISED, les effets immédiats (*i.e.* à court terme) des VC et des VPC pourront être objectivés lors de l'analyse des bilans réalisés lors de la prise en charge en rééducation proprioceptive (5^{ème} et 12^{ème} séance, Annexe A3, Tableau S15). Ces bilans intègrent des tests de stabilométrie bipodale (yeux ouverts et yeux fermés) et unipodale (pieds gauche et droit), des tests dynamiques inspirés du test de Fukuda, une évaluation du polygone de sustentation, une évaluation des mobilités, des tests de force maximale (pousser et tirage) ainsi qu'un test de coordination.

Enfin, il est également important de tenir compte de l'équilibre entre les bénéfices et les contraintes liées au port des VC. Certains patients de l'étude n'ont pas apprécié, voire toléré, le port des VC pour des raisons physiologiques (*i.e.* douleurs, sensations d'étouffement ou écrasement thoracique, fragilité de la peau, inconfort thermique) et sociales (*i.e.* esthétique, jugement d'autrui) ; ces raisons ont déjà été évoquées dans la littérature (Hamonet et al., 2010). En plus de ces limites, les participants devaient porter les vêtements pendant au moins 6h par jour afin d'homogénéiser la durée et la fréquence du port. Or, ces facteurs (*i.e.* contraintes physiologiques, sociales et quotidiennes) affectent l'acceptabilité vis-à-vis des vêtements (MacRae et al., 2011, 2016 ; Partsch et al., 2006). Par conséquent, les patients les plus concernés par les raisons physiologiques et sociales précédemment évoquées ou les moins affectés fonctionnellement par le SEDh ont considéré la suppléance proprioceptive comme un dispositif contraignant (voire non nécessaire dans leur prise en charge), ce qui a inévitablement impacté leur degré d'adhésion au protocole et, de fait, l'efficacité observée de la prise en charge. Cependant, la majeure partie de ces patients n'ont pas rejeté totalement le port des vêtements du fait de certains bénéfices observés mais ont indiqué qu'ils souhaiteraient les porter seulement de façon ponctuelle en fonction des besoins (*e.g.* douleurs importantes ou lors des pratiques physiques). A l'inverse, les patients pour lesquels les bénéfices ont été jugés importants ont indiqué que les vêtements avaient changé leur vie (*e.g.* « parfois un détail change la vie avec le SEDh »). D'autres commentaires mentionnent que : « c'est agréable de

sentir son corps », « cela soulage de se tenir droit en particulier au travail », « je n'ai plus de subluxations à l'épaule depuis que je porte les vêtements ». En ce sens, quatre sorties d'étude à M8 ont été observées parce que les patients concernés n'imaginaient plus leur vie sans les vêtements (« après une semaine d'arrêt du port des vêtements, je me sens complètement désorienté »). Il paraît clair à l'issue de cet écueil que les vêtements ont des bénéfices et doivent être proposés aux patients en particulier les plus touchés d'un point de vue fonctionnel (limitations fonctionnelles, douleurs importantes aux articulations).

5.2 Perspectives

La recherche sur le SEDh poursuit deux enjeux majeurs à savoir le diagnostic (i.e. compréhension des mécanismes à l'origine des troubles cliniques et fonctionnels) et la prise en charge des patients SEDh. Dans ce cadre, des programmes intéressants ont vu le jour tel que le « GoodHope Ehlers Danlos Syndrome Clinic » développé récemment à l'hôpital de Toronto. Un panel d'experts de diverses spécialités (i.e. douleur, réhabilitation, diététicien, gastro-entérologue, psychologue, cardiologue, neurologue) travaille ensemble pour fournir un diagnostic et des soins complets aux patients. Ces cliniciens mènent également des actions de recherche et de sensibilisation afin d'améliorer les connaissances à propos de la pathologie et de les transmettre (Mittal et al., 2021). Ce n'est qu'un exemple parmi d'autres qui entrevoient des perspectives très encourageantes concernant la compréhension du SEDh. En parallèle, de nombreux protocoles pluridisciplinaires sont mis en place (Celletti et al., 2021 ; Hakimi et al., 2020 ; Hanes, 2021). La difficulté dans ce cadre est de trouver un programme qui puisse répondre aux besoins de tous les patients malgré leur forte hétérogénéité (i.e. un programme homogène tout en laissant une certaine flexibilité pour l'individualiser aux patients).

Dans le cadre de la présente étude, le port des VC compressif a montré des effets à long terme relativement limités sur les données de marche. Plus spécifiquement, seuls les patients les plus touchés d'un point de vue fonctionnel (limitations fonctionnelles, douleurs importantes) semblent bénéficier d'un port quotidien. Pour ces patients, les VC permettent à minima de les remobiliser progressivement, de les sortir du déconditionnement physique et de la kinésiophobie grâce à l'effet compressif immédiat du vêtement (e.g. redressement postural ; perception du corps améliorée, limitations de la laxité articulaire). Inversement, un port quotidien ne serait pas justifié pour les patients les moins affectés fonctionnellement puisque les effets à long terme semblent limités. Néanmoins, un port ponctuel est suggéré afin de prévenir et éviter les blessures lors de la pratique sportive en bénéficiant de ces effets immédiats. Sur la base du protocole VITALISED, des futures études devront être conduites afin d'élucider la question des profils de

patients qui bénéficieraient le plus des VC en prenant le soin de distinguer, d'une part les effets immédiats et, d'autre part, les effets à long-termes des VC. Egalement, ces études devront prendre en compte l'importance des contraintes liées au port des vêtements précédemment définies afin de favoriser leur acceptabilité. De manière plus générale, à l'issue du présent travail de thèse, pour toutes études visant à évaluer les bénéfices d'une prise en charge sur le SEDh, nous recommandons de :

(1) Recruter un nombre important de patients SEDh ou intégrer des critères d'inclusions spécifiques afin de considérer l'importante hétérogénéité interindividuelle de la sévérité des symptômes et les éventuelles sorties d'études. Par ailleurs, si l'échantillon le permet, il semble pertinent de catégoriser les patients selon la sévérité de ces symptômes cliniques ou la déficience fonctionnelle objective.

(2) Evaluer objectivement la qualité de vie des patients SEDh à partir des questionnaires cliniques (*e.g.* fatigue, dépression, anxiété, sommeil, sédentarité). Cette évaluation paraît essentiel compte-tenu des différences interindividuelles dans le SEDh et de son altération largement documentée dans la littérature.

(3) Intégrer systématiquement un suivi psychologique des participants pour répondre à un besoin clinique tout en favorisant le maintien de la personne dans une étude longitudinale.

(4) Implémenter une approche biopsychosociale dans la prise en charge afin de permettre l'autonomisation du patient (*i.e.* autogestion), la connaissance de la maladie et son acceptation (*i.e.* évaluer l'impact qu'elle a sur son organisme et définir des stratégies individuelles pour soulager les symptômes), et la création de réseaux sociaux (*e.g.* récits positifs de patients qui abordent la manière dont elles font face à l'impact psychosocial). La connaissance et l'acceptation de la maladie des patients SEDh est un premier pas nécessaire vers l'acceptation des moyens thérapeutiques. Ce point est important à considérer en particulier lorsque les patients sont recrutés juste après que le diagnostic ait été posé comme ce fut le cas dans VITALISED.

(5) Evaluer objectivement l'acceptabilité des patients à l'égard de la prise en charge et sa satisfaction en particulier lorsque la prise en charge présente de nombreuses contraintes à l'instar du port des vêtements compressifs.

Pour terminer, en termes de prise en charge clinique, il semble important que les patients SEDh soient des partenaires actifs dans la co-conception d'interventions. Par exemple, lors de la prescription des vêtements compressifs, nous suggérons que les cliniciens devraient évaluer en

collaboration avec le patient l'intérêt pour celui-ci de les porter (*i.e.* durée et fréquence) en fonction de son profil (*e.g.* sévérité des symptômes fonctionnels, l'acceptation vis-à-vis du port des VC).

Ce travail constitue une étape importante de l'analyse des données de l'étude VITALISED. Les analyses futures, qui seront complémentaires à celles menées dans le cadre de cette thèse (*i.e.* contrôle postural, données cliniques, neuropsychologiques, actimétriques, et en provenance de la plateforme HUBER® 360) permettront d'évaluer les bénéfices des vêtements compressifs sur d'autres dimensions (*e.g.* posture, cognition, mobilité, sommeil) et à différentes temporalités (effets immédiats vs à long terme).

6 CONCLUSION

Ce travail de thèse a permis d'étudier l'implication cognitive dans le contrôle locomoteur dans des environnements visuellement perturbés chez des sujets sains et des patients présentant le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile (i.e. déficit proprioceptif). Le contrôle locomoteur a été évalué à partir de la combinaison de mesures cinématiques (i.e. stationnarité, variabilité et complexité) et neuromusculaires (i.e. flexibilité de la commande motrice et synchronisation intermusculaire). Les résultats de ce travail de thèse ont montré que :

(1) Les jeunes adultes sains ont réussi à contrôler efficacement leur marche lorsqu'ils étaient soumis à des environnements visuels déstabilisants et que ce contrôle nécessitait relativement peu de ressources attentionnelles. Une relative invariance spatiale et temporelle des SM a été observée lors de la marche sur tapis à vitesse fixe en réponse aux perturbations ML du flux optique. Finalement, l'augmentation de la variabilité (cinématique et neuromusculaire) induite par ces perturbations est compensée par un élargissement du pas et un contrôle plus resserré dans la direction ML sans qu'il soit nécessaire de faire intervenir la commande motrice. L'ajout d'une tâche simultanée de mémoire de travail a atténué les effets négatifs des perturbations ML du flux optique sur le contrôle de la marche dans la direction AP (i.e. variabilité de la vitesse du pas), mais pas dans la direction ML, probablement parce que le contrôle de la marche est prioritaire dans cette dernière. En effet, en présence d'une charge cognitive élevée, le jeune adulte donne la priorité au contrôle ML de la marche au dépend du contrôle AP, ce qui ne l'empêche pas de réaliser efficacement la tâche cognitive. En ce sens, le contrôle ML de la marche ne peut être délaissé, au risque que l'instabilité ne provoque une chute. Ces résultats corroborent l'idée d'un contrôle dynamique passif de la marche dans la direction AP (fonctionnement « automatique ») et actif dans la direction ML. Cette stratégie s'avère efficace puisqu'elle permettait de maintenir la performance cognitive en double tâche. Les sujets contrôles de VITALISED ont également été capables de maintenir une performance cognitive en double tâche dans des conditions plus écologiques notamment à vitesse asservie. Dans ces conditions, les adultes sains ont adopté une vitesse de marche réduite afin d'améliorer leur stabilité globale et libérer des ressources vers la tâche cognitive. Ainsi, face à des perturbations AP et ML du flux optique, les individus sains sont capables de tirer profit de l'abondance motrice en adoptant les stratégies de contrôle de la marche les moins coûteuses en termes de ressources attentionnelles. Dans l'ensemble, la complexification de la tâche locomotrice, par la manipulation du flux optique, a eu un impact limité chez des participants en bonne santé.

(2) Les patients SEDh ont une marche plus ralentie et plus variable et un coût cognitif associé au contrôle de la marche plus élevé que les sujets contrôles (désautomatisation). Mais, le

résultat le plus intéressant est que, en condition de double tâche exécutive, les patients SEDh privilégient le contrôle de la marche au détriment de la performance cognitive, contrairement aux SC pour lesquels le contrôle de la marche est modifié afin de maintenir le même niveau de performance dans la tâche cognitive. En ce sens, nous suggérons que les modifications de la marche observées chez les SEDh pourraient principalement être expliquées par une désautomatisation de la marche consécutive d'un déconditionnement physique (modèle peur-évitement) et non du déficit proprioceptif. Enfin, les perturbations du flux optique appliquées dans la direction AP (FA, FI) n'ont pas eu plus d'impact sur les patients SEDh que sur les SC. Or, en raison de la plus grande visuo dépendance des patients SEDh, on aurait pu s'attendre à un effet « guidage » du flux optique (*visual guidance*) plus important chez les patients SEDh, en raison de leur plus grande difficulté à se détacher des informations visuelles, même si elles ne sont pas fiables. Cette absence d'effet pourrait être expliquée par l'importante hétérogénéité au sein de l'échantillon de patients SEDh ou le fait que les perturbations appliquées étaient continues (i.e. prévisibles).

(3) le port des VC lors de la prise en charge des patients SEDh ne semble pas avoir amélioré le contrôle de la marche ni réduit le coût cognitif associé à ce contrôle. L'absence d'effet suggère donc un impact limité des VC à long terme. En effet, le port des VC associée à la réalisation de séances de rééducation proprioceptive n'a pas aidé le développement et la consolidation de réseaux neuronaux favorisant l'émergence de stratégies sensorielles optimisées. Plusieurs hypothèses liées au VC ont été proposées dans le cadre de cette thèse pour expliquer ces résultats et méritent d'être investiguées. Egalement, bien qu'aucun effet n'ait été observé sur la marche, la performance cognitive des patients SEDh s'est améliorée suite à la prise en charge. Une amélioration de la qualité de vie après la prise en charge pourrait expliquer ce résultat. En ce sens, des analyses corrélationnelles à partir des questionnaires cliniques seront menées dans le futur afin d'expliquer ce résultat intéressant. Cependant, les résultats de l'étude VITALISED doivent être interprétés avec prudence en raison : (i) de la taille insuffisante de l'échantillon, (ii) la variabilité interindividuelle de la sévérité des symptômes, et (iii) du contexte (COVID-19) dans lequel l'étude a été réalisée.

D'un point de vue clinique, ce travail a confirmé la nécessité de recruter un grand nombre de patients SEDh dans les études futures afin de prendre en compte l'importante hétérogénéité interindividuelle de la sévérité des symptômes. En cas d'échantillon le permettant, il semble pertinent de classer les patients selon la sévérité de leurs symptômes cliniques ou de leur déficience fonctionnelle (objectivée par des tests). Dans le cadre de cette étude, tous les patients SEDh ne bénéficient pas de la suppléance proprioceptive de façon univoque. Cependant, des analyses futures menées sur les données de l'étude VITALISED permettront d'évaluer cette efficacité sur d'autres dimensions (posture, cognition, mobilité, sommeil) en plus d'intégrer les effets à court terme.

Bibliographie

- Abbasi, A., Zamanian, M., & Svoboda, Z. (2019). Nonlinear approach to study the acute effects of static and dynamic stretching on local dynamic stability in lower extremity joint kinematics and muscular activity during pedalling. *Human Movement Science*, 66, 440-448. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.05.025>
- Abd, A. T., Singh, R. E., Iqbal, K., & White, G. (2021). A Perspective on Muscle Synergies and Different Theories Related to Their Adaptation. *Biomechanics*, 1(2), 253-263. <https://doi.org/10.3390/biomechanics1020021>
- Abelson, E., Beckmann, E. A., Nahman-Averbuch, H., King, C. D., Coghill, R. C., & Mano, K. E. J. (2022). The Interactive Effect of Pain Catastrophizing and Experimental Pain on Working Memory Performance as a Function of Cognitive Load. *The Journal of Pain*, 23(5, Supplement), 5. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2022.03.020>
- Abernethy, B. (1988). Dual-task methodology and motor skills research : Some applications and methodological constraints. *Journal of Human Movement Studies*, 14(3), 101-132.
- Acuña, S. A., Francis, C. A., Franz, J. R., & Thelen, D. G. (2019). The effects of cognitive load and optical flow on antagonist leg muscle coactivation during walking for young and older adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 44, 8-14. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.11.003>
- Adib, N., Davies, K., Grahame, R., Woo, P., & Murray, K. J. (2005). Joint hypermobility syndrome in childhood. A not so benign multisystem disorder? *Rheumatology (Oxford, England)*, 44(6), 744-750. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keh557>
- Ahmadi, S., Sepehri, N., Wu, C., & Szturm, T. (2018). Sample Entropy of Human Gait Center of Pressure Displacement : A Systematic Methodological Analysis. *Entropy*, 20(8), 579. <https://doi.org/10.3390/e20080579>
- Ahmadi, S., Sepehri, N., Wu, C., & Szturm, T. (2019). Comparison of selected measures of gait stability derived from center of pressure displacement signal during single and dual-task treadmill walking. *Medical Engineering & Physics*, 74, 49-57. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.07.018>
- Ahmadi, S., Wu, C., Sepehri, N., Kantikar, A., Nankar, M., & Szturm, T. (2018). The Effects of Aging and Dual Tasking on Human Gait Complexity During Treadmill Walking : A Comparative Study Using Quantized Dynamical Entropy and Sample Entropy. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(1), 011006. <https://doi.org/10.1115/1.4037945>
- Alahmoradiqashqai, A. (2022). Full-Body Biomechanical Characterization of Children with Hypermobile Ehlers-Danlos Syndrome During Gait and Activities of Daily Living. *Theses and Dissertations*. <https://dc.uwm.edu/etd/2858>
- Allaert, F., Rastel, D., Graissaguel, A., Chaufferind, G., & Hamel-Desnos, C. (2015). Méthodologie d'évaluation des propriétés psychométriques et présentation d'un autoquestionnaire d'adhésion à la compression élastique. *Journal des Maladies Vasculaires*, 40(2), 129. <https://doi.org/10.1016/j.jmv.2014.12.047>
- Alomari, M., Hitawala, A., Chadalavada, P., Covut, F., Al Momani, L., Khazaaleh, S., Gosai, F., Al Ashi, S., Abushahin, A., & Schneider, A. (2020). Prevalence and Predictors of Gastrointestinal Dysmotility in Patients with Hypermobile Ehlers-Danlos Syndrome : A Tertiary Care Center Experience. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.7881>
- Alsiri, N., Cramp, M., Barnett, S., & Palmer, S. (2020). The effects of joint hypermobility syndrome on the kinematics and kinetics of the vertical jump test. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 55, 102483. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102483>
- Alsiri, N. F. (2017). *The impact of Joint Hypermobility Syndrome in adults : A quantitative exploration of neuromuscular impairments, activity limitations and participation restrictions*.

- Alsiri, N. F., Alhadhoud, M. A., & Palmer, S. (2021). The impact of the COVID-19 on research. *Journal of Clinical Epidemiology*, *129*, 124-125. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2020.09.040>
- Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K., & Cockburn, J. (2011). Cognitive motor interference while walking : A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *35*(3), 715-728. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.08.008>
- Aman, J. E., Elangovan, N., Yeh, I.-L., & Konczak, J. (2015). The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function : A systematic review. *Frontiers in Human Neuroscience*, *8*. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01075>
- Amato, I. (1992). Chaos Breaks Out at NIH, But Order May Come of It. *Science*, *256*(5065), 1763-1764. <https://doi.org/10.1126/science.1615321>
- Aoi, S., & Funato, T. (2016). Neuromusculoskeletal models based on the muscle synergy hypothesis for the investigation of adaptive motor control in locomotion via sensory-motor coordination. *Neuroscience Research*, *104*, 88-95. <https://doi.org/10.1016/j.neures.2015.11.005>
- Arvin, M., Hoozemans, M. J. M., Pijnappels, M., Duysens, J., Verschueren, S. M., & van Dieën, J. H. (2018). Where to Step? Contributions of Stance Leg Muscle Spindle Afference to Planning of Mediolateral Foot Placement for Balance Control in Young and Old Adults. *Frontiers in Physiology*, *9*, 1134. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01134>
- Atuesta-Rodriguez, A. J., Medina-Velasquez, Y. F., Motta, O., Narvaez-Reyes, M. I., & Rondon-Herrera, F. (2021). Association between Postural Orthostatic Tachycardia Syndrome and Joint Hypermobility. *Case Reports in Cardiology*, *2021*, 1-4. <https://doi.org/10.1155/2021/8875003>
- Atwell, K., Michael, W., Dubey, J., James, S., Martonffy, A., Anderson, S., Rudin, N., & Schragger, S. (2021). Diagnosis and Management of Hypermobility Spectrum Disorders in Primary Care. *The Journal of the American Board of Family Medicine*, *34*(4), 838-848. <https://doi.org/10.3122/jabfm.2021.04.200374>
- Aubry-Rozier, B., Schwitzguebel, A., Valerio, F., Tanniger, J., Paquier, C., Berna, C., Hügler, T., & Benaim, C. (2021). Are patients with hypermobile Ehlers–Danlos syndrome or hypermobility spectrum disorder so different? *Rheumatology International*, *41*(10), 1785-1794. <https://doi.org/10.1007/s00296-021-04968-3>
- Baeza-Velasco, C., Bulbena, A., Pailhez, G., Bourdon, C., & de Jouvencel, M. (2016). Syndrome d'Ehlers-Danlos hypermobile : Considérations psychologiques. *Journal de Réadaptation Médicale : Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation*, *36*(1), 78-84. <https://doi.org/10.1016/j.jrm.2015.09.004>
- Baeza-Velasco, C., Pailhez, G., Bulbena, A., & Baghdadli, A. (2015). Joint hypermobility and the heritable disorders of connective tissue : Clinical and empirical evidence of links with psychiatry. *General Hospital Psychiatry*, *37*(1), 24-30. <https://doi.org/10.1016/j.genhosppsych.2014.10.002>
- Baige, K., Noé, F., Bru, N., & Paillard, T. (2020). Effects of Compression Garments on Balance Control in Young Healthy Active Subjects : A Hierarchical Cluster Analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*, *14*, 582514. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.582514>
- Bardy, B. G., Warren, W. H., & Kay, B. A. (1996). Motion parallax is used to control postural sway during walking. *Experimental Brain Research*, *111*(2), 271-282. <https://doi.org/10.1007/BF00227304>
- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomechanics*, *6*(2), 224-243. <https://doi.org/10.1080/14763140701322994>
- Barwick, F., Arnett, P., & Slobounov, S. (2012). EEG correlates of fatigue during administration of a neuropsychological test battery. *Clinical Neurophysiology*, *123*(2), 278-284. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.06.027>

- Bates, A. V., & Alexander, C. M. (2015). Kinematics and kinetics of people who are hypermobile. A systematic review. *Gait & Posture*, 41(2), 361-369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.009>
- Bates, A. V., McGregor, A. H., & Alexander, C. M. (2021). Comparing sagittal plane kinematics and kinetics of gait and stair climbing between hypermobile and non-hypermobile people ; a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 712. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04549-2>
- Bates, D., Mächler, M., Bolker, B., & Walker, S. (2015). Fitting Linear Mixed-Effects Models Using **lme4**. *Journal of Statistical Software*, 67(1). <https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>
- Bauby, C. E., & Kuo, A. D. (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1433-1440. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00101-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00101-9)
- Bayot, M., Dujardin, K., Tard, C., Defebvre, L., Bonnet, C. T., Allart, E., & Delval, A. (2018). The interaction between cognition and motor control : A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiologie Clinique*, 48(6), 361-375. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.10.003>
- Beauchet, O., Dubost, V., Aminian, K., Gonthier, R., & Kressig, R. W. (2005). Dual-task-related gait changes in the elderly : Does the type of cognitive task matter? *Journal of Motor Behavior*, 37(4), 259-264.
- Beauchet, O., Kressig, R. W., Najafi, E., Aminian, K., Dubost, V., & Mourey, F. (2003). Age-Related decline of gait control under a dual-task Condition. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(8), 1187-1188. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51385.x>
- Beauchet, P. O. (2012). *Intérêts de la double tâche dans l'évaluation des troubles de la marche du sujet âgé.*
- Beighton, P., De Paepe, A., Steinmann, B., Tsipouras, P., & Wenstrup, R. J. (1998). Ehlers-Danlos syndromes : Revised nosology, Villefranche, 1997. Ehlers-Danlos National Foundation (USA) and Ehlers-Danlos Support Group (UK). *American Journal of Medical Genetics*, 77(1), 31-37. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1096-8628\(19980428\)77:1<31::aid-ajmg8>3.0.co ;2-o](https://doi.org/10.1002/(sici)1096-8628(19980428)77:1<31::aid-ajmg8>3.0.co ;2-o)
- Beilock, S. L., Bertenthal, B. I., McCoy, A. M., & Carr, T. H. (2004). Haste does not always make waste : Expertise, direction of attention, and speed versus accuracy in performing sensorimotor skills. *Psychonomic Bulletin and Review*, 11(2), 373-379. <https://doi.org/10.3758/BF03196585>
- Bénistan, K., & Gillas, F. (2020). Pain in Ehlers-Danlos syndromes. *Joint Bone Spine*, 87(3), 199-201. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2019.09.011>
- Bennett, S. E. (2020). *Understanding the psychosocial impact of Joint Hypermobility and Ehlers-Danlos Syndromes.*
- Bennett, S. E., Walsh, N., Moss, T., & Palmer, S. (2019). The lived experience of Joint Hypermobility and Ehlers-Danlos Syndromes : A systematic review and thematic synthesis. *Physical Therapy Reviews*, 24(1-2), 12-28. <https://doi.org/10.1080/10833196.2019.1590674>
- Bennett, S. E., Walsh, N., Moss, T., & Palmer, S. (2021). Understanding the psychosocial impact of joint hypermobility syndrome and Ehlers–Danlos syndrome hypermobility type : A qualitative interview study. *Disability and Rehabilitation*, 43(6), 795-804. <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1641848>
- Benoit, C.-E., Solopchuk, O., Borrágán, G., Carbonnelle, A., Van Durme, S., & Zénon, A. (2019). Cognitive task avoidance correlates with fatigue-induced performance decrement but not with subjective fatigue. *Neuropsychologia*, 123, 30-40. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2018.06.017>

- Berglund, B., Nordström, G., Hagberg, C., & Mattiasson, A.-C. (2005). Foot pain and disability in individuals with Ehlers – Danlos syndrome (EDS) : Impact on daily life activities. *Disability and Rehabilitation*, 27(4), 164-169. <https://doi.org/10.1080/09638280400009352>
- Berglund, B., Pettersson, C., Pigg, M., & Kristiansson, P. (2015). Self-reported quality of life, anxiety and depression in individuals with Ehlers-Danlos syndrome (EDS) : A questionnaire study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16, 89. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0549-7>
- Bernstein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press. <http://books.google.com/books?id=F9dqAAAAMAAJ>
- Berthoz, A. (1991). Reference frames for the perception and control of movement. In *Brain and space* (p. 81-111). Oxford University Press.
- Berthoz, A. (2006). *Physiologie de la perception et de l'action*.
- Beurskens, R., Steinberg, F., Antoniewicz, F., Wolff, W., & Granacher, U. (2016). Neural Correlates of Dual-Task Walking : Effects of Cognitive versus Motor Interference in Young Adults. *Neural Plasticity*, 2016, e8032180. <https://doi.org/10.1155/2016/8032180>
- Beurskens, R., Wilken, J. M., & Dingwell, J. B. (2014). Dynamic stability of individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. *Journal of Biomechanics*, 47(7), 1675-1681. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.02.033>
- Bizzi, E., & Cheung, V. C. K. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00051>
- Blomberg, R., Johansson Capusan, A., Signoret, C., Danielsson, H., & Rönnerberg, J. (2021). The Effects of Working Memory Load on Auditory Distraction in Adults With Attention Deficit Hyperactivity Disorder. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15, 771711. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.771711>
- Blons, E. (2020). *Dynamiques individuelles et collectives de la complexité de signaux physiologiques en situation de stress induit*.
- Boisgontier, M., Mignardot, J.-B., Nougier, V., Olivier, I., & Palluel, E. (2011). Le coût attentionnel associé aux fonctions exécutives impliquées dans le contrôle postural. *Science & Motricité*, 74, 53-64. <https://doi.org/10.1051/sm/2011106>
- Booshanam, D. S., Cherian, B., Joseph, C. P. A. R., Mathew, J., & Thomas, R. (2011). Evaluation of posture and pain in persons with benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatology International*, 31(12), 1561-1565. <https://doi.org/10.1007/s00296-010-1514-2>
- Bourke, P. A., Duncan, J., & Nimmo-Smith, I. (1996). A General Factor Involved in Dual-task Performance Decrement. *Ergonomics*, 39(3), 525-545.
- Bowie, C. R., Milanovic, M., Tran, T., & Cassidy, S. (2017). Disengagement from tasks as a function of cognitive load and depressive symptom severity. *Cognitive Neuropsychiatry*, 22(1), 83-94. <https://doi.org/10.1080/13546805.2016.1267617>
- Brach, J. S., Berlin, J. E., VanSwearingen, J. M., Newman, A. B., & Studenski, S. A. (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1), 21. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-21>
- Bravo, J. F. (2016). La dysautonomie dans le syndrome Ehlers-Danlos type III. *Journal de Réadaptation Médicale : Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation*, 36(1), 52-55. <https://doi.org/10.1016/j.jrm.2016.01.001>
- Brennan, K. A. M., & Creaven, A.-M. (2016). Living with invisible illness : Social support experiences of individuals with systemic lupus erythematosus. *Quality of Life Research: An International Journal of Quality of Life Aspects of Treatment, Care and Rehabilitation*, 25(5), 1227-1235. <https://doi.org/10.1007/s11136-015-1151-z>

- Broadbent, D. E. (1958). *Perception and communication* (p. v, 340). Pergamon Press. <https://doi.org/10.1037/10037-000>
- Brock, I. (2021). *Non-pharmacological treatments in EDS*. Ehlers Danlos Society.
- Brockhoff, L., Schindler, S., Bruchmann, M., & Straube, T. (2022). Effects of perceptual and working memory load on brain responses to task-irrelevant stimuli : Review and implications for future research. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *135*, 104580. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2022.104580>
- Brough, L. G., & Neptune, R. R. (2022). Individual muscle responses to mediolateral foot placement perturbations during walking. *Journal of Biomechanics*, *141*, 111201. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111201>
- Brown, R., & Chua, L. O. (1996). Clarifying chaos : Examples and counterexamples. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, *06*(02), 219-249. <https://doi.org/10.1142/S0218127496000023>
- Brown, T. G. (1911). The Intrinsic Factors in the Act of Progression in the Mammal. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character*, *84*(572), 308-319.
- Bruijn, S. M., Bregman, D. J. J., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2012). Maximum Lyapunov exponents as predictors of global gait stability : A modelling approach. *Medical Engineering & Physics*, *34*(4), 428-436. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.07.024>
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Assessing the stability of human locomotion : A review of current measures. *Journal of The Royal Society Interface*, *10*(83), 20120999. <https://doi.org/10.1098/rsif.2012.0999>
- Bruijn, S. M., & van Dieën, J. H. (2018). Control of human gait stability through foot placement. *Journal of The Royal Society Interface*, *15*(143), 20170816. <https://doi.org/10.1098/rsif.2017.0816>
- Bruijn, S. M., van Dieën, J. H., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2009). Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. *Journal of Neuroscience Methods*, *178*(2), 327-333. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.12.015>
- Bulbena, A., Baeza-Velasco, C., Bulbena-Cabré, A., Pailhez, G., Critchley, H., Chopra, P., Mallorquí-Bagué, N., Frank, C., & Porges, S. (2017). Psychiatric and psychological aspects in the Ehlers–Danlos syndromes. *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, *175*(1), 237-245. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31544>
- Bulbena-Cabré, A., Baeza-Velasco, C., Rosado-Figuerola, S., & Bulbena, A. (2021). Updates on the psychological and psychiatric aspects of the Ehlers–Danlos syndromes and hypermobility spectrum disorders. *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, *187*(4), 482-490. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31955>
- Bulbena-Cabre, A., & Bulbena, A. (2018). Anxiety and joint hypermobility : An unexpected association. *Current Psychiatry*, *17*, 15-21.
- Burggren, W. W., & Monticino, M. G. (2005). Assessing physiological complexity. *The Journal of Experimental Biology*, *208*(Pt 17), 3221-3232. <https://doi.org/10.1242/jeb.01762>
- Buryk-Iggers, S., Mittal, N., Mina, D. S., Adams, S. C., Englesakis, M., Rachinsky, M., Lopez-Hernandez, L., Hussey, L., McGillis, L., McLean, L., Laflamme, C., Rozenberg, D., & Clarke, H. (2022). Exercise and rehabilitation in people with Ehlers-Danlos syndrome : A systematic review. *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation*, 100189. <https://doi.org/10.1016/j.arrct.2022.100189>
- Buurke, T. J. W., Lamothe, C. J. C., Vervoort, D., van der Woude, L. H. V., & den Otter, R. (2018). Adaptive control of dynamic balance in human gait on a split-belt treadmill. *The Journal of Experimental Biology*, *221*(Pt 13), jeb174896. <https://doi.org/10.1242/jeb.174896>

- Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A., & Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *18*(5), 435-443. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00029-9](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00029-9)
- Buzzi, U. H., & Ulrich, B. D. (2004). Dynamic Stability of Gait Cycles as a Function of Speed and System Constraints. *Motor Control*, *8*(3), 241-254. <https://doi.org/10.1123/mcj.8.3.241>
- Caballero, C., Davids, K., Heller, B., Wheat, J., & Moreno, F. J. (2019). Movement variability emerges in gait as adaptation to task constraints in dynamic environments. *Gait & Posture*, *70*, 1-5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.002>
- Camazine, S., Deneubourg, J., Franks, N., Sneyd, J., Theraulaz, G., & Bonabeau, E. (2001). *Self-Organization in Biological Systems*. Princeton University Press.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of Neurophysiology*, *95*(6), 3426-3437. <https://doi.org/10.1152/jn.00081.2006>
- Caramia, C., Bernabucci, I., D'Anna, C., Marchis, C. D., & Schmid, M. (2017). Gait parameters are differently affected by concurrent smartphone-based activities with scaled levels of cognitive effort. *PLOS ONE*, *12*(10), e0185825. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0185825>
- Castano, C. R., Lee, L. D., & Huang, H. J. (2023). Speeding up : Discrete mediolateral perturbations increased self-paced walking speed in young and older adults. *Gait & Posture*, *102*, 198-204. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.04.003>
- Castori, M. (2021). Deconstructing and reconstructing joint hypermobility on an evo-devo perspective. *Rheumatology (Oxford, England)*, *60*(6), 2537-2544. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keab196>
- Castori, M., Sperduti, I., Celletti, C., Camerota, F., & Grammatico, P. (2011). *Symptom and joint mobility progression in the joint hypermobility syndrome (Ehlers-Danlos syndrome, hypermobility type)*.
- Castori, M., Tinkle, B., Levy, H., Grahame, R., Malfait, F., & Hakim, A. (2017). A framework for the classification of joint hypermobility and related conditions. *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, *175*(1), 148-157. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31539>
- Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., & Stergiou, N. (2005). A Nonlinear Dynamic Approach for Evaluating Postural Control. *Sports Medicine*, *35*(11), 935-950. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535110-00002>
- Cavanaugh, J. T., Kochi, N., & Stergiou, N. (2010). Nonlinear Analysis of Ambulatory Activity Patterns in Community-Dwelling Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *65A*(2), 197-203. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp144>
- Cegarra, J., & Morgado, N. (2009). *Étude des propriétés de la version francophone du NASA-TLX*. 6.
- Celletti, C., Borsellino, B., Castori, M., Censi, F., Calcagnini, G., Camerota, F., & Strano, S. (2020). A new insight on postural tachycardia syndrome in 102 adults with hypermobile Ehlers-Danlos Syndrome/hypermobility spectrum disorder. *Monaldi Archives for Chest Disease*, *90*(2). <https://doi.org/10.4081/monaldi.2020.1286>
- Celletti, C., Camerota, F., Castori, M., Censi, F., Gioffrè, L., Calcagnini, G., & Strano, S. (2017). Orthostatic Intolerance and Postural Orthostatic Tachycardia Syndrome in Joint Hypermobility Syndrome/Ehlers-Danlos Syndrome, Hypermobility Type : Neurovegetative Dysregulation or Autonomic Failure? *BioMed Research International*, *2017*, 1-7. <https://doi.org/10.1155/2017/9161865>
- Celletti, C., Galli, M., Cimolin, V., Castori, M., Tenore, N., Albertini, G., & Camerota, F. (2013). Use of the Gait Profile Score for the evaluation of patients with joint hypermobility syndrome/Ehlers–

- Danlos syndrome hypermobility type. *Research in Developmental Disabilities*, 34(11), 4280-4285. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.09.019>
- Celletti, C., Paolucci, T., Maggi, L., Volpi, G., Billi, M., Mollica, R., & Camerota, F. (2021). Pain Management through Neurocognitive Therapeutic Exercises in Hypermobile Ehlers–Danlos Syndrome Patients with Chronic Low Back Pain. *BioMed Research International*, 2021, 1-7. <https://doi.org/10.1155/2021/6664864>
- Chaisanguanthum, K. S., Shen, H. H., & Sabes, P. N. (2014). Motor variability arises from a slow random walk in neural state. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 34(36), 12071-12080. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3001-13.2014>
- Chaléat-Valayer, E., Denis, A., Zelmar, A., Pujol, A., Bernadou, A., Bard-Pondarré, R., & Touzet, S. (2022). VETCOSED study : Efficacy of compressive garments for patients with hypermobile Ehlers–Danlos syndrome on shoulder stability and muscles strength. *Disability and Rehabilitation*, 44(13), 3165-3172. <https://doi.org/10.1080/09638288.2020.1860142>
- Challal, S., Minichiello, E., Funalot, B., & Boissier, M.-C. (2015). Ehlers–Danlos syndrome in rheumatology : Diagnostic and therapeutic challenges. *Joint Bone Spine*, 82(5), 305-307. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2015.04.002>
- Chamberlin, M. E., Fulwider, B. D., Sanders, S. L., & Medeiros, J. M. (2005). Does Fear of Falling Influence Spatial and Temporal Gait Parameters in Elderly Persons Beyond Changes Associated With Normal Aging? *The Journals of Gerontology: Series A*, 60(9), 1163-1167. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.9.1163>
- Chen, W., Zhuang, J., Yu, W., & Wang, Z. (2009). Measuring complexity using FuzzyEn, ApEn, and SampEn. *Medical Engineering & Physics*, 31(1), 61-68. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.04.005>
- Cheung, V. C. K., Piron, L., Agostini, M., Silvoni, S., Turolla, A., & Bizzi, E. (2009). Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 106(46), 19563-19568. <https://doi.org/10.1073/pnas.0910114106>
- Cheung, V. C. K., Turolla, A., Agostini, M., Silvoni, S., Bennis, C., Kasi, P., Paganoni, S., Bonato, P., & Bizzi, E. (2012). Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(36), 14652-14656. <https://doi.org/10.1073/pnas.1212056109>
- Chiba, R., Takakusaki, K., Ota, J., Yozu, A., & Hago, N. (2016). Human upright posture control models based on multisensory inputs ; in fast and slow dynamics. *Neuroscience Research*, 104, 96-104. <https://doi.org/10.1016/j.neures.2015.12.002>
- Chohan, K., Mittal, N., McGillis, L., Lopez-Hernandez, L., Camacho, E., Rachinsky, M., Mina, D. S., Reid, W. D., Ryan, C. M., Champagne, K. A., Orchanian-Cheff, A., Clarke, H., & Rozenberg, D. (2021). A review of respiratory manifestations and their management in Ehlers–Danlos syndromes and hypermobility spectrum disorders. *Chronic Respiratory Disease*, 18, 147997312110253. <https://doi.org/10.1177/14799731211025313>
- Choi, J.-S., Kang, D.-W., Seo, J.-W., & Tack, G.-R. (2017). Fractal fluctuations in spatiotemporal variables when walking on a self-paced treadmill. *Journal of Biomechanics*, 65, 154-160. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.10.015>
- Chopra, P., Castelli, D. M., & Dingwell, J. B. (2018). Cognitively Demanding Object Negotiation While Walking and Texting. *Scientific Reports*, 8(1), 17880. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-36230-5>
- Chopra, P., Tinkle, B., Hamonet, C., Brock, I., Gompel, A., Bulbena, A., & Francomano, C. (2017). Pain management in the Ehlers–Danlos syndromes. *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, 175(1), 212-219. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31554>

- Chou, Y. -h., Wagenaar, R. C., Saltzman, E., Giphart, J. E., Young, D., Davidsdottir, R., & Cronin-Golomb, A. (2009). Effects of Optic Flow Speed and Lateral Flow Asymmetry on Locomotion in Younger and Older Adults : A Virtual Reality Study. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, *64B*(2), 222-231. <https://doi.org/10.1093/geronb/gbp003>
- Chow, J. Y., Davids, K., Button, C., & Koh, M. (2008). Coordination changes in a discrete multi-articular action as a function of practice. *Acta Psychologica*, *127*(1), 163-176. <https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2007.04.002>
- Chudasama, Y. V., Gillies, C. L., Zaccardi, F., Coles, B., Davies, M. J., Seidu, S., & Khunti, K. (2020). Impact of COVID-19 on routine care for chronic diseases : A global survey of views from healthcare professionals. *Diabetes & Metabolic Syndrome*, *14*(5), 965-967. <https://doi.org/10.1016/j.dsx.2020.06.042>
- Chvatal, S. A., & Ting, L. H. (2013). Common muscle synergies for balance and walking. *Frontiers in Computational Neuroscience*, *7*. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00048>
- Cignetti, F., Decker, L. M., & Stergiou, N. (2012). Sensitivity of the Wolf's and Rosenstein's Algorithms to Evaluate Local Dynamic Stability from Small Gait Data Sets. *Annals of Biomedical Engineering*, *40*(5), 1122-1130. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0474-3>
- Cimolin, V., Galli, M., Vismara, L., Grugni, G., Camerota, F., Celletti, C., Albertini, G., Rigoldi, C., & Capodaglio, P. (2011). Gait pattern in two rare genetic conditions characterized by muscular hypotonia : Ehlers–Danlos and Prader–Willi syndrome. *Research in Developmental Disabilities*, *32*(5), 1722-1728. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.02.028>
- Clark, D. J. (2015). Automaticity of walking : Functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in Human Neuroscience*, *9*. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00246>
- Clark, D. J., Christou, E. A., Ring, S. A., Williamson, J. B., & Doty, L. (2014). Enhanced Somatosensory Feedback Reduces Prefrontal Cortical Activity During Walking in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *69*(11), 1422-1428. <https://doi.org/10.1093/gerona/glu125>
- Clark, D. J., Kautz, S. A., Bauer, A. R., Chen, Y.-T., & Christou, E. A. (2013). Synchronous EMG Activity in the Piper Frequency Band Reveals the Corticospinal Demand of Walking Tasks. *Annals of Biomedical Engineering*, *41*(8), 1778-1786. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0832-4>
- Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of Healthy Motor Modules Predicts Reduced Locomotor Performance and Muscle Coordination Complexity Post-Stroke. *Journal of Neurophysiology*, *103*(2), 844-857. <https://doi.org/10.1152/jn.00825.2009>
- Clark, J. E. (1995). On Becoming Skillful : Patterns and Constraints. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *66*(3), 173-183. <https://doi.org/10.1080/02701367.1995.10608831>
- Clark, N. L., Johnson, M., Rangan, A., Kottam, L., & Swainston, K. (2023). The biopsychosocial impact of hypermobility spectrum disorders in adults : A scoping review. *Rheumatology International*. <https://doi.org/10.1007/s00296-023-05298-2>
- Clayton, H. A., Cressman, E. K., & Henriques, D. Y. P. (2013). Proprioceptive sensitivity in Ehlers–Danlos syndrome patients. *Experimental Brain Research*, *230*(3), 311-321. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3656-4>
- Clayton, H. A., Hart, B. M. 't, & Henriques, D. Y. P. (2021). *Proprioceptive imprecision in Ehlers-Danlos Syndrome does not affect the extent of sensorimotor plasticity* (p. 2021.04.09.439251). bioRxiv. <https://doi.org/10.1101/2021.04.09.439251>
- Clayton, H. A., Jones, S. A. H., & Henriques, D. Y. P. (2015). Proprioceptive precision is impaired in Ehlers–Danlos syndrome. *SpringerPlus*, *4*, 323. <https://doi.org/10.1186/s40064-015-1089-1>

- Cohen, A. A., Ferrucci, L., Fülöp, T., Gravel, D., Hao, N., Kriete, A., Levine, M. E., Lipsitz, L. A., Olde Rikkert, M. G. M., Rutenberg, A., Stroustrup, N., & Varadhan, R. (2022). A complex systems approach to aging biology. *Nature Aging*, 2(7), 580-591. <https://doi.org/10.1038/s43587-022-00252-6>
- Colette, C., & Sainson, C. (2020). *Conclusions de l'étude sur les troubles cognitifs dans les syndromes d'Ehlers-Danlos* [Mémoire].
- Colombi, M., Dordoni, C., Chiarelli, N., & Ritelli, M. (2015). Differential diagnosis and diagnostic flow chart of joint hypermobility syndrome/ehlers-danlos syndrome hypermobility type compared to other heritable connective tissue disorders. *American Journal of Medical Genetics. Part C, Seminars in Medical Genetics*, 169C(1), 6-22. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31429>
- Copetti, M., Morlino, S., Colombi, M., Grammatico, P., Fontana, A., & Castori, M. (2019). Severity classes in adults with hypermobile Ehlers–Danlos syndrome/hypermobility spectrum disorders: A pilot study of 105 Italian patients. *Rheumatology*. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kez029>
- Costa, M., Ghiran, I., Peng, C. –K., Nicholson-Weller, A., & Goldberger, A. L. (2008). Complex dynamics of human red blood cell flickering: Alterations with in vivo aging. *Physical review. E, Statistical, nonlinear, and soft matter physics*, 78(2 Pt 1), 020901. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.78.020901>
- Costa, M., Peng, C.-K., Goldberger, A. L., & Hausdorff, J. M. (2003). Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica A*, 330(1-2), 53-60. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2003.08.022>
- Courtine, G., De Nunzio, A. M., Schmid, M., Beretta, M. V., & Schieppati, M. (2007). Stance- and Locomotion-Dependent Processing of Vibration-Induced Proprioceptive Inflow From Multiple Muscles in Humans. *Journal of Neurophysiology*, 97(1), 772-779. <https://doi.org/10.1152/jn.00764.2006>
- Coussens, M., Calders, P., Lapauw, B., Celie, B., Banica, T., De Wandele, I., Pacey, V., Malfait, F., & Rombaut, L. (2021). Does Muscle Strength Change Over Time in Patients With Hypermobile Ehlers-Danlos Syndrome/Hypermobility Spectrum Disorder? An Eight-Year Follow-Up Study. *Arthritis Care & Research*, 73(7), 1041-1048. <https://doi.org/10.1002/acr.24220>
- Coussens, M., Lapauw, B., Banica, T., Wandele, I. D., Pacey, V., Rombaut, L., Malfait, F., & Calders, P. (2021). *Muscle Strength, Muscle Mass and Physical Impairment in Women with hypermobile Ehlers-Danlos syndrome and Hypermobility Spectrum Disorder*.
- Couvreur, A., Jouve, J.-L., Choufani, E., Guillaume, J.-M., Peltier, É., Boulay, C., Pesenti, S., & Launay, F. (2023). *Adaptation de la pratique sportive dans les syndromes avec hypermobilité articulaire généralisé*. 16.
- Craig, J. J., Bruetsch, A. P., Lynch, S. G., & Huisinga, J. M. (2019). Altered visual and somatosensory feedback affects gait stability in persons with multiple sclerosis. *Human Movement Science*, 66, 355-362. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.05.018>
- Crowley, P., Vuillerme, N., Samani, A., & Madeleine, P. (2021). The effects of walking speed and mobile phone use on the walking dynamics of young adults. *Scientific Reports*, 11(1), 1237. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-79584-5>
- Cusumano, J. P., & Cesari, P. (2006). Body-goal variability mapping in an aiming task. *Biological Cybernetics*, 94(5), 367-379. <https://doi.org/10.1007/s00422-006-0052-1>
- Cusumano, J. P., & Dingwell, J. B. (2013). Movement variability near goal equivalent manifolds: Fluctuations, control, and model-based analysis. *Human Movement Science*, 32(5), 899-923. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.07.019>

- Cutsforth-Gregory, J. K., & Sandroni, P. (2019). Clinical neurophysiology of postural tachycardia syndrome. *Handbook of Clinical Neurology*, 161, 429-445. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64142-7.00066-7>
- Cypel, D. (2019). Test de mesure de l'abduction glenohumerale chez les patients atteints d'un syndrome d'Ehlers-Danlos. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, 105(2), 163-166. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2019.01.008>
- Daman, M., Shiravani, F., Hemmati, L., & Taghizadeh, S. (2019). The effect of combined exercise therapy on knee proprioception, pain intensity and quality of life in patients with hypermobility syndrome : A randomized clinical trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 23(1), 202-205. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.12.012>
- Damouras, S., Chang, M. D., Sejdić, E., & Chau, T. (2010). An empirical examination of detrended fluctuation analysis for gait data. *Gait & Posture*, 31(3), 336-340. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.12.002>
- Danna-dos-Santos, A., Degani, A. M., & Latash, M. L. (2008). Flexible muscle modes and synergies in challenging whole-body tasks. *Experimental Brain Research*, 189(2), 171-187. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1413-x>
- d'Avella, A., Saltiel, P., & Bizzi, E. (2003). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience*, 6(3), 300-308. <https://doi.org/10.1038/nn1010>
- Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement Systems as Dynamical Systems. *Sports Medicine*, 33(4), 245-260. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001>
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- Davis, T. J., Riley, M. A., Shockley, K., & Cummins-Sebree, S. (2010). Perceiving Affordances for Joint Actions. *Perception*, 39(12), 1624-1644. <https://doi.org/10.1068/p6712>
- De Baets, S., Cruyt, E., Calders, P., Dewandele, I., Malfait, F., Vanderstraeten, G., Van Hove, G., & van De Velde, D. (2022). Societal participation in ehlers-danlos syndromes and hypermobility spectrum disorder, compared to fibromyalgia and healthy controls. *PLOS ONE*, 17(6), e0269608. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0269608>
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- de Rosnay. (1975). Le Macroscopie. In *Wikipédia*. https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Le_Macroscopie&oldid=189104136
- De Wandele, I., Calders, P., Peersman, W., Rimbaut, S., De Backer, T., Malfait, F., De Paepe, A., & Rombaut, L. (2014). Autonomic symptom burden in the hypermobility type of Ehlers–Danlos syndrome : A comparative study with two other EDS types, fibromyalgia, and healthy controls. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 44(3), 353-361. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2014.05.013>
- Dean, J. C., & Kautz, S. A. (2015). Foot placement control and gait instability among people with stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 52(5), 577-590. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.09.0207>
- Decker, L. M., Cignetti, F., Potter, J. F., Studenski, S. A., & Stergiou, N. (2012). Use of Motor Abundance in Young and Older Adults during Dual-Task Treadmill Walking. *PLoS ONE*, 7(7), e41306. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0041306>
- Decker, L. M., Cignetti, F., & Stergiou, N. (2013). Executive function orchestrates regulation of task-relevant gait fluctuations. *Gait & Posture*, 38(3), 537-540. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.12.018>

- de Koning, L. E., Scheper, M. C., Ploeger, H. E., Warnink-Kavelaars, J., Oosterlaan, J., Bus, S. A., & Engelbert, R. H. H. (2023). An exploratory study of clinical characteristics and gait features of adolescents with hypermobility disorders. *Gait & Posture*, *100*, 222-229. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.01.001>
- Delignières, D., & Marmelat, V. (2013). Theoretical and Methodological Issues in Serial Correlation Analysis. In M. J. Richardson, M. A. Riley, & K. Shockley (Éds.), *Progress in Motor Control* (p. 127-148). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-5465-6_7
- Delignières, D., Ramdani, S., Lemoine, L., Torre, K., Fortes, M., & Ninot, G. (2006). Fractal analyses for 'short' time series : A re-assessment of classical methods. *Journal of Mathematical Psychology*, *50*(6), 525-544. <https://doi.org/10.1016/j.jmp.2006.07.004>
- Delignières, D., & Torre, K. (2009). Fractal dynamics of human gait : A reassessment of the 1996 data of Hausdorff et al. *Journal of Applied Physiology*, *106*(4), 1272-1279. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.90757.2008>
- Delignières, D., Torre, K., & Bernard, P.-L. (2011). Transition from Persistent to Anti-Persistent Correlations in Postural Sway Indicates Velocity-Based Control. *PLoS Computational Biology*, *7*(2), e1001089. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1001089>
- Denton, T. A., Diamond, G. A., Helfant, R. H., Khan, S., & Karagueuzian, H. (1990). Fascinating rhythm : A primer on chaos theory and its application to cardiology. *American Heart Journal*, *120*(6, Part 1), 1419-1440. [https://doi.org/10.1016/0002-8703\(90\)90258-Y](https://doi.org/10.1016/0002-8703(90)90258-Y)
- Dhawale, A. K., Smith, M. A., & Ölveczky, B. P. (2017). The Role of Variability in Motor Learning. *Annual Review of Neuroscience*, *40*, 479-498. <https://doi.org/10.1146/annurev-neuro-072116-031548>
- Di Domenico, F., Fattore, S., & D'Isanto, T. (2019). The movement : Complexity and reductionism, evidence in comparison. *Journal of Human Sport and Exercise - 2019 - Spring Conferences of Sports Science*. *Journal of Human Sport and Exercise - 2019 - Spring Conferences of Sports Science*. <https://doi.org/10.14198/jhse.2019.14.Proc4.18>
- Diab, A., Hassan, M., Marque, C., & Karlsson, B. (2014). Performance analysis of four nonlinearity analysis methods using a model with variable complexity and application to uterine EMG signals. *Medical Engineering & Physics*, *36*(6), 761-767. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.01.009>
- Diedrichsen, J., Shadmehr, R., & Ivry, R. B. (2010). The coordination of movement : Optimal feedback control and beyond. *Trends in cognitive sciences*, *14*(1), 31-39. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2009.11.004>
- Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, *10*(4), 848. <https://doi.org/10.1063/1.1324008>
- Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2010). Re-interpreting detrended fluctuation analyses of stride-to-stride variability in human walking. *Gait & Posture*, *32*(3), 348-353. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.004>
- Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2015). Identifying Stride-To-Stride Control Strategies in Human Treadmill Walking. *PLOS ONE*, *10*(4), e0124879. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0124879>
- Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2019). Humans use multi-objective control to regulate lateral foot placement when walking. *PLOS Computational Biology*, *15*(3), e1006850. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006850>

- Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P. R., & Sternad, D. (2000). Local Dynamic Stability Versus Kinematic Variability of Continuous Overground and Treadmill Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, *123*(1), 27-32. <https://doi.org/10.1115/1.1336798>
- Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P. R., & Sternad, D. (2001). Local Dynamic Stability Versus Kinematic Variability of Continuous Overground and Treadmill Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, *123*(1), 27-32. <https://doi.org/10.1115/1.1336798>
- Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Rylander, J. H., & Wilken, J. M. (2021). How persons with transtibial amputation regulate lateral stepping while walking in laterally destabilizing environments. *Gait & Posture*, *83*, 88-95. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.09.031>
- Dingwell, J. B., John, J., & Cusumano, J. P. (2010). Do Humans Optimally Exploit Redundancy to Control Step Variability in Walking? *PLoS Computational Biology*, *6*(7), e1000856. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1000856>
- Dingwell, J. B., & Kang, H. G. (2007). Differences Between Local and Orbital Dynamic Stability During Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, *129*(4), 586-593. <https://doi.org/10.1115/1.2746383>
- Dingwell, J. B., Kang, H. G., & Marin, L. C. (2007). The effects of sensory loss and walking speed on the orbital dynamic stability of human walking. *Journal of Biomechanics*, *40*(8), 1723-1730. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.08.006>
- Dingwell, J. B., Mah, C. D., & Mussa-Ivaldi, F. A. (2004). Experimentally Confirmed Mathematical Model for Human Control of a Non-Rigid Object. *Journal of Neurophysiology*, *91*(3), 1158-1170. <https://doi.org/10.1152/jn.00704.2003>
- Dingwell, J. B., & Marin, L. C. (2006). Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, *39*(3), 444-452. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.12.014>
- Diniz, A., Wijnants, M. L., Torre, K., Barreiros, J., Crato, N., Bosman, A. M. T., Hasselman, F., Cox, R. F. A., Van Orden, G. C., & Delignières, D. (2011). Contemporary theories of 1/f noise in motor control. *Human Movement Science*, *30*(5), 889-905. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.07.006>
- Dominici, N., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, M., Fabiano, A., Silei, T., Di Paolo, A., Giannini, C., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2011). Locomotor Primitives in Newborn Babies and Their Development. *Science*, *334*(6058), 997-999. <https://doi.org/10.1126/science.1210617>
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, *184*(3), 363-370. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1105-y>
- Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, *181*(1), 1-11. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>
- Doumas, M., Rapp, M. A., & Krampe, R. Th. (2009). Working Memory and Postural Control : Adult Age Differences in Potential for Improvement, Task Priority, and Dual Tasking. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, *64B*(2), 193-201. <https://doi.org/10.1093/geronb/gbp009>
- Ducharme, S. W. (2017). *QUANTIFYING GAIT ADAPTABILITY : FRACTALITY, COMPLEXITY, AND STABILITY DURING ASYMMETRIC WALKING* [University of Massachusetts Amherst]. <https://doi.org/10.7275/10668508.0>

- Ducharme, S. W., & van Emmerik, R. E. A. (2018). Fractal Dynamics, Variability, and Coordination in Human Locomotion. *Kinesiology Review*, 7(1), 26-35. <https://doi.org/10.1123/kr.2017-0054>
- Dupuy, E. (2019). *Impact d'une déficience somesthésique sur les mécanismes de régulation du contrôle postural : Un nouveau modèle, le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile.*
- Dupuy, E. G., Leconte, P., Vlaminck, E., Sultan, A., Chesneau, C., Denise, P., Besnard, S., Bienvenu, B., & Decker, L. M. (2017). Ehlers-Danlos Syndrome, Hypermobility Type: Impact of Somatosensory Orthoses on Postural Control (A Pilot Study). *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 283. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00283>
- Dupuy, E. G., Maneuvrier, A., Besnard, S., Bienvenu, B., & Decker, L. M. (2016). Le syndrome d'Ehlers-Danlos type hypermobile (SEDh) : Évolution des stratégies posturales en réponse à un programme de rééducation à visée proprioceptive. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 46(4), 256. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2016.09.047>
- Ekeland, I. (1984). *Le Calcul, l'Imprévu. Les figures du temps de Kepler à Thom.* SEUIL.
- Engelbert, R. H. H., Juul-Kristensen, B., Pacey, V., de Wandele, I., Smeenk, S., Woinarosky, N., Sabo, S., Scheper, M. C., Russek, L., & Simmonds, J. V. (2017). The evidence-based rationale for physical therapy treatment of children, adolescents, and adults diagnosed with joint hypermobility syndrome/hypermobile Ehlers Danlos syndrome. *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, 175(1), 158-167. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31545>
- Esmaeili, S., Karami, H., Baniasad, M., Shojaeefard, M., & Farahmand, F. (2022). The association between motor modules and movement primitives of gait : A muscle and kinematic synergy study. *Journal of Biomechanics*, 134, 110997. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.110997>
- Espiridion, E. D., Daniel, A., & Van Allen, J. R. (2018). Recurrent Depression and Borderline Personality Disorder in a Patient with Ehlers-Danlos Syndrome. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.3760>
- Espy, D. D., Yang, F., Bhatt, T., & Pai, Y.-C. (2010). Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait & Posture*, 32(3), 378-382. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.013>
- Fasano, A., Plotnik, M., Bove, F., & Berardelli, A. (2012). The neurobiology of falls. *Neurological Sciences*, 33(6), 1215-1223. <https://doi.org/10.1007/s10072-012-1126-6>
- Faure, P., & Korn, H. (2001). Is there chaos in the brain? I. Concepts of nonlinear dynamics and methods of investigation. *Comptes Rendus de l'Académie Des Sciences - Series III - Sciences de La Vie*, 324(9), 773-793. [https://doi.org/10.1016/S0764-4469\(01\)01377-4](https://doi.org/10.1016/S0764-4469(01)01377-4)
- Ferrell, W. R., Tennant, N., Sturrock, R. D., Ashton, L., Creed, G., Brydson, G., & Rafferty, D. (2004). Amelioration of symptoms by enhancement of proprioception in patients with joint hypermobility syndrome. *Arthritis & Rheumatism*, 50(10), 3323-3328. <https://doi.org/10.1002/art.20582>
- Finley, J. M., Dhaher, Y. Y., & Perreault, E. J. (2012). Contributions of feed-forward and feedback strategies at the human ankle during control of unstable loads. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale*, 217(1), 53-66. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2972-9>
- Fino, P. C., Mancini, M., Curtze, C., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2018). Gait Stability Has Phase-Dependent Dual-Task Costs in Parkinson's Disease. *Frontiers in Neurology*, 9, 373. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00373>
- Fitts, P. M., & Peterson, J. R. (1964). Information capacity of discrete motor responses. *Journal of Experimental Psychology*, 67(2), 103-112. <https://doi.org/10.1037/h0045689>

- Fleury, L., Prablanc, C., & Priot, A.-E. (2019). Do prism and other adaptation paradigms really measure the same processes? *Cortex*, *119*, 480-496. <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2019.07.012>
- Francis, C. A., Franz, J. R., O'Connor, S. M., & Thelen, D. G. (2015). Gait variability in healthy old adults is more affected by a visual perturbation than by a cognitive or narrow step placement demand. *Gait & Posture*, *42*(3), 380-385. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.006>
- Franz, J. R., Francis, C. A., Allen, M. S., O'Connor, S. M., & Thelen, D. G. (2015). Advanced age brings a greater reliance on visual feedback to maintain balance during walking. *Human Movement Science*, *40*, 381-392. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.01.012>
- Franz, J. R., & Kram, R. (2013). How does age affect leg muscle activity/coactivity during uphill and downhill walking? *Gait & Posture*, *37*(3), 378-384. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.004>
- Fraser, S. A., Li, K. Z. H., DeMont, R. G., & Penhune, V. B. (2007). Effects of Balance Status and Age on Muscle Activation While Walking Under Divided Attention. *The Journals of Gerontology: Series B*, *62*(3), P171-P178. <https://doi.org/10.1093/geronb/62.3.P171>
- Frère, J., Göpfert, B., Slawinski, J., & Tourny-Chollet, C. (2012). Influence of the scale function on wavelet transformation of the surface electromyographic signal. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *15*(2), 111-120. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.517199>
- Frost, R., Skidmore, J., Santello, M., & Artemiadis, P. (2015). Sensorimotor control of gait : A novel approach for the study of the interplay of visual and proprioceptive feedback. *Frontiers in Human Neuroscience*, *9*. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00014>
- Fu, C., Suzuki, Y., Morasso, P., & Nomura, T. (2020). Phase resetting and intermittent control at critical edge of stability as major mechanisms of fractality in human gait cycle variability. *Biological Cybernetics*, *114*(1), 95-111. <https://doi.org/10.1007/s00422-020-00816-y>
- Furuki, D., & Takiyama, K. (2019). Decomposing motion that changes over time into task-relevant and task-irrelevant components in a data-driven manner : Application to motor adaptation in whole-body movements. *Scientific Reports*, *9*(1), 7246. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-43558-z>
- G. Rosario, M., Bowman, C., Vega-Calderon, I., & Orozco, E. (2021). Dual Cognitive Tasks Provoke Temporo-Spatial Gait and Anticipatory Postural Adjustments in Healthy Young Adults. *Journal of Sports Research*, *8*(1), 26-34. <https://doi.org/10.18488/journal.90.2021.81.26.34>
- Gaisl, T., Giunta, C., Bratton, D. J., Sutherland, K., Schlatzer, C., Sievi, N., Franzen, D., Cistulli, P. A., Rohrbach, M., & Kohler, M. (2017). Obstructive sleep apnoea and quality of life in Ehlers-Danlos syndrome : A parallel cohort study. *Thorax*, *72*(8), 729-735. <https://doi.org/10.1136/thoraxjnl-2016-209560>
- Galli, M., Cimolin, V., Rigoldi, C., Castori, M., Celletti, C., Albertini, G., & Camerota, F. (2011). Gait strategy in patients with Ehlers–Danlos syndrome hypermobility type : A kinematic and kinetic evaluation using 3D gait analysis. *Research in Developmental Disabilities*, *32*(5), 1663-1668. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.02.018>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, *81*(4), 1725-1789. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>
- Ganu, S. S., & Tadge, A. B. (2021). Generalized Joint Hypermobility : A Review. *International Journal of Science and Healthcare Research*, *6*(3), 41-47. <https://doi.org/10.52403/ijshr.20210708>
- Garofolini, A., Mickle, K. J., McLaughlin, P., & Taylor, S. B. (2022). Insight into the hierarchical control governing leg stiffness during the stance phase of running. *Scientific Reports*, *12*(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-16263-7>

- Gensemer, C., Burks, R., Kautz, S., Judge, D. P., Lavalley, M., & Norris, R. A. (2021). Hypermobile Ehlers-Danlos syndromes : Complex phenotypes, challenging diagnoses, and poorly understood causes. *Developmental Dynamics*, 250(3), 318-344. <https://doi.org/10.1002/dvdy.220>
- Ghai, S., Driller, M. W., & Masters, R. S. W. (2018). The influence of below-knee compression garments on knee-joint proprioception. *Gait & Posture*, 60, 258-261. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.008>
- Ghali, N., Sobey, G., & Burrows, N. (2019). Ehlers-Danlos syndromes. *BMJ*, 366, l4966. <https://doi.org/10.1136/bmj.l4966>
- Gibson, E. J., Gibson, J. J., Smith, O. W., & Flock, H. (1959). Motion parallax as a determinant of perceived depth. *Journal of Experimental Psychology*, 58(1), 40-51. <https://doi.org/10.1037/h0043883>
- Gibson, J. J. (1950). *The perception of the visual world* (p. xii, 242). Houghton Mifflin.
- Gibson, J. J. (1966). *The senses considered as perceptual systems*. Houghton Mifflin.
- Gibson, J. J. (1979). *The Ecological Approach to Visual Perception : Classic Edition*. Houghton Mifflin.
- Gibson, J. J. (1986). *The Ecological Approach to Visual Perception*. Psychology Press.
- Gilden, D. L., Thornton, T., & Mallon, M. W. (1995). 1/f noise in human cognition. *Science*, 267, 1837-1839. <https://doi.org/10.1126/science.7892611>
- Gilfriche, P. (2019). *Analyse non-linéaire de la dynamique des systèmes complexes de contrôle physiologique pour évaluer performance et santé chez l'Homme connecté en situation écologique*.
- Glazier, P., Davids, K., & Bartlett, R. (2003). *Dynamical systems theory : A relevant framework for performance-oriented sports biomechanics research*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Dynamical-systems-theory%3A-A-relevant-framework-for-Glazier-Davids/ddfea6a88b33cd5bc9c072f7265d64c3094604eb>
- Goldberger, A. L., Peng, C.-K., & Lipsitz, L. A. (2002). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging*, 23(1), 23-26. [https://doi.org/10.1016/S0197-4580\(01\)00266-4](https://doi.org/10.1016/S0197-4580(01)00266-4)
- Gordon, T. J. (1992). The Methods of Futures Research. *The ANNALS of the American Academy of Political and Social Science*, 522(1), 25-35. <https://doi.org/10.1177/0002716292522001003>
- Gouelle, A. (2011). *Développement d'un score de stabilité chez les personnes présentant des pathologies d'origine neurologique entraînant des troubles de la marche et/ou de l'équilibre*.
- Gouelle, A., Norman, S., Sharot, B., Salabarria, S., Subramony, S., & Corti, M. (2021). Gauging Gait Disorders with a Method Inspired by Motor Control Theories : A Pilot Study in Friedreich's Ataxia. *Sensors*, 21(4), 1144. <https://doi.org/10.3390/s21041144>
- Grahame, R. (2013). Joint hypermobility : Emerging disease or illness behaviour? *Clinical Medicine (London, England)*, 13 Suppl 6, s50-52. <https://doi.org/10.7861/clinmedicine.13-6-s50>
- Granata, K. P., & Lockhart, T. E. (2008). Dynamic stability differences in fall-prone and healthy adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(2), 172-178. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.06.008>
- Grillner, S., Wallén, P., Saitoh, K., Kozlov, A., & Robertson, B. (2008). Neural bases of goal-directed locomotion in vertebrates—An overview. *Brain Research Reviews*, 57(1), 2-12. <https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2007.06.027>
- Grinsted, A., Moore, J. C., & Jevrejeva, S. (2004). Application of the cross wavelet transform and wavelet coherence to geophysical time series. *Nonlinear Processes in Geophysics*, 11(5/6), 561-566. <https://doi.org/10.5194/npg-11-561-2004>

- Grissmann, S., Faller, J., Scharinger, C., Spüler, M., & Gerjets, P. (2017). Electroencephalography Based Analysis of Working Memory Load and Affective Valence in an N-back Task with Emotional Stimuli. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*, 616. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00616>
- Grosse, P., Cassidy, M. J., & Brown, P. (2002). EEG–EMG, MEG–EMG and EMG–EMG frequency analysis : Physiological principles and clinical applications. *Clinical Neurophysiology*, *113*(10), 1523-1531. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(02\)00223-7](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(02)00223-7)
- Grover, F. M., Andrade, V., Carver, N. S., Bonnette, S., Riley, M. A., & Silva, P. L. (2022). A Dynamical Approach to the Uncontrolled Manifold : Predicting Performance Error During Steady-State Isometric Force Production. *Motor Control*, *1*(aop), 1-22. <https://doi.org/10.1123/mc.2021-0105>
- Grubaugh, J., & Rhea, C. K. (2014). Gait performance is not influenced by working memory when walking at a self-selected pace. *Experimental Brain Research*, *232*(2), 515-525. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3759-y>
- Guilleminault, C., Primeau, M., Chiu, H., Yuen, K. M., Leger, D., & Metlaine, A. (2013). Sleep-Disordered Breathing in Ehlers-Danlos Syndrome. *Chest*, *144*(5), 1503-1511. <https://doi.org/10.1378/chest.13-0174>
- Haatveit, B. C., Sundet, K., Hugdahl, K., Ueland, T., Melle, I., & Andreassen, O. A. (2010). The validity of *d* prime as a working memory index : Results from the “Bergen *n* -back task”. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, *32*(8), 871-880. <https://doi.org/10.1080/13803391003596421>
- Hacker, K. A., Briss, P. A., Richardson, L., Wright, J., & Petersen, R. (2021). COVID-19 and Chronic Disease : The Impact Now and in the Future. *Preventing Chronic Disease*, *18*, E62. <https://doi.org/10.5888/pcd18.210086>
- Hagio, S., Fukuda, M., & Kouzaki, M. (2015). Identification of muscle synergies associated with gait transition in humans. *Frontiers in Human Neuroscience*, *9*. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00048>
- Hak, L., Hettinga, F. J., Duffy, K. R., Jackson, J., Sandercock, G. R. H., & Taylor, M. J. D. (2019). The concept of margins of stability can be used to better understand a change in obstacle crossing strategy with an increase in age. *Journal of Biomechanics*, *84*, 147-152. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.037>
- Hak, L., Houdijk, H., van der Wurff, P., Prins, M. R., Mert, A., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. *Clinical Biomechanics*, *28*(9), 1041-1048. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.010>
- Hak, L., van Dieën, J. H., van der Wurff, P., Prins, M. R., Mert, A., Beek, P. J., & Houdijk, H. (2013). Walking in an Unstable Environment : Strategies Used by Transtibial Amputees to Prevent Falling During Gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *94*(11), 2186-2193. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.07.020>
- Haken, H. (1983). *Advanced Synergetics* (Vol. 20). Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-45553-7>
- Haken, H., Kelso, J. A., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, *51*(5), 347-356. <https://doi.org/10.1007/BF00336922>
- Hakim, A., & Grahame, R. (2003). Joint hypermobility. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, *17*(6), 989-1004. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2003.08.001>
- Hakim, A. J., Tinkle, B. T., & Francomano, C. A. (2021). Ehlers–Danlos syndromes, hypermobility spectrum disorders, and associated co-morbidities : Reports from EDS ECHO. *American Journal*

- of *Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, 187(4), 413-415. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31954>
- Hakimi, A., Bergoin, C., De Jesus, A., Deparcy, D., Florea, O., Hoorelbecque, A., Ramon, P., & Mucci, P. (2020). Prise en charge en centre de réhabilitation respiratoire du syndrome d'Ehlers–Danlos : Étude rétrospective. *Revue des Maladies Respiratoires Actualités*, 12(1), 244-245. <https://doi.org/10.1016/j.rmra.2019.11.546>
- Halekoh, U., & Højsgaard, S. (2014). A Kenward-Roger Approximation and Parametric Bootstrap Methods for Tests in Linear Mixed Models—The R Package **pbkrtest**. *Journal of Statistical Software*, 59(9). <https://doi.org/10.18637/jss.v059.i09>
- Hamacher, D., Herold, F., Wiegel, P., Hamacher, D., & Schega, L. (2015). Brain activity during walking : A systematic review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 57, 310-327. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.08.002>
- Hamacher, D., Koch, M., Löwe, S., & Zech, A. (2019). Less noise during dual-task walking in healthy young adults : An analysis of different gait variability components. *Experimental Brain Research*, 237(12), 3185-3193. <https://doi.org/10.1007/s00221-019-05664-2>
- Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. A. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 4(1), 45. <https://doi.org/10.1186/1758-2555-4-45>
- Hammerbeck, U., Yousif, N., Hoad, D., Greenwood, R., Diedrichsen, J., & Rothwell, J. C. (2017). Chronic Stroke Survivors Improve Reaching Accuracy by Reducing Movement Variability at the Trained Movement Speed. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 31(6), 499-508. <https://doi.org/10.1177/1545968317693112>
- Hamonet, C., Brock, I., St. Pommeret, Pommeret, S., Amoretti, R., Baeza-Velasco, C., & Metlaine, A. (2017). Syndrome d'Ehlers-Danlos (SED) type III (hypermobilité) : Validation d'une échelle clinique somatosensorielle (ECSS-62), à propos de 626 cas. *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine*, 201(1-3), 405-415. [https://doi.org/10.1016/S0001-4079\(19\)30525-4](https://doi.org/10.1016/S0001-4079(19)30525-4)
- Hamonet, C., Gompel, A., Raffray, Y., Zeitoun, J. D., Delarue, M., Vlamynck, E., Haidar, R., & Mazaltarine, G. (2014). Les multiples douleurs du syndrome d'Ehlers-Danlos. Description et proposition d'un protocole thérapeutique. *Douleurs : Evaluation - Diagnostic - Traitement*, 15(6), 264-277. <https://doi.org/10.1016/j.douler.2014.09.003>
- Hamonet, C., Laouar, R., Vienne, M., Brissot, R., Bernard, J.-C., & Comberg, A. (2010). Vêtements compressifs et syndrome d'Ehlers-Danlos. Étude multicentrique et prospective sur 49 personnes du handicap avec le Handitest. *Journal de Réadaptation Médicale : Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation*, 30(4), 184-191. <https://doi.org/10.1016/j.jrm.2010.10.002>
- Hanes, D. (2021). *Integrative Medicine for Hypermobility Spectrum Disorder (HSD) and Ehlers-Danlos (EDS) Syndromes: A Mixed-methods Feasibility Study* (Clinical trial registration N° NCT04734041). [clinicaltrials.gov](https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04734041). <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04734041>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2003). Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Developmental Psychobiology*, 42(4), 368-377. <https://doi.org/10.1002/dev.10110>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools : Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267-282. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Harrison, S. J., & Stergiou, N. (2015). Complex adaptive behavior and dexterous action. *Nonlinear dynamics, psychology, and life sciences*, 19(4), 345-394.

- Hart, S. G. (2006). Nasa-Task Load Index (NASA-TLX) ; 20 Years Later. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 50(9), 904-908. <https://doi.org/10.1177/154193120605000909>
- Hart, S. G., & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index) : Results of Empirical and Theoretical Research. In *Advances in Psychology* (Vol. 52, p. 139-183). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0166-4115\(08\)62386-9](https://doi.org/10.1016/S0166-4115(08)62386-9)
- Harte, H., Thomas, H., Beeton, K., & Almack, K. (2020). The experience of diagnosis with hypermobile Ehlers Danlos syndrome : A literature review. *Physiotherapy*, 107, e195-e196. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2020.03.286>
- Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability : Methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1), 19. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-19>
- Hausdorff, J. M. (2007). GAIT DYNAMICS, FRACTALS AND FALLS : FINDING MEANING IN THE STRIDE-TO-STRIDE FLUCTUATIONS OF HUMAN WALKING. *Human Movement Science*, 26(4), 555. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.05.003>
- Hausdorff, J. M. (2009). Gait dynamics in Parkinson's disease : Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos*, 19(2), 026113. <https://doi.org/10.1063/1.3147408>
- Hausdorff, J. M., Mitchell, S. L., Firtion, R., Peng, C. K., Cudkowicz, M. E., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1997). Altered fractal dynamics of gait : Reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 262-269. <https://doi.org/10.1152/jappl.1997.82.1.262>
- Hausdorff, J. M., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1995). Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 78(1), 349-358. <https://doi.org/10.1152/jappl.1995.78.1.349>
- Hausser, I. (2020). Diagnosis of Ehlers–Danlos syndrome : Data deficiency still does not allow establishment of a complete history of the disease and its pathomechanisms. *British Journal of Dermatology*, 182(3), 535-536. <https://doi.org/10.1111/bjd.18373>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Hershler, C., & Milner, M. (1978). An Optimality Criterion for Processing Electromyographic (EMG) Signals Relating to Human Locomotion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-25*(5), 413-420. <https://doi.org/10.1109/TBME.1978.326338>
- Hilliard, M. J., Martinez, K. M., Janssen, I., Edwards, B., Mille, M.-L., Zhang, Y., & Rogers, M. W. (2008). Lateral Balance Factors Predict Future Falls in Community-Living Older Adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(9), 1708-1713. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.01.023>
- Hinneken, E., Barbu-Roth, M., Do, M.-C., Berret, B., & Teulier, C. (2022). *Generating variability from motor primitives during infant locomotor development* (p. 2022.05.05.490063). bioRxiv. <https://doi.org/10.1101/2022.05.05.490063>
- Hirsch, M. W. (1984). The dynamical systems approach to differential equations. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 11(1), 1-64. <https://doi.org/10.1090/S0273-0979-1984-15236-4>
- Hollman, J. H., Kovash, F. M., Kubik, J. J., & Linbo, R. A. (2007). Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture*, 26(1), 113-119. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.005>

- Hollman, J. H., Watkins, M. K., Imhoff, A. C., Braun, C. E., Akervik, K. A., & Ness, D. K. (2016). A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait & Posture*, *43*, 204-209. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.024>
- Hoogstad, L. A., van Leeuwen, A. M., van Dieën, J. H., & Bruijn, S. M. (2022). Can foot placement during gait be trained? Adaptations in stability control when ankle moments are constrained. *Journal of Biomechanics*, *134*, 110990. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.110990>
- Hortobágyi, T., & DeVita, P. (2000). Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *10*(2), 117-126. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(99\)00026-7](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(99)00026-7)
- Hortobágyi, T., Solnik, S., Gruber, A., Rider, P., Steinweg, K., Helseth, J., & DeVita, P. (2009). Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait & Posture*, *29*(4), 558-564. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.007>
- Housset, V., & Nourissat, G. (2021). Arthroscopic Capsular Plication for Multidirectional Shoulder Instability in Hypermobility Ehlers-Danlos Syndrome Patients. *Arthroscopy Techniques*, *10*(12), e2767-e2773. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2021.08.024>
- Hsu, W.-L., Scholz, J. P., Schöner, G., Jeka, J. J., & Kiemel, T. (2007). Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on Multijoint Coordination. *Journal of Neurophysiology*, *97*(4), 3024-3035. <https://doi.org/10.1152/jn.01142.2006>
- Hu, J., Gao, J., Tung, W., & Cao, Y. (2010). Multiscale Analysis of Heart Rate Variability : A Comparison of Different Complexity Measures. *Annals of Biomedical Engineering*, *38*(3), 854-864. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9863-2>
- Hu, T., Kuehn, J., & Haddadin, S. (2018). Identification of Human Shoulder-Arm Kinematic and Muscular Synergies During Daily-Life Manipulation Tasks. *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, 1011-1018. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2018.8487190>
- Hurkmans, E. J., van der Esch, M., Ostelo, R. W. J. G., Knol, D., Dekker, J., & Steultjens, M. P. M. (2007). Reproducibility of the measurement of knee joint proprioception in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis and Rheumatism*, *57*(8), 1398-1403. <https://doi.org/10.1002/art.23082>
- Hurt, C. P., Rosenblatt, N., Crenshaw, J. R., & Grabiner, M. D. (2010). Variation in trunk kinematics influences variation in step width during treadmill walking by older and younger adults. *Gait & Posture*, *31*(4), 461-464. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.02.001>
- Huxhold, O., Li, S.-C., Schmiedek, F., & Lindenberger, U. (2006). Dual-tasking postural control : Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin*, *69*(3), 294-305. <https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2006.01.002>
- Ihlen, E. A. F., Weiss, A., Bourke, A., Helbostad, J. L., & Hausdorff, J. M. (2016). The complexity of daily life walking in older adult community-dwelling fallers and non-fallers. *Journal of Biomechanics*, *49*(9), 1420-1428. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.055>
- Ivanenko, Y. P. (2005). Coordination of Locomotion with Voluntary Movements in Humans. *Journal of Neuroscience*, *25*(31), 7238-7253. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1327-05.2005>
- Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Solopova, I. A., Grishin, A. A., MacLellan, M. J., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2013). Plasticity and modular control of locomotor patterns in neurological disorders with motor deficits. *Frontiers in Computational Neuroscience*, *7*. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00123>

- Janshen, L., Santuz, A., Ekizos, A., & Arampatzis, A. (2020). Fuzziness of muscle synergies in patients with multiple sclerosis indicates increased robustness of motor control during walking. *Scientific Reports*, *10*(1), 7249. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-63788-w>
- Janvin, A., & Weltzien, F. (2022). *The Relationship Between Chronic Pain and Attention : A Clinical Perspective*.
- Johnson, A. N., & Shinohara, M. (2012). Corticomuscular coherence with and without additional task in the elderly. *Journal of Applied Physiology*, *112*(6), 970-981. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01079.2011>
- Johnson, M., Kottam, L., & Rangan, A. (2022). *Exploring the experiences of diagnosis and physiotherapy management in patients with hypermobility spectrum disorders and shoulder instability : A focus group report*. 6.
- Jordan, K., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture*, *26*(1), 128-134. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.010>
- Juras, G., & Latash, M. (2021). Motor Control : A Young Field with Many Facets (Introduction to the Special Issue). *Journal of Human Kinetics*, *76*, 5-8. <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0055>
- Juul-Kristensen, B., Schmedling, K., Rombaut, L., Lund, H., & Engelbert, R. H. H. (2017). Measurement properties of clinical assessment methods for classifying generalized joint hypermobility-A systematic review. *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, *175*(1), 116-147. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31540>
- Kabbaligere, R., Lee, B.-C., & Layne, C. S. (2017). Balancing sensory inputs : Sensory reweighting of ankle proprioception and vision during a bipedal posture task. *Gait & Posture*, *52*, 244-250. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.12.009>
- Kadaba, M. P., Wootten, M. E., Gainey, J., & Cochran, G. V. B. (1985). Repeatability of phasic muscle activity : Performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, *3*(3), 350-359. <https://doi.org/10.1002/jor.1100030312>
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. Prentice-Hall.
- Kang, H. G., Costa, M. D., Priplata, A. A., Starobinets, O. V., Goldberger, A. L., Peng, C.-K., Kiely, D. K., Cupples, L. A., & Lipsitz, L. A. (2009). Frailty and the Degradation of Complex Balance Dynamics During a Dual-Task Protocol. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *64A*(12), 1304-1311. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp113>
- Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2016). Differential Changes with Age in Multiscale Entropy of Electromyography Signals from Leg Muscles during Treadmill Walking. *PLOS ONE*, *11*(8), e0162034. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0162034>
- Kao, P.-C., & Pierro, M. A. (2021). Dual-task treadmill walking at self-paced versus fixed speeds. *Gait & Posture*, *89*, 92-101. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.07.001>
- Kao, P.-C., & Pierro, M. A. (2022). Motor adaptation to cognitive challenges and walking perturbations in healthy young adults. *Gait & Posture*, *92*, 167-175. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.030>
- Kazanski, M. E., Cusumano, J. P., & Dingwell, J. B. (2020). How healthy older adults regulate lateral foot placement while walking in laterally destabilizing environments. *Journal of Biomechanics*, *104*, 109714. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109714>
- Kazanski, M. E., Cusumano, J. P., & Dingwell, J. B. (2022). Rethinking margin of stability : Incorporating step-to-step regulation to resolve the paradox. *Journal of Biomechanics*, *144*, 111334. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111334>
- Keer, R., & Butler, K. (2010). Physiotherapy and Occupational Therapy in the Hypermobile Adult. In *Hypermobility, Fibromyalgia and Chronic Pain* (p. 143-161). <https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-3005-5.00013-6>

- Kello, C. T., Beltz, B. C., Holden, J. G., & Van Orden, G. C. (2007). The emergent coordination of cognitive function. *Journal of Experimental Psychology: General*, *136*(4), 551-568. <https://doi.org/10.1037/0096-3445.136.4.551>
- Kelso, J. A. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *The American Journal of Physiology*, *246*(6 Pt 2), R1000-1004. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.1984.246.6.R1000>
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns : The self-organization of brain and behavior* (p. xvii, 334). The MIT Press.
- Kennedy, M., Loomba, K., Ghani, H., & Riley, B. (2022). The psychological burden associated with Ehlers-Danlos syndromes : A systematic review. *Journal of Osteopathic Medicine*, *122*(8), 381-392. <https://doi.org/10.1515/jom-2021-0267>
- Ketterer, J., Ringhof, S., Gehring, D., & Gollhofer, A. (2022). Sinusoidal Optic Flow Perturbations Reduce Transient but Not Continuous Postural Stability : A Virtual Reality-Based Study. *Frontiers in Physiology*, *13*, 803185. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.803185>
- Kibushi, B., Hagio, S., Moritani, T., & Kouzaki, M. (2018). Lower Local Dynamic Stability and Invariable Orbital Stability in the Activation of Muscle Synergies in Response to Accelerated Walking Speeds. *Frontiers in Human Neuroscience*, *12*, 485. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00485>
- Kiefer, A. W., Silva, P. L., Harrison, H. S., & Araújo, D. (2018). Antifragility in sport : Leveraging adversity to enhance performance. *Sport, Exercise, and Performance Psychology*, *7*(4), 342-350. <https://doi.org/10.1037/spy0000130>
- Kitatani, R., Furukawa, K., Sakaue, D., Otsuru, N., & Onishi, H. (2023). Influences of different cognitive loads on central common neural drives to the ankle muscles during dual-task walking. *Neuroscience Letters*, *804*, 137214. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2023.137214>
- Kline, J. E., Poggensee, K., & Ferris, D. P. (2014). Your brain on speed : Cognitive performance of a spatial working memory task is not affected by walking speed. *Frontiers in Human Neuroscience*, *8*. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2014.00288>
- Klous, M., Danna-dos-Santos, A., & Latash, M. L. (2010). Multi-muscle synergies in a dual postural task : Evidence for the principle of superposition. *Experimental Brain Research*, *202*(2), 457-471. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-2153-2>
- Koch, M., Eckardt, N., Zech, A., & Hamacher, D. (2020). Compensation of stochastic time-continuous perturbations during walking in healthy young adults : An analysis of the structure of gait variability. *Gait & Posture*, *80*, 253-259. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.040>
- Komar, J., Hérault, R., & Seifert, L. (2014). *Key point selection and clustering of swimmer coordination through Sparse Fisher-EM* (arXiv:1401.1489). arXiv. <http://arxiv.org/abs/1401.1489>
- Komar, J., Seifert, L., & Thouvenot, R. (2015). What Variability tells us about motor expertise : Measurements and perspectives from a complex system approach. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, *89*, 65-77. <https://doi.org/10.1051/sm/2015020>
- Kraemer, W. J., Bush, J. A., Bauer, J. A., Triplett-McBride, N. T., Paxton, N. J., Clemson, A., Koziris, L. P., Mangino, L. C., Fry, A. C., & Newton, R. U. (1996). Influence of Compression Garments on Vertical Jump Performance in NCAA Division I Volleyball Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *10*(3), 180.
- Krishnamoorthy, V., Latash, M. L., Scholz, J. P., & Zatsiorsky, V. M. (2003). Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *Experimental Brain Research*, *152*(3), 281-292. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1574-6>

- Krishnan, V., Rosenblatt, N. J., Latash, M. L., & Grabiner, M. D. (2013). The effects of age on stabilization of the mediolateral trajectory of the swing foot. *Gait & Posture*, *38*(4), 923-928. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.023>
- Kubinski, S. N., McQueen, C. A., Sittloh, K. A., & Dean, J. C. (2015). Walking with wider steps increases stance phase gluteus medius activity. *Gait & Posture*, *41*(1), 130-135. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.013>
- Kugler, P. N., Scott Kelso, J. A., & Turvey, M. T. (1980). 1 On the Concept of Coordinative Structures as Dissipative Structures : I. Theoretical Lines of Convergence**This work was supported by NIH grants HD 01994, NS 13617 and AM 25814. In G. E. Stelmach & J. Requin (Éds.), *Advances in Psychology* (Vol. 1, p. 3-47). North-Holland. [https://doi.org/10.1016/S0166-4115\(08\)61936-6](https://doi.org/10.1016/S0166-4115(08)61936-6)
- Kuhman, D., Hurt, C. P., Reed, W. R., Rosenblatt, N. J., Visscher, K., & Walker, H. (2021). *Gait Adaptability with Healthy Aging and Parkinson's Disease*. 24.
- Kuhman, D., Moll, A., Reed, W., Rosenblatt, N., Visscher, K., Walker, H., & Hurt, C. P. (2022). Effects of sensory manipulations on locomotor adaptation to split-belt treadmill walking in healthy younger and older adults. *IBRO Neuroscience Reports*, *12*, 149-156. <https://doi.org/10.1016/j.ibneur.2022.01.007>
- Kumar, V., Nichenmetla, S., Chhabra, H., Sreeraj, V. S., Rao, N. P., Kesavan, M., Varambally, S., Venkatasubramanian, G., & Gangadhar, B. N. (2021). Prefrontal cortex activation during working memory task in schizophrenia : A fNIRS study. *Asian Journal of Psychiatry*, *56*, 102507. <https://doi.org/10.1016/j.ajp.2020.102507>
- Kurz, M. J., Markopoulou, K., & Stergiou, N. (2010). Attractor divergence as a metric for assessing walking balance. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, *14*(2), 151-164.
- Kurz, M. J., & Stergiou, N. (2007). Do horizontal propulsive forces influence the nonlinear structure of locomotion? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *4*(1), 30. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-30>
- Kuznetsov, N. A., & Rhea, C. K. (2017). Power considerations for the application of detrended fluctuation analysis in gait variability studies. *PLOS ONE*, *12*(3), e0174144. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0174144>
- Kuznetsova, A., Brockhoff, P. B., & Christensen, R. H. B. (2017). **lmerTest** Package : Tests in Linear Mixed Effects Models. *Journal of Statistical Software*, *82*(13). <https://doi.org/10.18637/jss.v082.i13>
- Kyvelidou, A., Kurz, M. J., Ehlers, J. L., & Stergiou, N. (2008). Aging and partial body weight support affects gait variability. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *5*, 22. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-22>
- L'Abbate, T., Armonaite, K., Gianni, E., Bertoli, M., Conti, L., Grifoni, J., Cancelli, A., Cottone, C., Trombetta, E., Padalino, M., Porcaro, C., & Tecchio, F. (2022). Corticomuscular Coherence Dependence on Body Side and Visual Feedback. *Neuroscience*, *490*, 144-154. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2022.02.019>
- Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources : Models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *38*(6), 411-421. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.005>
- Lacquaniti, F., Ivanenko, Y. P., & Zago, M. (2012). Patterned control of human locomotion. *The Journal of Physiology*, *590*(Pt 10), 2189-2199. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.215137>
- Laferrier, J. Z., Muldowney, K., & Muldowney, K. (2018). A Novel Exercise Protocol for Individuals with Ehlers Danlos Syndrome : A Case Report. *Journal of Novel Physiotherapies*, *08*(02). <https://doi.org/10.4172/2165-7025.1000382>
- Lafrance-Zoubga, D. (2016). *Organisation du circuit locomoteur du mésencéphale et réorganisation après lésion de la moëlle épinière*.

- Lajoie, Y., Richer, N., Jehu, D. A., & Tran, Y. (2016). Continuous Cognitive Tasks Improve Postural Control Compared to Discrete Cognitive Tasks. *Journal of Motor Behavior*, *48*(3), 264-269. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1089833>
- Lamichhane, B., Westbrook, A., Cole, M. W., & Braver, T. S. (2020). Exploring brain-behavior relationships in the N-back task. *NeuroImage*, *212*, 116683. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.116683>
- Lamontagne, A., Fung, J., McFadyen, B. J., & Faubert, J. (2007). Modulation of walking speed by changing optic flow in persons with stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *4*(1), 22. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-22>
- Lamoth, C. J. C., Ainsworth, E., Polomski, W., & Houdijk, H. (2010). Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. *Medical Engineering & Physics*, *32*(9), 1009-1014. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.07.001>
- Lamoth, C. J. C., Daffertshofer, A., Huys, R., & Beek, P. J. (2009). Steady and transient coordination structures of walking and running. *Human Movement Science*, *28*(3), 371-386. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.10.001>
- Lamoth, C. J. C., & van Heuvelen, M. J. G. (2012). Sports activities are reflected in the local stability and regularity of body sway : Older ice-skaters have better postural control than inactive elderly. *Gait & Posture*, *35*(3), 489-493. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.014>
- Lamoth, C. J., van Deudekom, F. J., van Campen, J. P., Appels, B. A., de Vries, O. J., & Pijnappels, M. (2011). Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *8*, 2. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-2>
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*. Human Kinetics.
- Latash, M. L. (2016). Towards physics of neural processes and behavior. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *69*, 136-146. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.08.005>
- Latash, M. L., Scholz, J. F., Danion, F., & Schöner, G. (2001). Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks. *Experimental Brain Research*, *141*(2), 153-165. <https://doi.org/10.1007/s002210100861>
- Latash, M. L., Scholz, J. P., & Schöner, G. (2002). Motor Control Strategies Revealed in the Structure of Motor Variability. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *30*(1), 26.
- Latash, M., Scholz, J., & Schöner, G. (2007). Toward a New Theory of Motor Synergies. *Motor control*, *11*, 276-308. <https://doi.org/10.1123/mcj.11.3.276>
- Lay, B. S., Sparrow, W. A., Hughes, K. M., & O'Dwyer, N. J. (2002). Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Human Movement Science*, *21*(5), 807-830. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00166-5](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00166-5)
- Lee, D. D., & Seung, H. S. (2001). *Algorithms for Non-negative Matrix Factorization*. 7.
- Lemos Fonseca, M., Daneault, J., Vergara-Díaz, G., Quixadá, A. P., Souza de Oliveira e Torres, Â. F., Pondé de Sena, E., Bomfim Cruz Vieira, J. P., Bigogno Reis Cazeta, B., Sotero dos Santos, V., Cruz Figueiredo, T., Peña, N., Bonato, P., & Vivas Miranda, J. G. (2020). Motor skill acquisition during a balance task as a process of optimization of motor primitives. *European Journal of Neuroscience*, *51*(10), 2082-2094. <https://doi.org/10.1111/ejn.14649>
- Leone, C. M., Celletti, C., Gaudio, G., Puglisi, P. A., Fasolino, A., Cruccu, G., Camerota, F., & Truini, A. (2020). Pain due to Ehlers-Danlos Syndrome Is Associated with Deficit of the Endogenous Pain Inhibitory Control. *Pain Medicine (Malden, Mass.)*, *21*(9), 1929-1935. <https://doi.org/10.1093/pm/pnaa038>

- Levin, M. F., Liebermann, D. G., Parmet, Y., & Berman, S. (2016). Compensatory Versus Noncompensatory Shoulder Movements Used for Reaching in Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 30(7), 635-646. <https://doi.org/10.1177/1545968315613863>
- Levin, M. F., & Piscitelli, D. (2022). Motor Control : A Conceptual Framework for Rehabilitation. *Motor Control*, 26(4), 497-517. <https://doi.org/10.1123/mc.2022-0026>
- Levy, D. (1994). Chaos theory and strategy : Theory, application, and managerial implications. *Strategic Management Journal*, 15(S2), 167-178. <https://doi.org/10.1002/smj.4250151011>
- Lindenberger, U., Marsiske, M., & Baltes, P. B. (2000). *Memorizing While Walking : Increase in Dual-Task Costs From Young Adulthood to Old Age*. 20.
- Lipsitz, L. A. (2002). Dynamics of Stability : The Physiologic Basis of Functional Health and Frailty. *The Journals of Gerontology: Series A*, 57(3), B115-B125. <https://doi.org/10.1093/gerona/57.3.B115>
- Lipsitz, L. A., & Goldberger, A. L. (1992). Loss of « Complexity » and Aging : Potential Applications of Fractals and Chaos Theory to Senescence. *JAMA*, 267(13), 1806-1809. <https://doi.org/10.1001/jama.1992.03480130122036>
- Liss, D. J., Carey, H. D., & Allen, J. L. (2023). Young adults use whole-body feedback and ankle proprioception to perceive small locomotor disturbances. *Human Movement Science*, 89, 103084. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2023.103084>
- Liss, D. J., Carey, H. D., Yakovenko, S., & Allen, J. L. (2022). Young adults perceive small disturbances to their walking balance even when distracted. *Gait & Posture*, 91, 198-204. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.019>
- Lockhart, T. E., & Liu, J. (2008). Differentiating fall-prone and healthy adults using local dynamic stability. *Ergonomics*, 51(12), 1860-1872. <https://doi.org/10.1080/00140130802567079>
- Loeb, G. E. (2012). Optimal isn't good enough. *Biological Cybernetics*, 106(11), 757-765. <https://doi.org/10.1007/s00422-012-0514-6>
- Logan, D., Kiemel, T., Dominici, N., Cappellini, G., Ivanenko, Y., Lacquaniti, F., & Jeka, J. J. (2010). The many roles of vision during walking. *Experimental Brain Research*, 206(3), 337-350. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2414-0>
- Longo, U. G., Rizzello, G., Loppini, M., Locher, J., Buchmann, S., Maffulli, N., & Denaro, V. (2015). Multidirectional Instability of the Shoulder : A Systematic Review. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 31(12), 2431-2443. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2015.06.006>
- Longstaff, M. G., & Heath, R. A. (1999). A nonlinear analysis of the temporal characteristics of handwriting. *Human Movement Science*, 18(4), 485-524. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00028-7](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00028-7)
- Lorenz. (1972). *Predictability : Does the Flap of a Butterfly's Wings in Brazil Set off a Tornado in Texas*. American Association for the Advancement of Science.
- Lövdén, M., Schaefer, S., Pohlmeier, A. E., & Lindenberger, U. (2008). Walking Variability and Working-Memory Load in Aging : A Dual-Process Account Relating Cognitive Control to Motor Control Performance. *The Journals of Gerontology: Series B*, 63(3), P121-P128. <https://doi.org/10.1093/geronb/63.3.P121>
- Lun, B., Rastel, D., Crépin, D., & Bruniaux, P. (2014). La physique de la compression : Définition et méthodes d'évaluation. *Phlebologie*, 67, 24-32.
- Lundin-Olsson, L., Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1997). "Stops walking when talking" as a predictor of falls in elderly people. *The Lancet*, 349(9052), 617. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(97\)24009-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(97)24009-2)

- MacRae, B. A., Cotter, J. D., & Laing, R. M. (2011). Compression Garments and Exercise. *Sports Medicine*, 41(10), 815-843. <https://doi.org/10.2165/11591420-000000000-00000>
- MacRae, B. A., Laing, R. M., & Partsch, H. (2016). General Considerations for Compression Garments in Sports : Applied Pressures and Body Coverage. In F. Engel & B. Sperlich (Éds.), *Compression Garments in Sports : Athletic Performance and Recovery* (p. 1-32). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-39480-0_1
- Madarshahian, S. S. (2022). *Intra-muscle synergies : Their role in the neural hierarchy*. The Pennsylvania State University.
- Madison, G. (2001). Variability in isochronous tapping : Higher order dependencies as a function of intertap interval. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 27, 411-422. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.27.2.411>
- Magnani, R. M., Bruijn, S. M., van Dieën, J. H., & Forbes, P. A. (2021). Stabilization demands of walking modulate the vestibular contributions to gait. *Scientific Reports*, 11(1), 13736. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-93037-7>
- Magnani, R. M., Lehnen, G. C., Rodrigues, F. B., de Sá e Souza, G. S., de Oliveira Andrade, A., & Vieira, M. F. (2017). Local dynamic stability and gait variability during attentional tasks in young adults. *Gait & Posture*, 55, 105-108. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.019>
- Maki, B. E. (1997). Gait Changes in Older Adults : Predictors of Falls or Indicators of Fear? *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(3), 313-320. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x>
- Malatesta, D., & Caillaud, C. (2004). Analyse fractale de la marche : Application au sujet âgé. *Movement & Sport Sciences*, 53(3), 83-103. <https://doi.org/10.3917/sm.053.0083>
- Malcolm, B. R., Foxe, J. J., Butler, J. S., Molholm, S., & De Sanctis, P. (2018). Cognitive load reduces the effects of optic flow on gait and electrocortical dynamics during treadmill walking. *Journal of Neurophysiology*, 120(5), 2246-2259. <https://doi.org/10.1152/jn.00079.2018>
- Malek, S., Reinhold, E. J., & Pearce, G. S. (2021). The Beighton Score as a measure of generalised joint hypermobility. *Rheumatology International*, 41(10), 1707-1716. <https://doi.org/10.1007/s00296-021-04832-4>
- Malfait, F., Francomano, C., Byers, P., Belmont, J., Berglund, B., Black, J., Bloom, L., Bowen, J. M., Brady, A. F., Burrows, N. P., Castori, M., Cohen, H., Colombi, M., Demirdas, S., De Backer, J., De Paepe, A., Fournel-Gigleux, S., Frank, M., Ghali, N., ... Tinkle, B. (2017). The 2017 international classification of the Ehlers-Danlos syndromes. *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, 175(1), 8-26. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31552>
- Mandelbrot, B. B., & Van Ness, J. W. (1968). Fractional Brownian Motions, Fractional Noises and Applications. *SIAM Review*, 10(4), 422-437.
- Marin, L., & Danion, F. (2005). *Neurosciences : Contrôle et Apprentissage Moteur Licences STAPS Éducateurs Sportifs*. ELLIPSES.
- Marmelat, V., & Meidinger, R. L. (2019). Fractal analysis of gait in people with Parkinson's disease : Three minutes is not enough. *Gait & Posture*, 70, 229-234. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.023>
- Marshall, S., Gabiazon, R., Persaud, P., & Nagamatsu, L. S. (2023). What do functional neuroimaging studies tell us about the association between falls and cognition in older adults? A systematic review. *Ageing Research Reviews*, 85, 101859. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2023.101859>
- Martin, V., Reimann, H., & Schöner, G. (2019). A process account of the uncontrolled manifold structure of joint space variance in pointing movements. *Biological Cybernetics*, 113(3), 293-307. <https://doi.org/10.1007/s00422-019-00794-w>

- Martin, V., Scholz, J. P., & Schöner, G. (2009). Redundancy, Self-Motion, and Motor Control. *Neural Computation*, 21(5), 1371-1414. <https://doi.org/10.1162/neco.2008.01-08-698>
- Martino, G., Ivanenko, Y. P., d'Avella, A., Serrao, M., Ranavolo, A., Draicchio, F., Cappellini, G., Casali, C., & Lacquaniti, F. (2015). Neuromuscular adjustments of gait associated with unstable conditions. *Journal of Neurophysiology*, 114(5), 2867-2882. <https://doi.org/10.1152/jn.00029.2015>
- Massion, Jean. (1997). *CERVEAU ET MOTRICITE. Fonctions sensori-motrices*. <https://www.decitre.fr/livres/cerveau-et-motricite-9782130475910.html>
- Matthis, J. S., Barton, S. L., & Fajen, B. R. (2017). The critical phase for visual control of human walking over complex terrain. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 114(32), E6720-E6729. <https://doi.org/10.1073/pnas.1611699114>
- Maya, T. R., Fettig, V., Mehta, L., Gelb, B. D., & Kontorovich, A. R. (2021). *Dysautonomia in hypermobile Ehlers-Danlos syndrome and hypermobility spectrum disorders is associated with exercise intolerance and cardiac atrophy* [Preprint]. Genetic and Genomic Medicine. <https://doi.org/10.1101/2021.02.08.21251338>
- McAndrew, P. M., Wilken, J. M., & Dingwell, J. B. (2011). Dynamic stability of human walking in visually and mechanically destabilizing environments. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 644-649. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.007>
- McKay, M. J., Baldwin, J. N., Ferreira, P., Simic, M., Vanicek, N., Hiller, C. E., Nightingale, E. J., Moloney, N. A., Quinlan, K. G., Pourkazemi, F., Sman, A. D., Nicholson, L. L., Mousavi, S. J., Rose, K., Raymond, J., Mackey, M. G., Chard, A., Hübscher, M., Wegener, C., ... 1000 Norms Project Consortium. (2016). 1000 Norms Project : Protocol of a cross-sectional study cataloging human variation. *Physiotherapy*, 102(1), 50-56. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2014.12.002>
- McVea, D. A., Taylor, A. J., & Pearson, K. G. (2009). Long-Lasting Working Memories of Obstacles Established by Foreleg Stepping in Walking Cats Require Area 5 of the Posterior Parietal Cortex. *Journal of Neuroscience*, 29(29), 9396-9404. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0746-09.2009>
- Mehdizadeh, S. (2018). The largest Lyapunov exponent of gait in young and elderly individuals : A systematic review. *Gait & Posture*, 60, 241-250. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.016>
- Mehdizadeh, S., Van Ooteghem, K., Gulka, H., Nabavi, H., Faieghi, M., Taati, B., & Iaboni, A. (2021). A systematic review of center of pressure measures to quantify gait changes in older adults. *Experimental Gerontology*, 143, 111170. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2020.111170>
- Mersmann, F., Bohm, S., Bierbaum, S., Dietrich, R., & Arampatzis, A. (2013). Young and old adults prioritize dynamic stability control following gait perturbations when performing a concurrent cognitive task. *Gait & Posture*, 37(3), 373-377. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.005>
- Mesquita, E. de M., Rodrigues, F. B., Rodrigues, A. P., Lemes, T. S., Andrade, A. O., & Vieira, M. F. (2021). Discrimination capability of linear and nonlinear gait features in group classification. *Medical Engineering & Physics*, 93, 59-71. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.05.017>
- Metlaine, A. (2016). Sommeil et fatigue chez les patients souffrant de syndrome d'Ehlers-Danlos. *Journal de Réadaptation Médicale : Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation*, 36(1), 62-63. <https://doi.org/10.1016/j.jrm.2015.09.009>
- Meulenbroek, T. van, Huijnen, I. P. J., Simons, L. E., Conijn, A. E. A., Engelbert, R. H. H., & Verbunt, J. A. (2021). Exploring the underlying mechanism of pain-related disability in hypermobile adolescents with chronic musculoskeletal pain. *Scandinavian Journal of Pain*, 21(1), 22-31. <https://doi.org/10.1515/sjpain-2020-0023>

- Meyer, C., Killeen, T., Easthope, C. S., Curt, A., Bolliger, M., Linnebank, M., Zörner, B., & Filli, L. (2019). Familiarization with treadmill walking : How much is enough? *Scientific Reports*, *9*(1), 5232. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-41721-0>
- Michail, G., Senkowski, D., Niedeggen, M., & Keil, J. (2021). Memory Load Alters Perception-Related Neural Oscillations during Multisensory Integration. *The Journal of Neuroscience*, *41*(7), 1505-1515. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1397-20.2020>
- Mileti, I., Serra, A., Wolf, N., Munoz-Martel, V., Ekizos, A., Palermo, E., Arampatzis, A., & Santuz, A. (2020). Muscle Activation Patterns Are More Constrained and Regular in Treadmill Than in Overground Human Locomotion. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *8*, 581619. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.581619>
- Miller, E., & Grosel, J. M. (2020). A review of Ehlers-Danlos syndrome. *JAAPA*, *33*(4), 23. <https://doi.org/10.1097/01.JAA.0000657160.48246.91>
- Mirelman, A., Herman, T., Brozgol, M., Dorfman, M., Sprecher, E., Schweiger, A., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2012). Executive Function and Falls in Older Adults : New Findings from a Five-Year Prospective Study Link Fall Risk to Cognition. *PLoS ONE*, *7*(6), e40297. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0040297>
- Mitchell, U. H., Johnson, A. W., Adams, L., Kho, J., Belavy, D. L., & Owen, P. J. (2021). *Muscle Contraction is Impaired in Hypermobile People : A Study of The Lateral Abdominal Muscles* [Preprint]. In Review. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-200491/v1>
- Mittal, N., Mina, D. S., McGillis, L., Weinrib, A., Slepian, P. M., Rachinsky, M., Buryk-Iggers, S., Laflamme, C., Lopez-Hernandez, L., Hussey, L., Katz, J., McLean, L., Rozenberg, D., Liu, L., Tse, Y., Parker, C., Adler, A., Charames, G., Bleakney, R., ... Clarke, H. (2021). The GoodHope Ehlers Danlos Syndrome Clinic : Development and implementation of the first interdisciplinary program for multi-system issues in connective tissue disorders at the Toronto General Hospital. *Orphanet Journal of Rare Diseases*, *16*(1), 357. <https://doi.org/10.1186/s13023-021-01962-7>
- Möhler, F. (IFSS). (2022). *Unraveling the Effects of Expertise and Fatigue on Kinematics and Stride-to-Stride Variability in Running*.
- Monaco, V., Tropea, P., Rinaldi, L. A., & Micera, S. (2018). Uncontrolled manifold hypothesis : Organization of leg joint variance in humans while walking in a wide range of speeds. *Human Movement Science*, *57*, 227-235. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.08.019>
- Morfaux, morfaux. (1980). *Vocabulaire de la philosophie et des sciences humaines*. armand colin.
- Morin, E. (1990). *Science avec conscience* (Nouv. éd). Seuil.
- Morin, E., Motta, R., & Ciurana, E.-R. (2003). *Eduquer pour l'ère planétaire : La pensée complexe comme Méthode d'apprentissage dans l'erreur et l'incertitude humaines*. Balland.
- Moses, N., Wiggers, J., Nicholas, C., & Cockburn, J. (2005). Prevalence and correlates of perceived unmet needs of people with systemic lupus erythematosus. *Patient Education and Counseling*, *57*(1), 30-38. <https://doi.org/10.1016/j.pec.2004.03.015>
- Müller, H., & Sternad, D. (2004). Decomposition of Variability in the Execution of Goal-Oriented Tasks : Three Components of Skill Improvement. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *30*, 212-233. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.30.1.212>
- Munoz-Martel, V., Santuz, A., Ekizos, A., & Arampatzis, A. (2019). Neuromuscular organisation and robustness of postural control in the presence of perturbations. *Scientific Reports*, *9*(1), 12273. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-47613-7>
- Murray, B., Yashar, B. M., Uhlmann, W. R., Clauw, D. J., & Petty, E. M. (2013). Ehlers-Danlos syndrome, hypermobility type : A characterization of the patients' lived experience. *American Journal of Medical Genetics Part A*, *161*(12), 2981-2988. <https://doi.org/10.1002/ajmg.a.36293>

- Namazi, H. (2021). Complexity-based analysis of the correlation between stride interval variability and muscle reaction at different walking speeds. *Biomedical Signal Processing and Control*, 69, 102956. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102956>
- Nashner, L. M., Black, O. F., & Wall, C. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance : Patients with vestibular deficits. *The Journal of Neuroscience*, 2(5), 536-544.
- Nazary-Moghadam, S., Salavati, M., Esteki, A., Akhbari, B., Keyhani, S., & Zeinalzadeh, A. (2019). Gait speed is more challenging than cognitive load on the stride-to-stride variability in individuals with anterior cruciate ligament deficiency. *The Knee*, 26(1), 88-96. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.11.009>
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2000). Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *Journal of Biomechanics*, 33(2), 155-164. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00150-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00150-5)
- Neptune, R. R., & McGowan, C. P. (2016). Muscle contributions to frontal plane angular momentum during walking. *Journal of Biomechanics*, 49(13), 2975-2981. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.07.016>
- Newell, K., & Corcos, D. (1993, juin 1). *Variability and Motor Control*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Variability-and-Motor-Control-Newell-Corcos/32fe02141a8de56f8b6c01673d4b90fdc57c0e6f>
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the Development of Coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Éds.), *Motor Development in Children : Aspects of Coordination and Control* (p. 341-360). Springer Netherlands. https://doi.org/10.1007/978-94-009-4460-2_19
- Newell, K. M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual Review of Psychology*, 42, 213-237. <https://doi.org/10.1146/annurev.ps.42.020191.001241>
- Newell & Slifkin. (1998). The nature of movement variability. In *Motor Behavior and Human Skill : A multidisciplinary approach*.
- Nicholson, L. L., Simmonds, J., Pacey, V., De Wandele, I., Rombaut, L., Williams, C. M., & Chan, C. (2022). International Perspectives on Joint Hypermobility : A Synthesis of Current Science to Guide Clinical and Research Directions. *JCR: Journal of Clinical Rheumatology*, 28(6), 314. <https://doi.org/10.1097/RHU.0000000000001864>
- Nourrit-Lucas, D., Tossa, A. O., Zélic, G., & Delignières, D. (2015). Learning, motor skill, and long-range correlations. *Journal of Motor Behavior*, 47(3), 182-189. <https://doi.org/10.1080/00222895.2014.967655>
- O'Connor, S. M., & Kuo, A. D. (2009). Direction-Dependent Control of Balance During Walking and Standing. *Journal of Neurophysiology*, 102(3), 1411-1419. <https://doi.org/10.1152/jn.00131.2009>
- O'Connor, S. M., Xu, H. Z., & Kuo, A. D. (2012). Energetic cost of walking with increased step variability. *Gait & posture*, 36(1), 102-107. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.01.014>
- Oomen, N. M. C. W., Graham, R. B., & Fischer, S. L. (2022). Exploring the role of task constraints on motor variability and assessing consistency in individual responses during repetitive lifting using linear variability of kinematics. *Applied Ergonomics*, 100, 103668. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103668>
- Osaba, M. Y., Martelli, D., Prado, A., Agrawal, S. K., & Lalwani, A. K. (2020). Age-related differences in gait adaptations during overground walking with and without visual perturbations using a virtual reality headset. *Scientific Reports*, 10(1), 15376. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-72408-6>

- Owen, A. M., McMillan, K. M., Laird, A. R., & Bullmore, E. (2005). N-back working memory paradigm : A meta-analysis of normative functional neuroimaging studies. *Human Brain Mapping, 25*(1), 46-59. <https://doi.org/10.1002/hbm.20131>
- Owings, T. M., & Grabiner, M. D. (2004). Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *Journal of Biomechanics, 37*(6), 935-938. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.012>
- Paillard, T. (2016). *Posture et équilibration humaines*. De Boeck supérieur.
- Palmer, S., Bailey, S., Barker, L., Barney, L., & Elliott, A. (2014). The effectiveness of therapeutic exercise for joint hypermobility syndrome : A systematic review. *Physiotherapy, 100*(3), 220-227. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2013.09.002>
- Palmer, S., Denner, E., Riglar, M., Scannell, H., Webb, S., & Young, G. (2020). Quantitative measures of tissue mechanics to detect hypermobile Ehlers-Danlos syndrome and hypermobility syndrome disorders : A systematic review. *Clinical Rheumatology, 39*(3), 715-725. <https://doi.org/10.1007/s10067-020-04939-2>
- Papi, E., Rowe, P. J., & Pomeroy, V. M. (2015). Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis : Stabilisation of the centre of mass during gait. *Journal of Biomechanics, 48*(2), 324-331. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.024>
- Partsch, H., Clark, M., Bassez, S., Benigni, J.-P., Becker, F., Blazek, V., Caprini, J., Cornu-Thénard, A., Hafner, J., Flour, M., Jünger, M., Moffatt, C., & Neumann, M. (2006). Measurement of Lower Leg Compression In Vivo : Recommendations for the Performance of Measurements of Interface Pressure and Stiffness: MEASUREMENT OF LOWER LEG COMPRESSION IN VIVO. *Dermatologic Surgery, 32*(2), 224-233. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4725.2006.32039.x>
- Pashler, H., & Johnston, J. C. (1998). Attentional limitations in dual-task performance. In *Attention* (p. 155-189). Psychology Press/Erlbaum (UK) Taylor & Francis.
- Pasma, J. H., Boonstra, T. A., Campfens, S. F., Schouten, A. C., & Van der Kooij, H. (2012). Sensory reweighting of proprioceptive information of the left and right leg during human balance control. *Journal of Neurophysiology, 108*(4), 1138-1148. <https://doi.org/10.1152/jn.01008.2011>
- Patel, P., Lamar, M., & Bhatt, T. (2014). Effect of type of cognitive task and walking speed on cognitive-motor interference during dual-task walking. *Neuroscience, 260*, 140-148. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2013.12.016>
- Patil, N. S., Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2022). Viability, task switching, and fall avoidance of the simplest dynamic walker. *Scientific Reports, 12*(1), 8993. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-11966-3>
- Pavailler, S., Hintzy, F., Horvais, N., & Forestier, N. (2016). Cutaneous stimulation at the ankle : A differential effect on proprioceptive postural control according to the participants' preferred sensory strategy. *Journal of Foot and Ankle Research, 9*. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0140-y>
- Pearce, A. J., Kidgell, D. J., Griekpelis, L. A., & Carlson, J. S. (2009). Wearing a sports compression garment on the performance of visuomotor tracking following eccentric exercise : A pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport, 12*(4), 500-502. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.06.002>
- Pearson, K. G. (1993). Common Principles of Motor Control in Vertebrates and Invertebrates. *Annual Review of Neuroscience, 16*(1), 265-297. <https://doi.org/10.1146/annurev.ne.16.030193.001405>

- Pechtl, K. S., Jennings, J. R., & Redfern, M. S. (2020). Optic flow and attention alter locomotion differently in the young and old. *Gait & Posture*, *76*, 1-6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.10.022>
- Pelegrina, S., Lechuga, M. T., García-Madruga, J. A., Elosúa, M. R., Macizo, P., Carreiras, M., Fuentes, L. J., & Bajo, M. T. (2015). Normative data on the n-back task for children and young adolescents. *Frontiers in Psychology*, *6*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.01544>
- Penati, R., Schieppati, M., & Nardone, A. (2020). Cognitive performance during gait is worsened by overground but enhanced by treadmill walking. *Gait & Posture*, *76*, 182-187. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.006>
- Peng, C. K., Mietus, J. E., Liu, Y., Lee, C., Hausdorff, J. M., Stanley, H. E., Goldberger, A. L., & Lipsitz, L. A. (2002). Quantifying fractal dynamics of human respiration : Age and gender effects. *Annals of Biomedical Engineering*, *30*(5), 683-692. <https://doi.org/10.1114/1.1481053>
- Peng, C.-K., Mietus, J., Hausdorff, J. M., Havlin, S., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1993). Long-range anticorrelations and non-Gaussian behavior of the heartbeat. *Physical Review Letters*, *70*(9), 1343-1346. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.70.1343>
- Perry, J., K, S. T., & Davids, J. R. (1992). Gait Analysis : Normal and Pathological Function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *12*(6), 815.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, *88*(3), 1097-1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Peterka, R. J. (2018). Chapter 2—Sensory integration for human balance control. In B. L. Day & S. R. Lord (Éds.), *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 159, p. 27-42). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00002-1>
- Peterka, R. J., & Benolken, M. S. (1995). Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. *Experimental Brain Research*, *105*(1), 101-110. <https://doi.org/10.1007/BF00242186>
- Phinyomark, A., Larracy, R., & Scheme, E. (2020). Fractal Analysis of Human Gait Variability via Stride Interval Time Series. *Frontiers in Physiology*, *11*, 333. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00333>
- Piche, E., Gerus, P., Chorin, F., Jaafar, A., Guerin, O., & Zory, R. (2022). The effect of different dual tasks conditions on gait kinematics and spatio-temporal walking parameters in older adults. *Gait & Posture*, *95*, 63-69. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.04.006>
- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *88*(6), 2297-2301. <https://doi.org/10.1073/pnas.88.6.2297>
- Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis : What does regularity quantify? *The American journal of physiology*, *266*(4 Pt 2), H1643-56. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.1994.266.4.H1643>
- Plotnik, M., Azrad, T., Bondi, M., Bahat, Y., Gimmon, Y., Zeilig, G., Inzelberg, R., & Siev-Ner, I. (2015). Self-selected gait speed—Over ground versus self-paced treadmill walking, a solution for a paradox. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *12*(1), 20. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0002-z>
- Plummer, P., & Eskes, G. (2015). Measuring treatment effects on dual-task performance : A framework for research and clinical practice. *Frontiers in Human Neuroscience*, *9*. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00225>
- Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2016). Reducing postural sway by concurrently performing challenging cognitive tasks. *Human Movement Science*, *46*, 177-183. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.12.013>
- Potvin-Desrochers, A. (2017).

- Prilutsky, B. I., & Zatsiorsky, V. M. (2002). Optimization-Based Models of Muscle Coordination. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(1), 32.
- Profeta, V. L. S., & Turvey, M. T. (2018). Bernstein's levels of movement construction : A contemporary perspective. *Human Movement Science*, 57, 111-133. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.11.013>
- Prokop, T., Schubert, M., & Berger, W. (1997). Visual influence on human locomotion Modulation to changes in optic flow : Modulation to changes in optic flow. *Experimental Brain Research*, 114(1), 63-70. <https://doi.org/10.1007/PL00005624>
- Quixada, A. P., de Castro, D. G., & Miranda, J. G. V. (2022). Scaling Exponent of Human Gait : A Scoping Review. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, 26(3), 259-287.
- R Core Team. (2022). *R: A language and environment for statistical computing*. [R]. R Foundation for Statistical Computing. <https://www.R-project.org/>.
- Radaelli, R., Brusco, C. M., Machado, C. L. F., Martins, D., Sakugawa, R. L., Diefenthaler, F., & Pinto, R. S. (2022). Muscle function and muscle balance in lower limbs are not impaired in individuals with general joint hypermobility. *Sport Sciences for Health*, 18(2), 455-462. <https://doi.org/10.1007/s11332-021-00824-w>
- Raffalt, P. C., McCamley, J., Denton, W., & Yentes, J. M. (2019). Sampling frequency influences sample entropy of kinematics during walking. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 57(4), 759-764. <https://doi.org/10.1007/s11517-018-1920-2>
- Raffegeau, T. E., Brinkerhoff, S. A., Kellaher, G. K., Baudendistel, S., Terza, M. J., Roper, J. A., & Hass, C. J. (2022). Changes to margins of stability from walking to obstacle crossing in older adults while walking fast and with a dual-task. *Experimental Gerontology*, 161, 111710. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2022.111710>
- Rafiee, S., & Kiemel, T. (2020). Multiple strategies to correct errors in foot placement and control speed in human walking. *Experimental Brain Research*, 238(12), 2947-2963. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05949-x>
- Rahman, T. T., Polskaia, N., St-Amant, G., Salzman, T., Vallejo, D. T., Lajoie, Y., & Fraser, S. A. (2021). An fNIRS Investigation of Discrete and Continuous Cognitive Demands During Dual-Task Walking in Young Adults. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15, 711054. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.711054>
- Ramdani, S., Seigle, B., Lagarde, J., Bouchara, F., & Bernard, P. L. (2009). On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. *Medical Engineering & Physics*, 31(8), 1023-1031. <https://doi.org/10.1016/J.MEDENGPHY.2009.06.004>
- Rankin, B. L., Buffo, S. K., & Dean, J. C. (2014). A neuromechanical strategy for mediolateral foot placement in walking humans. *Journal of Neurophysiology*, 112(2), 374-383. <https://doi.org/10.1152/jn.00138.2014>
- Rashed, E. R., Ruiz Maya, T., Black, J., Fettig, V., Kadian-Dodov, D., Olin, J. W., Mehta, L., Gelb, B. D., & Kontorovich, A. R. (2022). Cardiovascular manifestations of hypermobile Ehlers–Danlos syndrome and hypermobility spectrum disorders. *Vascular Medicine*, 27(3), 283-289. <https://doi.org/10.1177/1358863X211067566>
- Rastel, D. (2010). *Guide pratique de la compression*. studylibfr.com. <https://studylibfr.com/doc/2730201>
- Rastel, D., & Le Floch, E. (2012). *Il faut connaître les profils de pression des bas médicaux de compression (BMC) : Exemple de la classe 3*. 65(4), 34-39.
- Rathleff, M. S., Samani, A., Olesen, C. G., Kersting, U. G., & Madeleine, P. (2011). Inverse relationship between the complexity of midfoot kinematics and muscle activation in patients with medial

- tibial stress syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 638-644. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.001>
- Ravi, D. K., Gwerder, M., König Ignasiak, N., Baumann, C. R., Uhl, M., van Dieën, J. H., Taylor, W. R., & Singh, N. B. (2020). Revealing the optimal thresholds for movement performance : A systematic review and meta-analysis to benchmark pathological walking behaviour. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 108, 24-33. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2019.10.008>
- Redfern, M. S., Chambers, A. J., Jennings, J. R., & Furman, J. M. (2017). Sensory and motoric influences on attention dynamics during standing balance recovery in young and older adults. *Experimental brain research*, 235(8), 2523-2531. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4985-5>
- Redfern, M. S., Jennings, J. R., Martin, C., & Furman, J. M. (2001). Attention influences sensory integration for postural control in older adults. *Gait & Posture*, 14(3), 211-216. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00144-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00144-8)
- Reilly, N. (2021). *Identification of Chronic Postural Stability Impairments Associated With History of Concussion* [Old Dominion University Libraries]. <https://doi.org/10.25777/71R7-5774>
- Reina-Bueno, M., Vázquez-Bautista, C., Palomo-Toucedo, I. C., Domínguez-Maldonado, G., Castillo-López, J. M., & Munuera-Martínez, P. V. (2020). Custom-Made Foot Orthoses Reduce Pain and Fatigue in Patients with Ehlers-Danlos Syndrome. A Pilot Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(4), 1359. <https://doi.org/10.3390/ijerph17041359>
- Render, A. C., Kazanski, M. E., Cusumano, J. P., & Dingwell, J. B. (2021). Walking humans trade off different task goals to regulate lateral stepping. *Journal of Biomechanics*, 119, 110314. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110314>
- Reychler, G., De Backer, M., Piraux, E., Poncin, W., & Caty, G. (2021). Physical therapy treatment of hypermobile Ehlers–Danlos syndrome : A systematic review. *American Journal of Medical Genetics Part A*, 185(10), 2986-2994. <https://doi.org/10.1002/ajmg.a.62393>
- Rhea, C. K., Kiefer, A. W., Wittstein, M. W., Leonard, K. B., MacPherson, R. P., Wright, W. G., & Haran, F. J. (2014). Fractal Gait Patterns Are Retained after Entrainment to a Fractal Stimulus. *PLoS ONE*, 9(9), e106755. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0106755>
- Rhea, C. K., Wutzke, C. J., & Lewek, M. D. (2012). Gait dynamics following variable and constant speed gait training in individuals with chronic stroke. *Gait & Posture*, 36(2), 332-334. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.014>
- Riccio, G., E., & Stoffregen, T. A. (1988). *Affordances as constraints on the control of stance*. 7, 265-300.
- Richard, D., & Orsal, D. (2007). *Neurophysiologie - 3ème édition - Organisation et fonctionnement du système nerveux : Organisation et fonctionnement du système nerveux* (3e édition). Dunod.
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, 278(6), H2039-2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>
- Rigoldi, C., Cimolin, V., Camerota, F., Celletti, C., Albertini, G., Mainardi, L., & Galli, M. (2013). Measuring regularity of human postural sway using approximate entropy and sample entropy in patients with Ehlers–Danlos syndrome hypermobility type. *Research in Developmental Disabilities*, 34(2), 840-846. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.11.007>
- Rigoldi, C., Galli, M., Cimolin, V., Camerota, F., Celletti, C., Tenore, N., & Albertini, G. (2012). Gait strategy in patients with Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type and Down syndrome. *Research in Developmental Disabilities*, 33(5), 1437-1442. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.03.016>

- Riley, M. A., Richardson, M. J., Shockley, K., & Ramenzoni, V. C. (2011). Interpersonal synergies. *Frontiers in Psychology, 2*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2011.00038>
- Riley, M. A., & Turvey, M. T. (2002). Variability and Determinism in Motor Behavior. *Journal of Motor Behavior, 34*(2), 99-125. <https://doi.org/10.1080/00222890209601934>
- Robbins, S. M., Cossette-Levasseur, M., Kikuchi, K., Sarjeant, J., Shiu, Y., Azar, C., & Hazel, E. M. (2020). Neuromuscular Activation Differences During Gait in Patients With Ehlers-Danlos Syndrome and Healthy Adults. *Arthritis Care & Research, 72*(11), 1653-1662. <https://doi.org/10.1002/acr.24067>
- Robbins, S. M., Wolfe, R., Chang, Y.-Y., Lavoie, M., Preston, E., & Hazel, E. M. (2022). Inter-segmental coordination amplitude and variability differences during gait in patients with Ehlers-Danlos syndrome and healthy adults. *Clinical Biomechanics, 94*, 105515. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105515>
- Robins, R., Wheat, J., Irwin, G., & Bartlett, R. M. (2006). The Effect of Shooting Distance on Movement Variability in Basketball. *Journal of Human Movement Studies, 50*(4), Article 4.
- Roelker, S. A., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2019). Muscle contributions to mediolateral and anteroposterior foot placement during walking. *Journal of Biomechanics, 95*, 109310. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.08.004>
- Roerdink, M., de Jonge, C. P., Smid, L. M., & Daffertshofer, A. (2019). Tightening Up the Control of Treadmill Walking : Effects of Maneuverability Range and Acoustic Pacing on Stride-to-Stride Fluctuations. *Frontiers in Physiology, 10*, 257. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00257>
- Roma, M., Marden, C. L., De Wandele, I., Francomano, C. A., & Rowe, P. C. (2018). Postural tachycardia syndrome and other forms of orthostatic intolerance in Ehlers-Danlos syndrome. *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical, 215*, 89-96. <https://doi.org/10.1016/j.autneu.2018.02.006>
- Rombaut, L., De Paepe, A., Malfait, F., Cools, A., & Calders, P. (2010). Joint position sense and vibratory perception sense in patients with Ehlers–Danlos syndrome type III (hypermobility type). *Clinical Rheumatology, 29*(3), 289-295. <https://doi.org/10.1007/s10067-009-1320-y>
- Rombaut, L., Malfait, F., De Wandele, I., Thijs, Y., Palmans, T., De Paepe, A., & Calders, P. (2011). Balance, gait, falls, and fear of falling in women with the hypermobility type of Ehlers-Danlos syndrome. *Arthritis Care & Research, 63*(10), 1432-1439. <https://doi.org/10.1002/acr.20557>
- Rombaut, L., Malfait, F., De Wandele, I., Taes, Y., Thijs, Y., De Paepe, A., & Calders, P. (2012). Muscle mass, muscle strength, functional performance, and physical impairment in women with the hypermobility type of Ehlers-Danlos syndrome. *Arthritis Care & Research, 64*(10), 1584-1592. <https://doi.org/10.1002/acr.21726>
- Rosenblatt, N. J., & Grabiner, M. D. (2010). Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait & Posture, 31*(3), 380-384. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.002>
- Rosenblatt, N. J., & Hurt, C. P. (2019). Recommendation for the minimum number of steps to analyze when performing the uncontrolled manifold analysis on walking data. *Journal of Biomechanics, 85*, 218-223. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.018>
- Rosenblatt, N. J., Latash, M. L., Hurt, C. P., & Grabiner, M. D. (2015). Challenging gait leads to stronger lower-limb kinematic synergies : The effects of walking within a more narrow pathway. *Neuroscience Letters, 600*, 110-114. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2015.05.039>
- Rosenstein, M. T., Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D: Nonlinear Phenomena, 65*(1-2), 117-134. [https://doi.org/10.1016/0167-2789\(93\)90009-P](https://doi.org/10.1016/0167-2789(93)90009-P)
- Rossignol, S., Dubuc, R., & Gossard, J.-P. (2006). Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiological Reviews, 86*(1), 89-154. <https://doi.org/10.1152/physrev.00028.2005>

- Roume, C. (2019). *La complexité du mouvement humain : Aspects théoriques et pratiques de l'évaluation et de l'interaction des complexités au service de la réhabilitation*.
- Routson, R. L., Clark, D. J., Bowden, M. G., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2013). The influence of locomotor rehabilitation on module quality and post-stroke hemiparetic walking performance. *Gait & Posture*, *38*(3), 511-517. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.020>
- Ruder, L. F. C. (2021). Neuronal circuits in the brainstem and spinal cord involved in forelimb behaviors and locomotion. *Thesis*.
- Russek, L. N., & Errico, D. M. (2016). Prevalence, injury rate and, symptom frequency in generalized joint laxity and joint hypermobility syndrome in a "healthy" college population. *Clinical Rheumatology*, *35*(4), 1029-1039. <https://doi.org/10.1007/s10067-015-2951-9>
- Russek, L. N., Stott, P., & Simmonds, J. (2019). Recognizing and Effectively Managing Hypermobility-Related Conditions. *Physical Therapy*, *99*(9), 1189-1200. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzz078>
- Sacheti, A., Szemere, J., Bernstein, B., Tafas, T., Schechter, N., & Tsipouras, P. (1997). Chronic pain is a manifestation of the Ehlers-Danlos syndrome. *Journal of Pain and Symptom Management*, *14*(2), 88-93. [https://doi.org/10.1016/S0885-3924\(97\)00007-9](https://doi.org/10.1016/S0885-3924(97)00007-9)
- Sacks, H. A., Prabhakar, P., Wessel, L. E., Hettler, J., Strickland, S. M., Potter, H. G., & Fufa, D. T. (2019). Generalized Joint Laxity in Orthopaedic Patients : Clinical Manifestations, Radiographic Correlates, and Management. *JBJS*, *101*(6), 558. <https://doi.org/10.2106/JBJS.18.00458>
- Sadeghian, M., Yazdanirad, S., Mousavi, S. M., Jafari, M. J., Khavanin, A., Khodakarim, S., & Jafarpishe, A. S. (2021). Effect of tonal noise and task difficulty on electroencephalography and cognitive performance. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/10803548.2021.1901432>
- Sahin, N., Baskent, A., Cakmak, A., Salli, A., Ugurlu, H., & Berker, E. (2008). Evaluation of knee proprioception and effects of proprioception exercise in patients with benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatology International*, *28*(10), 995-1000. <https://doi.org/10.1007/s00296-008-0566-z>
- Sale, P., De Pandis, M. F., Le Pera, D., Sova, I., Cimolin, V., Ancillao, A., Albertini, G., Galli, M., Stocchi, F., & Franceschini, M. (2013). Robot-assisted walking training for individuals with Parkinson's disease : A pilot randomized controlled trial. *BMC Neurology*, *13*(1), 50. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-13-50>
- Salinas, M. M., Wilken, J. M., & Dingwell, J. B. (2017). How humans use visual optic flow to regulate stepping during walking. *Gait & Posture*, *57*, 15-20. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.002>
- Santuz, A., Brüll, L., Ekizos, A., Schroll, A., Eckardt, N., Kibele, A., Schwenk, M., & Arampatzis, A. (2020). Neuromotor Dynamics of Human Locomotion in Challenging Settings. *iScience*, *23*(1), 100796. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2019.100796>
- Santuz, A., Ekizos, A., Eckardt, N., Kibele, A., & Arampatzis, A. (2018). Challenging human locomotion : Stability and modular organisation in unsteady conditions. *Scientific Reports*, *8*(1), 2740. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21018-4>
- Sapoval, B. (1998). *Universalités et fractales : Jeux d'enfant ou délits d'initié ?* FLAMMARION.
- Saqib, M. A. N., Siddiqui, S., Qasim, M., Jamil, M. A., Rafique, I., Awan, U. A., Ahmad, H., & Afzal, M. S. (2020). Effect of COVID-19 lockdown on patients with chronic diseases. *Diabetes & Metabolic Syndrome*, *14*(6), 1621-1623. <https://doi.org/10.1016/j.dsx.2020.08.028>
- Sawers, A., Allen, J. L., & Ting, L. H. (2015). Long-term training modifies the modular structure and organization of walking balance control. *Journal of Neurophysiology*, *114*(6), 3359-3373. <https://doi.org/10.1152/jn.00758.2015>

- Schaefer, S. (2014). The ecological approach to cognitive–motor dual-tasking : Findings on the effects of expertise and age. *Frontiers in Psychology*, 5, 1167. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01167>
- Schaefer, S., Jagenow, D., Verrel, J., & Lindenberger, U. (2015). The influence of cognitive load and walking speed on gait regularity in children and young adults. *Gait & Posture*, 41(1), 258-262. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.10.013>
- Scheper, M. C., Juul-Kristensen, B., Rombaut, L., Rameckers, E. A., Verbunt, J., & Engelbert, R. H. (2016). Disability in Adolescents and Adults Diagnosed With Hypermobility-Related Disorders : A Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(12), 2174-2187. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2016.02.015>
- Scheper, M., Rombaut, L., de Vries, J., De Wandele, I., van der Esch, M., Visser, B., Malfait, F., Calders, P., & Engelbert, R. (2017). The association between muscle strength and activity limitations in patients with the hypermobility type of Ehlers–Danlos syndrome : The impact of proprioception. *Disability and Rehabilitation*, 39(14), 1391-1397. <https://doi.org/10.1080/09638288.2016.1196396>
- Schmidt, R. A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82, 225-260. <https://doi.org/10.1037/h0076770>
- Schmidt, R. A. (2003). Motor schema theory after 27 years : Reflections and implications for a new theory. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 74(4), 366-375. <https://doi.org/10.1080/02701367.2003.10609106>
- Schniepp, R., Wuehr, M., Pradhan, C., Novozhilov, S., Krafczyk, S., Brandt, T., & Jahn, K. (2013). Nonlinear Variability of Body Sway in Patients with Phobic Postural Vertigo. *Frontiers in Neurology*, 4. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fneur.2013.00115>
- Scholz, J. P., Kang, N., Patterson, D., & Latash, M. L. (2003). Uncontrolled manifold analysis of single trials during multi-finger force production by persons with and without Down syndrome. *Experimental Brain Research*, 153(1), 45-58. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1580-8>
- Scholz, J. P., & Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept : Identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, 126(3), 289-306. <https://doi.org/10.1007/s002210050738>
- Scholz, J. P., & Schöner, G. (2014). Use of the Uncontrolled Manifold (UCM) Approach to Understand Motor Variability, Motor Equivalence, and Self-motion. In M. F. Levin (Éd.), *Progress in Motor Control* (Vol. 826, p. 91-100). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4939-1338-1_7
- Scholz, J. P., Schöner, G., & Latash, M. L. (2000). Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental Brain Research*, 135(3), 382-404. <https://doi.org/10.1007/s002210000540>
- Schöner, G. (2002). Timing, Clocks, and Dynamical Systems. *Brain and Cognition*, 48(1), 31-51. <https://doi.org/10.1006/brcg.2001.1302>
- Schöner, G., & Scholz, J. P. (2007). Analyzing Variance in Multi-Degree-of-Freedom Movements : Uncovering Structure versus Extracting Correlations. *Motor Control*, 11(3), 259-275. <https://doi.org/10.1123/mcj.11.3.259>
- Schubert, M., Prokop, T., Brocke, F., & Berger, W. (2005). Visual kinesthesia and locomotion in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 20(2), 141-150. <https://doi.org/10.1002/mds.20281>
- Sedighi, A., & Nussbaum, M. A. (2019). Exploration of different classes of metrics to characterize motor variability during repetitive symmetric and asymmetric lifting tasks. *Scientific Reports*, 9(1), 9821. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-46297-3>

- Selgrade, B. P., Meyer, D., Sosnoff, J. J., & Franz, J. R. (2020). Can optical flow perturbations detect walking balance impairment in people with multiple sclerosis? *PLOS ONE*, *15*(3), e0230202. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230202>
- Sepich, N. C. (2022). *Workload's significant impact on cybersickness : A new frontier*. Iowa State University.
- Serrien, B., Witterzeel, E., & Baeyens, J.-P. (2018). The Uncontrolled Manifold Concept Reveals That the Structure of Postural Control in Recurve Archery Shooting Is Related to Accuracy. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, *3*(3), Article 3. <https://doi.org/10.3390/jfmk3030048>
- Shaikh, T., Goussev, V., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2014). Arm–Trunk Coordination for Beyond-the-Reach Movements in Adults With Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *28*(4), 355-366. <https://doi.org/10.1177/1545968313510973>
- Shannon, C. E., & Weaver, W. (1949). *The mathematical theory of communication* (p. vi, 117). University of Illinois Press.
- Shaw, R. (2003). The Agent-Environment Interface : Simon's Indirect or Gibson's Direct Coupling? *Ecological Psychology*, *15*(1), 37-106. https://doi.org/10.1207/S15326969ECO1501_04
- Shelton, A. D., McTaggart, E. M., Allen, J. L., Mercer, V. S., & Franz, J. R. (2022). Slowing down to preserve balance in the presence of optical flow perturbations. *Gait & Posture*, *96*, 365-370. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.07.002>
- Shik, M.L. (1966). Control of walking and running by means of electrical stimulation of the midbrain. *Biophysics*, *11*, 659-666.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., & Baldwin, M. (1997). The Effects of Two Types of Cognitive Tasks on Postural Stability in Older Adults With and Without a History of Falls. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *52A*(4), M232-M240. <https://doi.org/10.1093/gerona/52A.4.M232>
- Simmonds, J. V. (2022). Masterclass : Hypermobility and hypermobility related disorders. *Musculoskeletal Science and Practice*, *57*, 102465. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102465>
- Simon. (1982). *Models of Bounded Rationality*. MIT Press. <https://mitpress.mit.edu/9780262690867/models-of-bounded-rationality/>
- Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J.-J., & Hong, S. L. (2014). Aging induced loss of complexity and dedifferentiation : Consequences for coordination dynamics within and between brain, muscular and behavioral levels. *Frontiers in Aging Neuroscience*, *6*. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00140>
- Slifkin, A. B., & Newell, K. M. (1998). Is Variability in Human Performance a Reflection of System Noise? *Current Directions in Psychological Science*, *7*(6), 170-177. <https://doi.org/10.1111/1467-8721.ep10836906>
- Sloot, L. H., van der Krogt, M. M., & Harlaar, J. (2014). Self-paced versus fixed speed treadmill walking. *Gait & Posture*, *39*(1), 478-484. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.022>
- Smith Hussain, V., Frames, C. W., & Lockhart, T. E. (2021). Length of Time-Series Gait Data on Lyapunov Exponent for Fall Risk Detection. *International Journal of Prognostics and Health Management*, *12*(4). <https://doi.org/10.36001/ijphm.2021.v12i4.2917>
- Smith, T. O., Easton, V., Bacon, H., Jerman, E., Armon, K., Poland, F., & Macgregor, A. J. (2014). The relationship between benign joint hypermobility syndrome and psychological distress : A systematic review and meta-analysis. *Rheumatology (Oxford, England)*, *53*(1), 114-122. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ket317>

- Sobey, G. (2014). Ehlers–Danlos syndrome – a commonly misunderstood group of conditions. *Clinical Medicine*, 14(4), 432-436. <https://doi.org/10.7861/clinmedicine.14-4-432>
- Song, J., Kim, K., & Park, J. (2023). Multi-muscle Synergies of Postural Control in Self- and External-Triggered Force Release During Simulated Archery Shooting. *Journal of Motor Behavior*, 0(0), 1-13. <https://doi.org/10.1080/00222895.2023.2187336>
- Song, K., Franz, J. R., & Wikstrom, E. A. (2022). Optical flow balance perturbations alter gait kinematics and variability in chronic ankle instability patients. *Gait & Posture*, 92, 271-276. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.12.001>
- Springer, S., Giladi, N., Peretz, C., Yogev, G., Simon, E. S., & Hausdorff, J. M. (2006). Dual-tasking effects on gait variability : The role of aging, falls, and executive function: Dual-Tasking Effects on Gait Variability. *Movement Disorders*, 21(7), 950-957. <https://doi.org/10.1002/mds.20848>
- Starling, C. T., Nguyen, Q.-B. D., Butler, I. J., Numan, M. T., & Hebert, A. A. (2021). Cutaneous manifestations of orthostatic intolerance syndromes. *International Journal of Women's Dermatology*, 7(4), 471-477. <https://doi.org/10.1016/j.ijwd.2021.03.003>
- Stergiou, N. (2004). *Innovative analyses of human movement : Analytical tools for human movement research*. Human Kinetics Champaign.
- Stergiou, N. (2016). *Nonlinear Analysis for Human Movement Variability*. CRC Press.
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology : Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869-888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal Movement Variability : A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120-129. <https://doi.org/10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9>
- Sternad, D. (2018). It's Not (Only) the Mean that Matters : Variability, Noise and Exploration in Skill Learning. *Current Opinion in Behavioral Sciences*, 20, 183-195. <https://doi.org/10.1016/j.cobeha.2018.01.004>
- Stoffregen, T. A., Bardy, B. G., Bonnet, C. T., & Pagulayan, R. J. (2006). Postural Stabilization of Visually Guided Eye Movements. *Ecological Psychology*, 191-222.
- Stoffregen, T. A., Hove, P., Bardy, B. G., Riley, M., & Bonnet, C. T. (2007). Postural stabilization of perceptual but not cognitive performance. *Journal of Motor Behavior*, 39(2), 126-138. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.2.126-138>
- Stoffregen, T. A., Smart, L. J., Bardy, B. G., & Pagulayan, R. J. (1999). Postural stabilization of looking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25(6), 1641-1658. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.25.6.1641>
- Stokes, H. E., Thompson, J. D., & Franz, J. R. (2017). The Neuromuscular Origins of Kinematic Variability during Perturbed Walking. *Scientific Reports*, 7(1), 808. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-00942-x>
- Strongman, C., & Morrison, A. (2020). A scoping review of non-linear analysis approaches measuring variability in gait due to lower body injury or dysfunction. *Human Movement Science*, 69, 102562. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102562>
- Studenski, S., Perera, S., Patel, K., Rosano, C., Faulkner, K., Inzitari, M., Brach, J., Chandler, J., Cawthon, P., Connor, E. B., Nevitt, M., Visser, M., Kritchevsky, S., Badinelli, S., Harris, T., Newman, A. B., Cauley, J., Ferrucci, L., & Guralnik, J. (2011). Gait Speed and Survival in Older Adults. *JAMA : the journal of the American Medical Association*, 305(1), 50-58. <https://doi.org/10.1001/jama.2010.1923>
- Summers, J. J., & Anson, J. G. (2009). Current status of the motor program : Revisited. *Human Movement Science*, 28(5), 566-577. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.01.002>

- Sylos-Labini, F., La Scaleia, V., Cappellini, G., Dewolf, A., Fabiano, A., Solopova, I. A., Mondì, V., Ivanenko, Y., & Lacquaniti, F. (2022). Complexity of modular neuromuscular control increases and variability decreases during human locomotor development. *Communications Biology*, 5(1), 1256. <https://doi.org/10.1038/s42003-022-04225-8>
- Szmałec, A., Verbruggen, F., Vandierendonck, A., & Kemps, E. (2011). Control of interference during working memory updating. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 37(1), 137-151. <https://doi.org/10.1037/a0020365>
- Szturm, T., Maharjan, P., Marotta, J. J., Shay, B., Shrestha, S., & Sakhalkar, V. (2013). The interacting effect of cognitive and motor task demands on performance of gait, balance and cognition in young adults. *Gait & Posture*, 38(4), 596-602. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.02.004>
- Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe: Neurophysiology of Gait. *Movement Disorders*, 28(11), 1483-1491. <https://doi.org/10.1002/mds.25669>
- Takakusaki, K. (2017). Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders*, 10(1), 1-17. <https://doi.org/10.14802/jmd.16062>
- Takakusaki, K., Tomita, N., & Yano, M. (2008). Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction. *Journal of Neurology*, 255 Suppl 4, 19-29. <https://doi.org/10.1007/s00415-008-4004-7>
- Tanaka, S., Midorikawa, T., & Tokura, H. (2006). Effects of pressure exerted on the skin by elastic cord on the core temperature, body weight loss and salivary secretion rate at 35 degrees C. *European Journal of Applied Physiology*, 96(4), 471-476. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0099-z>
- Terrier, P. (2019). Complexity of human walking: The attractor complexity index is sensitive to gait synchronization with visual and auditory cues. *PeerJ*, 7, e7417. <https://doi.org/10.7717/peerj.7417>
- Terrier, P., & Dériaz, O. (2011). Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1), 12. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-12>
- Terrier, P., & Dériaz, O. (2013). Non-linear dynamics of human locomotion: Effects of rhythmic auditory cueing on local dynamic stability. *Frontiers in Physiology*, 4. <https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00230>
- Terrier, P., & Reynard, F. (2018). Maximum Lyapunov exponent revisited: Long-term attractor divergence of gait dynamics is highly sensitive to the noise structure of stride intervals. *Gait & Posture*, 66, 236-241. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.010>
- Terrier, P., Turner, V., & Schutz, Y. (2005). GPS analysis of human locomotion: Further evidence for long-range correlations in stride-to-stride fluctuations of gait parameters. *Human Movement Science*, 24(1), 97-115. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.03.002>
- Terry, R. H., Palmer, S. T., Rimes, K. A., Clark, C. J., Simmonds, J. V., & Horwood, J. P. (2015). Living with joint hypermobility syndrome: Patient experiences of diagnosis, referral and self-care. *Family Practice*, 32(3), 354-358. <https://doi.org/10.1093/fampra/cmz026>
- Thelen, E., & Smith, L. B. (1994). *A dynamic systems approach to the development of cognition and action* (p. xxiii, 376). The MIT Press.
- Thomas, K. S., Russell, D. M., Van Lunen, B. L., Colberg, S. R., & Morrison, S. (2017). The impact of speed and time on gait dynamics. *Human Movement Science*, 54, 320-330. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.06.003>
- Thomson, D., Gupta, A., & Liston, M. (2020). Does attention switching between multiple tasks affect gait stability and task performance differently between younger and older adults?

- Experimental Brain Research*, 238(12), 2819-2831. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05938-0>
- Ting, L. H., Chiel, H. J., Trumbower, R. D., Allen, J. L., McKay, J. L., Hackney, M. E., & Kesar, T. M. (2015). Neuromechanical Principles Underlying Movement Modularity and Their Implications for Rehabilitation. *Neuron*, 86(1), 38-54. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2015.02.042>
- Ting, L. H., Kautz, S. A., Brown, D. A., & Zajac, F. E. (1999). Phase Reversal of Biomechanical Functions and Muscle Activity in Backward Pedaling. *Journal of Neurophysiology*, 81(2), 544-551. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.81.2.544>
- Ting, L. H., & McKay, J. L. (2007). Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology*, 17(6), 622-628. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2008.01.002>
- Tinkle, B. (2020). Symptomatic joint hypermobility. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 34(3), 101508. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2020.101508>
- Tinkle, B., Castori, M., Berglund, B., Cohen, H., Grahame, R., Kazkaz, H., & Levy, H. (2017). Hypermobile Ehlers–Danlos syndrome (a.k.a. Ehlers–Danlos syndrome Type III and Ehlers–Danlos syndrome hypermobility type) : Clinical description and natural history. *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, 175(1), 48-69. <https://doi.org/10.1002/ajmg.c.31538>
- Todorov, E. (2004). Optimality principles in sensorimotor control. *Nature Neuroscience*, 7(9), 907-915. <https://doi.org/10.1038/nn1309>
- Todorov, E., & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, 5(11), Article 11. <https://doi.org/10.1038/nn963>
- Toebes, M. J. P., Hoozemans, M. J. M., Furrer, R., Dekker, J., & van Dieën, J. H. (2012). Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait & Posture*, 36(3), 527-531. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.016>
- Tombu, M., & Jolicoeur, P. (2003). A central capacity sharing model of dual-task performance. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 29(1), 3-18. <https://doi.org/10.1037//0096-1523.29.1.3>
- Torre, K., Delignières, D., & Lemoine, L. (2007). Detection of long-range dependence and estimation of fractal exponents through ARFIMA modelling. *British Journal of Mathematical and Statistical Psychology*, 60(1), 85-106. <https://doi.org/10.1348/000711005X89513>
- Torre, K., Vergotte, G., Viel, É., Perrey, S., & Dupeyron, A. (2019). Fractal properties in sensorimotor variability unveil internal adaptations of the organism before symptomatic functional decline. *Scientific Reports*, 9(1), 15736. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-52091-y>
- Torrence, C., & Compo, G. P. (1998). A Practical Guide to Wavelet Analysis. *Bulletin of the American Meteorological Society*, 79(1), 61-78. [https://doi.org/10.1175/1520-0477\(1998\)079<0061:APGTWA>2.0.CO ;2](https://doi.org/10.1175/1520-0477(1998)079<0061:APGTWA>2.0.CO ;2)
- Torres-Oviedo, G., Macpherson, J. M., & Ting, L. H. (2006). Muscle Synergy Organization Is Robust Across a Variety of Postural Perturbations. *Journal of Neurophysiology*, 96(3), 1530-1546. <https://doi.org/10.1152/jn.00810.2005>
- Townsend, M. A. (1985). Biped gait stabilization via foot placement. *Journal of Biomechanics*, 18(1), 21-38. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90042-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90042-9)
- Tresch, M. C., & Jarc, A. (2009). The case for and against muscle synergies. *Current Opinion in Neurobiology*, 19(6), 601-607. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2009.09.002>
- Umar, T. P., Sayad, R., Mokresh, M. E., Chakhide, M., Mahjoub, R., Saad, H., & Mohammed, L. (2023). 43 Health-related quality of life in adults living with Ehlers-Danlos syndrome : A systematic review and meta-analysis involving 8251 patients. A18.1-A18. <https://doi.org/10.1136/spcare-2023-MCRC.42>

- van der Kooij, H., van Asseldonk, E., & van der Helm, F. C. T. (2005). Comparison of different methods to identify and quantify balance control. *Journal of Neuroscience Methods*, *145*(1-2), 175-203. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2005.01.003>
- Van Snellenberg, J. X., Slifstein, M., Read, C., Weber, J., Thompson, J. L., Wager, T. D., Shohamy, D., Abi-Dargham, A., & Smith, E. E. (2014). Dynamic shifts in brain network activation during supracapacity working memory task performance. *Human Brain Mapping*, *36*(4), 1245-1264. <https://doi.org/10.1002/hbm.22699>
- van Emmerik, R. E. A., Ducharme, S. W., Amado, A. C., & Hamill, J. (2016). Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. *Journal of Sport and Health Science*, *5*(1), 3-13. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.013>
- van Leeuwen, A. M., van Dieën, J. H., Daffertshofer, A., & Bruijn, S. M. (2020). Active foot placement control ensures stable gait : Effect of constraints on foot placement and ankle moments. *PLOS ONE*, *15*(12), e0242215. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0242215>
- van Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & van Cingel, R. E. H. (2017). How to determine leg dominance : The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLOS ONE*, *12*(12), e0189876. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>
- Varela, F. J., Bourgine, P., & Dumouchel, P. (1989). *Autonomie et connaissance : Essai sur le vivant*. Éditions du Seuil, DL 1989.
- Vaughan, C. L., Berman, B., & Peacock, W. J. (1991). Cerebral palsy and rhizotomy : A 3-year follow-up evaluation with gait analysis. *Journal of Neurosurgery*, *74*(2), 178-184. <https://doi.org/10.3171/jns.1991.74.2.0178>
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of Human Gait*. <https://archive.org/details/dynamicsofhumang0000unse>
- Vaughan-Graham, J., Patterson, K., Zabjek, K., & Cott, C. A. (2019). Important Movement Concepts : Clinical Versus Neuroscience Perspectives. *Motor Control*, *23*(3), 273-293. <https://doi.org/10.1123/mc.2017-0085>
- Vaz, D. V., Avelar, B. S., & Resende, R. A. (2019). Effects of attentional focus on movement coordination complexity. *Human Movement Science*, *64*, 171-180. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.01.012>
- Vaz, J. R., Groff, B. R., Rowen, D. A., Knarr, B. A., & Stergiou, N. (2019). Synchronization dynamics modulates stride-to-stride fluctuations when walking to an invariant but not to a fractal-like stimulus. *Neuroscience Letters*, *704*, 28-35. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2019.03.040>
- Verrel, J., Lövdén, M., Schellenbach, M., Schaefer, S., & Lindenberger, U. (2009). Interacting effects of cognitive load and adult age on the regularity of whole-body motion during treadmill walking. *Psychology and Aging*, *24*(1), 75-81. <https://doi.org/10.1037/a0014272>
- Vidal, P.-P., & Lacquaniti, F. (2021). Perceptual-motor styles. *Experimental Brain Research*, *239*(5), 1359-1380. <https://doi.org/10.1007/s00221-021-06049-0>
- Vierordt. (1862). *Grundriss der Physiologie des Menschen*. <https://www.abebooks.com/Grundriss-Physiologie-Menschen-Vierordt-Carl-T%C3%BCbingen/31243062145/bd>
- Vlaeyen, J. W. S., & Morley, S. (2004). Active despite pain : The putative role of stop-rules and current mood. *Pain*, *110*(3), 512-516. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2004.04.037>
- Voermans, N. C., Knoop, H., Bleijenberg, G., & van Engelen, B. G. (2010). Pain in Ehlers-Danlos Syndrome Is Common, Severe, and Associated with Functional Impairment. *Journal of Pain and Symptom Management*, *40*(3), 370-378. <https://doi.org/10.1016/j.jpainsymman.2009.12.026>

- Voermans, N. C., Knoop, H., Bleijenberg, G., & van Engelen, B. G. (2011). Fatigue is associated with muscle weakness in Ehlers-Danlos syndrome : An explorative study. *Physiotherapy*, *97*(2), 170-174. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.06.001>
- Voermans, N. C., Knoop, H., van de Kamp, N., Hamel, B. C., Bleijenberg, G., & van Engelen, B. G. (2010). Fatigue Is a Frequent and Clinically Relevant Problem in Ehlers-Danlos Syndrome. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, *40*(3), 267-274. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2009.08.003>
- von Tscherner, V. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(6), 433-445. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00030-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00030-4)
- Vuillemin, A., Oppert, J.-M., Guillemin, F., Essermeant, L., Fontvieille, A.-M., Galan, P., Kriska, A. M., & Herberg, S. (2000). Self-administered questionnaire compared with interview to assess past-year physical activity: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *32*(6), 1119-1124. <https://doi.org/10.1097/00005768-200006000-00013>
- Walsh, G. S. (2021). Dynamics of Modular Neuromotor Control of Walking and Running during Single and Dual Task Conditions. *Neuroscience*, *465*, 1-10. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2021.04.004>
- Wang, S., Pai, Y.-C., & Bhatt, T. (2022). Neuromuscular mechanisms of motor adaptation to repeated gait-slip perturbations in older adults. *Scientific Reports*, *12*(1), 19851. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-23051-w>
- Wang, Y., & Srinivasan, M. (2014). Stepping in the direction of the fall : The next foot placement can be predicted from current upper body state in steady-state walking. *Biology Letters*, *10*(9), 20140405. <https://doi.org/10.1098/rsbl.2014.0405>
- Wang, Y., Watanabe, K., & Asaka, T. (2019). Effect of dance on multi-muscle synergies in older adults : A cross-sectional study. *BMC Geriatrics*, *19*(1), 340. <https://doi.org/10.1186/s12877-019-1365-y>
- Warren, W. H. (2006). The dynamics of perception and action. *Psychological Review*, *113*(2), 358-389. <https://doi.org/10.1037/0033-295X.113.2.358>
- Wellinghoff, M. A., Bunchman, A. M., & Dean, J. C. (2014). Gradual mechanics-dependent adaptation of medial gastrocnemius activity during human walking. *Journal of Neurophysiology*, *111*(5), 1120-1131. <https://doi.org/10.1152/jn.00251.2013>
- West, B. J., & Shlesinger, M. F. (1989). ON THE UBIQUITY OF 1/f NOISE. *International Journal of Modern Physics B*, *03*(06), 795-819. <https://doi.org/10.1142/S0217979289000609>
- Wickens, C. D. (2002). Multiple resources and performance prediction. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, *3*(2), 159-177. <https://doi.org/10.1080/14639220210123806>
- Wickens, C. D. (2008). Multiple Resources and Mental Workload. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *50*(3), 449-455. <https://doi.org/10.1518/001872008X288394>
- Wickens, C. D. (2021). Attention : Theory, Principles, Models and Applications. *International Journal of Human-Computer Interaction*, *37*(5), 403-417. <https://doi.org/10.1080/10447318.2021.1874741>
- Wickens, C. D., Gutzwiller, R. S., & Santamaria, A. (2015). Discrete task switching in overload : A meta-analyses and a model. *International Journal of Human-Computer Studies*, *79*, 79-84. <https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2015.01.002>
- Wijnants, M. L., Hasselman, F., Cox, R. F. A., Bosman, A. M. T., & Van Orden, G. (2012). An interaction-dominant perspective on reading fluency and dyslexia. *Annals of Dyslexia*, *62*(2), 100-119. <https://doi.org/10.1007/s11881-012-0067-3>

- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D. A. (1987). *The biomechanics and motor control of human gait*. Univ. of Waterloo Press.
- Witkin, H. A., Moore, C. A., Goodenough, D. R., & Cox, P. W. (1977). Field-Dependent and Field-Independent Cognitive Styles and Their Educational Implications. *Review of Educational Research*, 47(1), 1-64. <https://doi.org/10.2307/1169967>
- Wolf, A., Swift, J. B., Swinney, H. L., & Vastano, J. A. (1985). Determining Lyapunov exponents from a time series. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 16(3), 285-317. [https://doi.org/10.1016/0167-2789\(85\)90011-9](https://doi.org/10.1016/0167-2789(85)90011-9)
- Wollesen, B., Wanstrath, M., van Schooten, K. S., & Delbaere, K. (2019). A taxonomy of cognitive tasks to evaluate cognitive-motor interference on spatiotemporal gait parameters in older people : A systematic review and meta-analysis. *European Review of Aging and Physical Activity*, 16(1), 12. <https://doi.org/10.1186/s11556-019-0218-1>
- Woollacott, M., & 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. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00156-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00156-4)
- Worden, T. A., Mendes, M., Singh, P., & Vallis, L. A. (2016). Measuring the effects of a visual or auditory Stroop task on dual-task costs during obstacle crossing. *Gait & Posture*, 50, 159-163. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.033>
- Worden, T. A., & Vallis, L. A. (2016). Stability control during the performance of a simultaneous obstacle avoidance and auditory Stroop task. *Experimental Brain Research*, 234(2), 387-396. <https://doi.org/10.1007/s00221-015-4461-z>
- Wrightson, J. G., Schäfer, L., & Smeeton, N. J. (2020). Dual-task prioritization during overground and treadmill walking in healthy adults. *Gait & Posture*, 75, 109-114. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.007>
- Wrightson, J. G., & Smeeton, N. J. (2017). Walking modality, but not task difficulty, influences the control of dual-task walking. *Gait & Posture*, 58, 136-138. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.042>
- Wulf, G., & Prinz, W. (2001). Directing attention to movement effects enhances learning : A review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 8(4), 648-660. <https://doi.org/10.3758/bf03196201>
- Wurdeman, S. R., Myers, S. A., & Stergiou, N. (2014). Amputation effects on the underlying complexity within transtibial amputee ankle motion. *Chaos (Woodbury, N.Y.)*, 24(1), 013140. <https://doi.org/10.1063/1.4869580>
- Xiong, Y., & Tao, X. (2018). Compression Garments for Medical Therapy and Sports. *Polymers*, 10(6), 663. <https://doi.org/10.3390/polym10060663>
- Yakhdani, H. R. F., Bafghi, H. A., Meijer, O. G., Bruijn, S. M., Dikkenberg, N. van den, Stibbe, A. B., Royen, B. J. van, & Dieën, J. H. van. (2010). Stability and variability of knee kinematics during gait in knee osteoarthritis before and after replacement surgery. *Clinical Biomechanics*, 25(3), 230-236. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.12.003>
- Yamagata, M., Tateuchi, H., Shimizu, I., & Ichihashi, N. (2019). The effects of fall history on kinematic synergy during walking. *Journal of Biomechanics*, 82, 204-210. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.032>
- Yang, F., & King, G. A. (2016). Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 31, 81-87. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.09.004>

- Yentes, J. M., Denton, W., McCamley, J., Raffalt, P. C., & Schmid, K. K. (2018). Effect of parameter selection on entropy calculation for long walking trials. *Gait & posture*, *60*, 128-134. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.023>
- Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The Appropriate Use of Approximate Entropy and Sample Entropy with Short Data Sets. *Annals of Biomedical Engineering*, *41*(2), 349-365. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0668-3>
- Yentes, J. M., & Raffalt, P. C. (2021). Entropy Analysis in Gait Research : Methodological Considerations and Recommendations. *Annals of Biomedical Engineering*, *49*(3), 979-990. <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02616-8>
- Yildiran Carlak, E. (2023). *Effects of aging and exercise on dynamic postural control : Analysis of muscle synergies*. Ankara.
- Yogev, G., Giladi, N., Peretz, C., Springer, S., Simon, E. S., & Hausdorff, J. M. (2005). Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease : Which aspects of gait are attention demanding? *The European Journal of Neuroscience*, *22*(5), 1248-1256. <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2005.04298.x>
- Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M., & Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders*, *23*(3), 329-342. <https://doi.org/10.1002/mds.21720>
- Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M., & Giladi, N. (2012). Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. *Movement Disorders*, *27*(6), 765-770. <https://doi.org/10.1002/mds.24963>
- Yogev-Seligmann, G., Rotem-Galili, Y., Mirelman, A., Dickstein, R., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2010). How does explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effects of age and sex on gait speed and variability. *Physical Therapy*, *90*(2), 177-186. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090043>
- Young, D. R., Banks, C. L., McGuirk, T. E., & Patten, C. (2022). Evidence for shared neural information between muscle synergies and corticospinal efficacy. *Scientific Reports*, *12*(1), 8953. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-12225-1>
- Yves Kerlirzin ; Gilles Dietrich ; Stéphane Vieilledent. (2009). *Le contrôle moteur Organisation et contrôle du mouvement*. <https://livre.fnac.com/a2609806/Yves-Kerlirzin-Le-contrôle-moteur>
- Zandvoort, C. S., Daffertshofer, A., & Dominici, N. (2022). Cortical contributions to locomotor primitives in toddlers and adults. *iScience*, 105229. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2022.105229>
- Zanin, M., Olivares, F., Pulido-Valdeolivas, I., Rausell, E., & Gomez-Andres, D. (2022). Gait analysis under the lens of statistical physics. *Computational and Structural Biotechnology Journal*, *20*, 3257-3267. <https://doi.org/10.1016/j.csbj.2022.06.022>
- Zanone, P. G., & Kelso, J. A. S. (1997). Coordination dynamics of learning and transfer : Collective and component levels. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *23*, 1454-1480. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.23.5.1454>
- Zatsiorsky & Kraemer. (2006). *Science And Practice of Strength Training*. <https://www.abebooks.fr/9780736056281/Science-Practice-Strength-Training-Zatsiorsky-0736056289/plp>
- Zeng, X., Zhong, G., Xie, Z., Jiang, Y., Chen, W., Zhou, Z., Ma, L., Yang, T., Huang, W., & Zhang, Y. (2022). Upslope walking increases anterior tibial translation deficiency in patients with generalized joint hypermobility. *Gait & Posture*, *98*, 9-16. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.08.010>
- Zeni, J. A., Richards, J. G., & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture*, *27*(4), 710-714. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.007>

Zhao, K., Zhang, Z., Wen, H., & Scano, A. (2021). Intra-Subject and Inter-Subject Movement Variability Quantified with Muscle Synergies in Upper-Limb Reaching Movements. *Biomimetics*, 6(4), 63. <https://doi.org/10.3390/biomimetics6040063>

Listes des annexes

Annexe 0 : documents compléments du cadre théorique.

Annexe 1 : documents compléments de l'étude 1.

Annexe 2 : documents compléments de l'étude 2.

Annexe 3 : documents compléments de l'étude 3.

Annexe 0 : documents complémentaires du cadre théorique

Tableau S0. Récapitulatif des symptômes cliniques et fonctionnels rencontrés dans le Syndrome d'Ehlers-Danlos, type Hypermobilité. Tableau extrait de Rimbault (2021).

Systèmes affectés	Symptômes	Références
Système osseux et articulaire	-Entorses, luxations, subluxation et instabilité articulaires	Baeza-Velasco et al., 2018 (Revue)
	-Douleurs musculosquelettiques diffuses et chroniques	Chopra et al., 2017 ; Engelbert et al., 2017 ; Syx et al., 2017 ; Scheper et al., 2016, 2017 ; Malfait et al., 2017 ; Castori et al., 2017 ; Celletti et al., 2013
	-Arthralgies, kinésiophobie	
	-Scoliose	
Tissus mous	-Tendinites, bursites, synovites, ténosynovites, fasciites ou ruptures tendineuses	Rombaut et al., 2012 Russek et al., 2016
	-Points triggers myofasciaux	Scheper et al., 2016
	-Myalgies, spasmes musculaires, contractures	Tewari et al., 2017
	-Fibromyalgie	
Système nerveux autonome	-Dysautonomie	Miller et al., 2020
	-Hypotension orthostatique,	Tinkle et Levy, 2019
	-Syndrome de tachycardie posturale orthostatique (POTS), se présentant avec : Tachycardie, pré-syncope/syncope, anxiété, fatigue chronique, troubles du sommeil, intolérance à l'exercice, peau violacée, troubles de la thermorégulation, sensation de tête vide (« brain fog ») et troubles de la concentration.	Chan et al., 2018
	-Syndrome de Raynaud	
Système cardio-vasculaire	-Varices, insuffisance veineuse chronique	Hakim et al., 2017
	-Prolapsus de la valve mitrale	
	-Dilatation aortique (rare)	
Système neurologique	-Retard moteur chez les enfants	Robbins et al., 2018
	-Trouble proprioceptifs et du contrôle moteur, à l'origine de maladresses, chutes, heurts d'objets	Dupuy et al., 2017 Galli et al., 2011 Rigoldi et al., 2013
	-Sensibilisation centrale de la douleur, hyperalgésie	Rombaut et al., 2011
	-Céphalées, migraines, vertiges	Celletti et al., 2014

	-Douleurs neuropathiques, paresthésies et syndromes canalaïres	Murray et al., 2013 Castori et Voermans, 2014
	-Syndrome des jambes sans repos	Scheper et al., 2016 Clayton et al., 2015 Ferrell et al., 2004
Système psychoaffectif et cognitif	-Anxiété et troubles panique	Bulbena et al., 2017
	-Dépression	Simmonds et al., 2017
	-Troubles de la mémoire et de la concentration	Sinibaldi et al., 2015
Système gastro-intestinal	-Syndrome de l'intestin irritable	Castori et al., 2015
	-Constipation/diarrhée	Fikree et al., 2017
	-Ballonnements	
	-Douleurs abdominales, gastroparésie	
	-Sensibilité / intolérance alimentaire	
	-Prolapsus rectal	
	-Hernie hiatales / inguinales / crurales / ombilicales	
Système cutané	-Hyperextensibilité cutanée	Jesudas et al., 2019
	-Troubles de la cicatrisation	Tinkle et al., 2017
	-Hématomes au moindre choc	
Système urogénital	-Incontinence urinaire	Malfait et al., 2017
	-Prolapsus de la vessie / utérus	Hernandez et Dietrich, 2019
	-Dysménorrhée, endométriose, vulvodynie, douleurs pelviennes, dyspareunies	
Système immunitaire	-Syndrome d'activation mastocytaire : prurit, urticaire, érytème, sensibilités aux agents chimiques et à l'environnement, sensibilité alimentaire et aux traitements, fatigue, réponse inflammatoire excessive	Afrin et al., 2015 Hakim et al., 2017
Rythmes biologiques	-Insomnies	Hakim et al., 2017 ; Krahe et al., 2017 ; Voermans et al., 2009, 2010, 2011
	-Réveils nocturnes	
	-Syndrome de fatigue chronique	

Annexe 1 : documents complémentés de l'étude 1.

A1 - Notice d'information

Madame, Monsieur,

Le Docteur Leslie M. DECKER vous propose de participer à une recherche intitulée : Modulation des synergies musculaires associée à la marche dans des conditions de perturbation sensorielle et cognitive.

Ce document d'information a pour but de vous expliquer exactement ce que cette étude implique afin de vous permettre de décider si vous souhaitez y participer.

Chercheur(s) titulaire(s) responsable(s) scientifique(s) du projet :

Leslie M. DECKER, MCF-HDR

UMR-S 1075 INSERM / Université de Caen Normandie

COMETE | Mobilités : Vieillesse, Pathologie, Santé

Pôle des Formations et de Recherche en Santé

2, Rue des Rochambelles, 14032 Caen Cedex 5

Téléphone : +33 670.40.58.44

Fax : +33 231.56.82.19

Mail : leslie.decker@unicaen.fr

Lieu de recherche :

Centre Interdisciplinaire de Réalité Virtuelle (CIREVE)

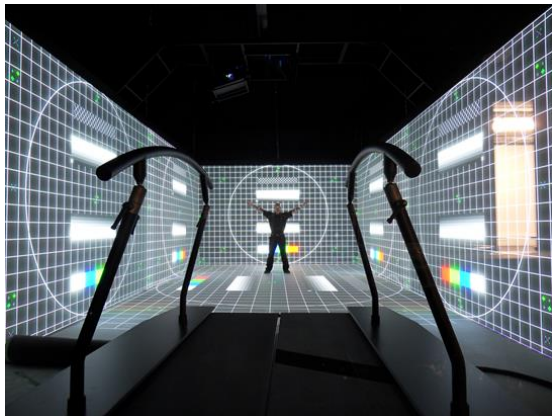
Université de Caen Normandie

Maison de la Recherche en Sciences Humaines

Esplanade de la Paix BP 5186, 14032 Caen Cedex 5

But du projet de recherche :

Si vous acceptez de participer à cette étude, vous réaliserez une expérience visant à évaluer votre marche dans des situations de simple ou de double tâche (*i.e.* réalisation d'une tâche cognitive concomitante lors de la marche) et ce, avec ou sans perturbation visuelle (*i.e.* oscillations du flux visuel *via* la réalité virtuelle). Cette étude se déroulera dans une salle de réalité virtuelle dotée de caméras à même de capturer vos mouvements dans les trois dimensions de l'espace, et d'un tapis roulant entouré d'écrans (sur les côtés et sur le sol) sur lesquels sera projeté l'environnement virtuel.



Après l'inclusion (*suite au remplissage du formulaire de participation*), d'un point de vue pratique, l'expérience se déroulera en trois étapes et durera environ 2h15.

1) La préparation incluant :

- a. la présentation de l'étude et la signature du formulaire de consentement éclairé.
- b. la vérification que vous disposez des équipements nécessaires pour l'étude :
 - i. haut du corps : tee-shirt, marcel ou brassière noir près du corps,
 - ii. bas du corps : leggings, maillot de bain ou short noir près du corps et chaussures de sport personnelles (avec semelles orthopédiques, si vous en utilisez au quotidien).

Dans le cas où vous ne disposeriez pas de ces équipements, nous vous en prêterons.

- c. le positionnement de 27 marqueurs rétro réfléchissants sur des points de repère anatomiques (cf. photo ci-dessus) et de 8 capteurs électromyographiques de surface (EMG) sur les muscles de vos

membres inférieurs. L'enregistrement des signaux EMG nécessitera que votre peau soit rasée et nettoyée aux endroits où les capteurs seront disposés.

- 2) La familiarisation (entraînement) incluant :
 - a. la présentation des tâches réalisées (*i.e.* tâche de marche et tâches cognitives),
 - b. la détermination de votre vitesse préférentielle sur le tapis roulant,
 - c. une familiarisation avec les tâches à réaliser.
- 3) La réalisation du protocole expérimental :
 - a. Chacune des tâches durera 3 minutes. Durant celles-ci, nous enregistrerons vos mouvements et l'activité de vos muscles grâce aux marqueurs et aux capteurs EMG disposés sur votre corps ainsi que vos réponses orales aux tâches cognitives à l'aide d'un microphone.
 - b. A l'issue de chaque tâche, vous répondrez à un court questionnaire où vous indiquerez si vous avez trouvé la tâche simple ou difficile à réaliser.
 - c. Les tâches seront présentées par bloc comme suit :
 - i. tâches cognitives en position assise,
 - ii. tâches de marche sans perturbation du flux visuel,
 - iii. tâches de marche avec perturbation du flux visuel.

Les blocs seront présentés de façon aléatoire.

Nous vous demanderons de bien respecter les consignes du début à la fin de l'expérience. Des pauses seront intégrées entre chaque tâche et chaque bloc. Une fois que vous aurez terminé l'ensemble des tâches, nous vous déséquiperons et, si vous le souhaitez, vous pourrez nous faire un retour vis-à-vis de l'expérience vécue.

Vos droits à la confidentialité

Les données obtenues seront traitées avec la plus entière confidentialité. Votre identité sera protégée à l'aide d'un code d'identification. Aucun autre renseignement ne sera dévoilé qui puisse révéler son identité. Toutes les données seront conservées dans un endroit sécurisé et seuls la Responsable scientifique et les chercheurs adjoints y auront accès.

Vos droits de vous retirer de la recherche en tout temps

Votre contribution à cette recherche est volontaire. Vous pourrez vous en retirer ou cesser votre participation en tout temps, et demander que vos données soient détruites, sans conséquence. Votre décision de participer, de refuser de participer, ou de cesser votre participation n'aura aucun effet sur vos notes, votre statut, vos relations futures avec le laboratoire COMETE et l'Université de Caen Normandie

Bénéfices

Aucun bénéfice direct n'est attendu de cette recherche. Néanmoins, votre participation à ce protocole permettra d'améliorer les connaissances scientifiques sur les facteurs et les mécanismes fondamentaux qui permettent de réguler la marche dans des conditions fortement contraignantes et complexes, et fournira une base de données de référence dans le cadre de futures études s'intéressant aux personnes « à risque » ou souffrant d'une pathologie particulière.

Risques possibles

Vous ne serez pas exposés à un risque particulier. En effet, l'ensemble des examens réalisés pour cette étude sera non invasif, et comportera essentiellement des évaluations comportementales. Les risques liés à cette recherche sont principalement les risques éventuels de déséquilibre liés à la réalisation des situations de double tâche sur tapis roulant bien qu'elles soient peu fréquentes chez des individus jeunes, en bonne santé. Néanmoins, afin de prévenir ces chutes, deux personnels seront présents à proximité lors des évaluations pour assurer votre sécurité.

Diffusion

Les résultats issus de cette recherche auront pour vocation d'être diffusés auprès de la communauté scientifique par le biais de publications dans des revues scientifiques et de communications, orales et affichées, lors de séminaires, de colloques, de congrès ou de conférences.

Vos droits de poser des questions en tout temps

Vous pouvez poser des questions au sujet de la recherche en tout temps en communiquant avec la Responsable scientifique du projet par courriel à : leslie.decker@unicaen.fr, ou par téléphone au 06 70 40 58 44.

A1 - Formulaire de consentement éclairé

Je, soussigné(e),déclare participer volontairement à la recherche intitulée : Modulation des synergies musculaires associée à la marche dans des conditions de perturbation sensorielle et cognitive.

Ce, après avoir été informé(e) des implications engendrées par ma participation par la responsable scientifique, Leslie M. DECKER, MCF-HDR

UMR-S 1075 INSERM / Université de Caen Normandie

COMETE | Mobilités : Vieillissement, Pathologie, Santé

Pôle des Formations et de Recherche en Santé

2, Rue des Rochambelles, 14032 Caen Cedex 5

Téléphone : +33 670.40.58.44

Fax : +33 231.56.82.19

Mail : leslie.decker@unicaen.fr

Lieu de recherche :

Centre Interdisciplinaire de Réalité Virtuelle (CIREVE)

Université de Caen Normandie

Maison de la Recherche en Sciences Humaines

Esplanade de la Paix BP 5186, 14032 Caen Cedex 5

Consentement à la participation

En signant le formulaire de consentement, vous certifiez que vous avez lu et compris les renseignements ci-dessus (Cf, notice d'information), qu'on a répondu à vos questions de façon satisfaisante et qu'on vous a avisé que vous étiez libre d'annuler votre consentement ou de vous retirer de cette recherche en tout temps, sans préjudice.

A remplir par le participant :

J'ai eu la possibilité de poser toutes les questions que je souhaitais au Dr Leslie DECKER qui m'a expliqué la nature, les objectifs, les risques potentiels et les contraintes liées à ma participation à cette recherche.

Fait à en deux exemplaires originaux*

Le participant

L'investigateur

Nom et Prénom :

Nom et Prénom :

Date : __ / __ / ____

Date : __ / __ / ____

Signature :

Signature :

*Un exemplaire de ce document vous est remis, un autre exemplaire est conservé dans le dossier

A1 - Questionnaire à remplir pour participer à l'étude : Modulation des synergies musculaires associée à la marche dans des conditions de perturbation sensorielle et cognitive

Veuillez remplir ce formulaire de la façon la plus honnête et réaliste possible. Il n'y a pas de bonnes ou de mauvaises réponses et toute information reçue sera traitée de façon confidentielle.

NOM : PRÉNOM : DATE DE NAISSANCE : __ / __ / ____
SEXE : F M TAILLE : ___ cm POIDS : __, _ kg

Latéralité :

Membres supérieurs : Droit Gauche
Membres inférieurs : Droit Gauche Non connue

Port de semelles orthopédiques :

Quotidiennement : Oui Non Occasionnellement
Durant la pratique physique : Oui Non. Si non, à quelle(s) occasion(s) ?

Avez-vous fait des études supérieures : Oui Non En cours

Si Oui ou En cours, dans quel domaine :

Sciences Humaines et sociales STAPS Artistiques Sciences économiques
 Sciences physiques, mathématiques Sciences biologiques et médicales Sciences de l'ingénieur

Jusqu'à quel niveau : Entre BAC+1 et BAC+3 Entre BAC+4 et BAC+5 Au-delà de BAC+5

Exercez-vous une activité professionnelle : Oui Non

Si oui, de quel type :

Travail manuel non qualifié¹ Travail manuel qualifié² Travail qualifié non manuel³
 Profession intermédiaire⁴ Cadre ou professionnel à grandes responsabilités⁵

¹ Ex : Ouvrier non spécialisé, travail à la campagne, serveur, opérateur de call center, baby-sitter, domestique, jardinier, femme au foyer, etc.

² Ex : Artisan ou ouvrier spécialisé, commis, coiffeur, simple employé, tailleur, infirmier, représentant, cuisinier, etc.

³ Ex : Commerçant, maîtresse d'école maternelle, agent immobilier, prêtre, moine/soeur, musicien, etc.

⁴ Ex : Dirigeant d'une petite entreprise, médecin, enseignant, avocat, entrepreneur, ingénieur, psychologue, etc.

⁵ Ex : Professions intellectuelles et scientifiques de haute spécialisation, magistrat, directeur d'entreprise, etc.

1) Vérification des critères de non inclusion :

- a. Avez-vous eu des traumatismes ou des blessures des membres inférieurs dans les 6 derniers mois ?
Si oui, lesquels et à quelle période (mois, année) ?
- b. Au quotidien, ressentez-vous des douleurs, des limitations fonctionnelles ou de l'inconfort ? Si oui, à quels endroits ?
- c. Avez-vous une maladie de la peau (e.g. eczéma) ou des antécédents neurologiques ou musculosquelettiques ?
- d. Avez-vous des traitements médicamenteux en cours ? Si oui, lesquels ?
- e. Avez-vous une déficience visuelle ? Oui Non
Si oui, possédez-vous des lentilles de contact ? Oui Non

2) Questionnaire d'activité physique :

- a. Parmi les activités listées ci-dessous, cochez celles que vous avez pratiquées au moins 10 fois au cours des 12 derniers mois :

Aérobic		Danse		Marche rapide		Skateboard	
Athlétisme		Fitness		Moto cross		Ski Alpin	
Badminton		Football		Musculation		Ski de fond	
Basket-ball		Frisbee		Natation plaisir		Ski nautique	
Bowling		Golf		Natation compét.		Squash	
Boxe		Gymnastique		Patinage plaisir		Surf	
Canoe plaisir		Hand-ball		Patinage compét.		Tennis	
Canoe compét.		Hockey		Pêche		Vélo plaisir	
Chasse		Jardinage		Ping pong		Vélo vitesse	
Cheval		Jogging		Plongée ss-marine		Planche à voile	
Course cross		Karaté / Judo		Randonnée		Voile	
Course endurance		Kayak		Roller-skate		VTT	
Course rapide		Marche plaisir		Rugby		Autre :	

- b. Reportez ces activités sur le tableau ci-dessous. Indiquez le nombre de mois et le nombre de fois/mois où vous avez effectué ces activités au cours des 12 derniers mois. Puis, notez le temps passé pour chaque activité.

Activités	Nombre de mois	Nombre moyen de fois/mois	Temps moyen passé à chaque fois (en minutes)

- c. Pour chacune des activités réalisées en compétition, indiquez-le meilleur niveau de pratique atteint (départemental, régional, national) et l'année associée la plus récente ? Ex : Si j'ai pratiqué du handball au niveau national de 2014 à 2018 et qu'actuellement, je suis en régional alors j'indique « Handball » et « National, 2018 ».

Activité 1 : Niveau : Activité 4 : Niveau :
 Activité 2 : Niveau : Activité 5 : Niveau :
 Activité 3 : Niveau : Activité 6 : Niveau :

3) Créneaux de passations préférentiels :

Pour que nous puissions nous organiser au mieux, veuillez cocher les créneaux de début de passation qui vous conviendraient. Pour rappel, la durée de la passation sera d'environ 2 heures.

	8 heures	10 heures	12 heures	14 heures	16 heures	18 heures
Jeudi						
Vendredi						
Samedi						

Pour toutes questions ou remarques relatives à l'étude, n'hésitez pas à joindre :
 Valentin Lana (Doctorant), par courriel à valentin.lana@unicaen.fr
 Leslie Decker (Responsable scientifique), par courriel à leslie.decker@unicaen.fr

A1 : Matériels supplémentaires – Etude n°1.

L'analyse Flux optique (NOF, POF) x Essai (1, 2) a montré un effet principal significatif du flux optique (LRT = 48.83, $p < 0.001$), de l'Essai (LRT = 8.049, $p = 0.006$) et de l'effet d'interaction entre les deux (LRT = 9.487, $p = 0.002$) sur le score brut du NASA-TLX. Les tests post-hoc sur les moyennes marginales estimées ont révélé une augmentation de la charge mentale subjective en POF par rapport aux conditions en NOF ($t_{68,2} = -8.755$, $p < 0.001$, $d = -1.800$) et une diminution lors du second essai par rapport au premier ($t_{68,2} = 4.190$, $p < 0.001$, $d = 0.863$). Plus particulièrement, le score brut NASA-TLX était réduit entre les essais 1 et 2 en POF ($t_{68,2} = 5.136$, $p < 0.001$, $d = 1.503$) alors qu'il ne l'était pas en NOF ($t_{68,2} = 0.774$, $p = 0.866$, $d = 0.223$). La charge mentale subjective était presque nulle en NOF, ainsi les effets principaux du flux optique et de l'essai ont été principalement observés en POF. Une explication pourrait être qu'une diminution de la vigilance (*i.e.* une relaxation cognitive ; Barwick et al., 2012 ; Benoit et al., 2019) s'est produite à la fin des blocs ou qu'un effet d'apprentissage (*i.e.* acclimatation sur tapis roulant ; Meyer et al., 2019) s'est produit. Comme ces effets interfèrent avec l'objectif principal de l'expérience, la deuxième STM n'a pas été incluse dans les analyses.

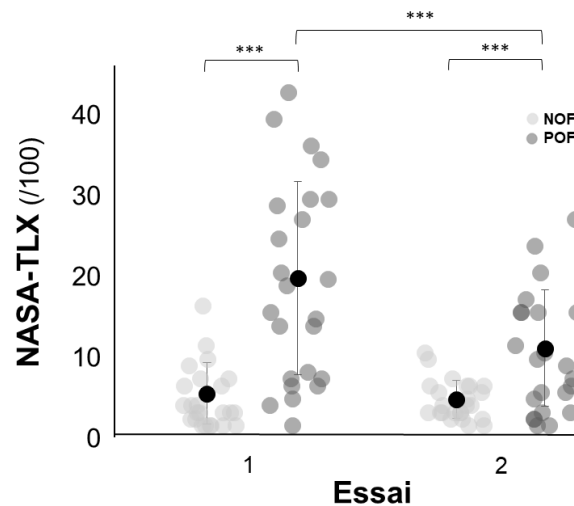


Figure S0. Score brut du NASA-TLX obtenu dans les deux essais en simple tâche de marche (STM) sous des conditions de flux optique normal (NOF, cercles gris clair) ou perturbé (POF, cercles gris foncés). *** indique des différences significatives à un niveau 0.001.

Tableau S1. Résultats statistiques pour les variables de performance cognitive et de charge mentale subjective.

Variable		Effet principal Condition	Effet principal Tâche	Effet d'interaction Condition x Tâche	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)
	<i>d'</i> (u.a.)	LRT = 0.491 p = 0.774	LRT = 334.4 p < 0.001	LRT = 2.133 p = 0.724	Tâche 1b - 2b: $t_{184} = 12.14$, $p < 0.001$, $d = 2.020$ 1b - 3b: $t_{184} = 29.47$, $p < 0.001$, $d = 4.910$ 2b - 3b: $t_{184} = 17.33$, $p < 0.001$, $d = 2.890$
Tâches n-back	<i>Taux de bonnes réponses (%)</i>	LRT = 0.218 p = 0.899	LRT = 250.7 p < 0.001	LRT = 1.223 p = 0.880	Tâche 1b - 2b: $t_{184} = 6.842$, $p < 0.001$, $d = 1.140$ 1b - 3b: $t_{184} = 21.83$, $p < 0.001$, $d = 3.160$ 2b - 3b: $t_{184} = 14.99$, $p < 0.001$, $d = 2.090$
	<i>Temps de réaction (s)</i>	LRT = 0.987 p = 0.624	LRT = 187.6 p < 0.001	LRT = 2.715 p = 0.621	Tâche 1b - 2b: $t_{184} = -8.889$, $p < 0.001$, $d = -1.480$ 1b - 3b: $t_{184} = -17.63$, $p < 0.001$, $d = -2.940$ 2b - 3b: $t_{184} = -8.743$, $p < 0.001$, $d = -1.460$
					Condition NOF - POF: $t_{184} = -3.767$, $p < 0.001$, $d = -0.628$ POF - STC: $t_{184} = 4.863$, $p < 0.001$, $d = 0.811$
NASA-TLX	<i>Score (%)</i>	LRT = 25.58 p < 0.001	LRT = 229.6 p < 0.001	LRT = 1.499 p = 0.831	Tâche 1b - 2b: $t_{184} = -10.37$, $p < 0.001$, $d = -1.730$ 1b - 3b: $t_{184} = -22.07$, $p < 0.001$, $d = -3.680$ 2b - 3b: $t_{184} = -11.69$, $p < 0.001$, $d = -1.950$

Tableau S2. Moyenne \pm écart type (ET) des variables de marche pour les quatre conditions de marche réalisées sous un flux optique normal (NOF) : simple tâche de marche (STM) et double tâche de marche (DTM), i.e. marcher en répondant en parallèle auditivement à la tâche 1-back (DTM-1b), 2-back (DTM-2b) et 3-back (DTM-3b).

Variables		NOF			
		STM	DTM-1b	DTM-2b	DTM-3b
Largeur du pas (W)	Moyenne (m)	0.099 \pm 0.028	0.100 \pm 0.028	0.103 \pm 0.029	0.102 \pm 0.028
	ET (m)	0.024 \pm 0.005	0.024 \pm 0.005	0.023 \pm 0.005	0.023 \pm 0.004
	M (u.a.)	-0.725 \pm 0.109	-0.722 \pm 0.125	-0.730 \pm 0.143	-0.741 \pm 0.150
	R ² (u.a.)	0.362 \pm 0.054	0.362 \pm 0.062	0.365 \pm 0.071	0.371 \pm 0.076
	Alpha (u.a.)	0.594 \pm 0.082	0.569 \pm 0.103	0.531 \pm 0.110	0.534 \pm 0.104
Position latérale du corps (z _B)	Moyenne (m)	-0.020 \pm 0.017	-0.016 \pm 0.021	-0.017 \pm 0.021	-0.017 \pm 0.021
	ET (m)	0.021 \pm 0.004	0.021 \pm 0.004	0.020 \pm 0.004	0.022 \pm 0.006
	M (u.a.)	-0.227 \pm 0.056	-0.238 \pm 0.068	-0.239 \pm 0.059	-0.221 \pm 0.065
	R ² (u.a.)	0.113 \pm 0.028	0.119 \pm 0.034	0.118 \pm 0.029	0.110 \pm 0.031
	Alpha (u.a.)	0.853 \pm 0.086	0.871 \pm 0.143	0.815 \pm 0.114	0.843 \pm 0.138
Vitesse du pas (V)	Moyenne (m/s)	1.117 \pm 0.132	1.117 \pm 0.132	1.117 \pm 0.132	1.117 \pm 0.132
	ET (m/s)	0.037 \pm 0.006	0.035 \pm 0.006	0.034 \pm 0.005	0.035 \pm 0.005
	M (u.a.)	-1.210 \pm 0.228	-1.214 \pm 0.201	-1.192 \pm 0.220	-1.154 \pm 0.186
	R ² (u.a.)	0.606 \pm 0.114	0.607 \pm 0.100	0.596 \pm 0.109	0.578 \pm 0.092
	Alpha (u.a.)	0.481 \pm 0.094	0.450 \pm 0.114	0.496 \pm 0.130	0.531 \pm 0.139
Longueur du pas	Moyenne (m)	0.626 \pm 0.066	0.622 \pm 0.067	0.624 \pm 0.065	0.624 \pm 0.067
	ET (m)	0.016 \pm 0.003	0.015 \pm 0.003	0.015 \pm 0.003	0.015 \pm 0.003
Durée du pas	Moyenne (s)	0.562 \pm 0.032	0.559 \pm 0.030	0.560 \pm 0.031	0.560 \pm 0.030
	ET (s)	0.012 \pm 0.003	0.011 \pm 0.003	0.012 \pm 0.002	0.012 \pm 0.003
Cadence	Moyenne (pas/min)	106.947 \pm 5.992	107.716 \pm 5.818	107.430 \pm 5.943	107.368 \pm 5.895
Rapport de variance (VR)	Sol (u.a.)	0.194 \pm 0.037	0.186 \pm 0.046	0.178 \pm 0.042	0.177 \pm 0.038
	Gmed (u.a.)	0.350 \pm 0.096	0.331 \pm 0.084	0.316 \pm 0.085	0.314 \pm 0.096
	SM1 (u.a.)	0.520 \pm 0.169	0.532 \pm 0.158	0.493 \pm 0.144	0.483 \pm 0.12
	SM2 (u.a.)	0.264 \pm 0.049	0.255 \pm 0.052	0.248 \pm 0.045	0.256 \pm 0.047
	SM3 (u.a.)	0.606 \pm 0.16	0.559 \pm 0.131	0.559 \pm 0.144	0.580 \pm 0.173
	SM4 (u.a.)	0.522 \pm 0.137	0.511 \pm 0.106	0.499 \pm 0.106	0.500 \pm 0.105
Largeur à mi-hauteur (FWHM)	Sol (u.a.)	16.111 \pm 3.241	16.618 \pm 3.136	16.540 \pm 3.180	16.517 \pm 3.136
	Gmed (u.a.)	10.158 \pm 1.132	10.452 \pm 1.245	10.651 \pm 1.616	10.712 \pm 1.271
	SM1 (u.a.)	10,493 \pm 1,64	10,034 \pm 1,687	10,466 \pm 1,63	10,508 \pm 1,544
	SM2 (u.a.)	18,892 \pm 2,836	19,399 \pm 2,984	19,389 \pm 3,188	18,981 \pm 3,143
	SM3 (u.a.)	10,038 \pm 1,972	10,151 \pm 1,819	10,647 \pm 1,277	10,737 \pm 1,526
	SM4 (u.a.)	10,769 \pm 1,527	10,621 \pm 1,383	10,791 \pm 1,632	10,708 \pm 1,954
sMLE	SM (u.a.)	0.0034 \pm 0.0003	0.0034 \pm 0.0004	0.0035 \pm 0.0005	0.0034 \pm 0.0004
ACI	SM (u.a.)	0.00007 \pm 0.00004	0.00006 \pm 0.00002	0.00009 \pm 0.00005	0.00008 \pm 0.00004

Tableau S3. Moyenne \pm écart type des variables de marche pour les quatre conditions de marche réalisées sous un flux optique perturbée (POF) : simple tâche de marche (STM) et double tâche de marche (DTM), i.e. marcher en répondant en parallèle auditivement à la tâche 1-back (DTM-1b), 2-back (DTM-2b) et 3-back (DTM-3b).

Variables		POF			
		STM	DTM-1b	DTM-2b	DTM-3b
Largeur du pas (W)	Moyenne (m)	0.113 \pm 0.029	0.109 \pm 0.029	0.112 \pm 0.030	0.110 \pm 0.029
	ET (m)	0.041 \pm 0.008	0.037 \pm 0.008	0.037 \pm 0.009	0.038 \pm 0.008
	M (u.a.)	-0.880 \pm 0.199	-0.869 \pm 0.165	-0.873 \pm 0.164	-0.897 \pm 0.150
	R ² (u.a.)	0.440 \pm 0.099	0.434 \pm 0.083	0.436 \pm 0.081	0.449 \pm 0.075
	Alpha (u.a.)	0.567 \pm 0.108	0.529 \pm 0.100	0.514 \pm 0.073	0.541 \pm 0.096
Position latérale du corps (z _B)	Moyenne (m)	-0.020 \pm 0.020	-0.024 \pm 0.024	-0.023 \pm 0.024	-0.020 \pm 0.023
	ET (m)	0.036 \pm 0.008	0.033 \pm 0.007	0.032 \pm 0.007	0.033 \pm 0.007
	M (u.a.)	-0.291 \pm 0.049	-0.274 \pm 0.050	-0.291 \pm 0.059	-0.292 \pm 0.058
	R ² (u.a.)	0.146 \pm 0.025	0.136 \pm 0.025	0.145 \pm 0.029	0.146 \pm 0.029
	Alpha (u.a.)	0.572 \pm 0.136	0.624 \pm 0.136	0.584 \pm 0.154	0.549 \pm 0.159
Vitesse du pas (V)	Moyenne (m.s ⁻¹)	1.116 \pm 0.132	1.118 \pm 0.132	1.117 \pm 0.132	1.117 \pm 0.132
	ET (m.s ⁻¹)	0.047 \pm 0.011	0.040 \pm 0.008	0.040 \pm 0.008	0.039 \pm 0.006
	M (u.a.)	-1.222 \pm 0.156	-1.195 \pm 0.186	-1.232 \pm 0.219	-1.189 \pm 0.207
	R ² (u.a.)	0.611 \pm 0.078	0.597 \pm 0.093	0.616 \pm 0.109	0.594 \pm 0.103
	Alpha (u.a.)	0.453 \pm 0.081	0.437 \pm 0.100	0.453 \pm 0.137	0.472 \pm 0.129
Longueur du pas	Moyenne (m)	0.610 \pm 0.071	0.612 \pm 0.068	0.613 \pm 0.069	0.614 \pm 0.069
	ET (m)	0.023 \pm 0.005	0.019 \pm 0.005	0.019 \pm 0.005	0.018 \pm 0.004
Durée du pas	Moyenne (s)	0.548 \pm 0.028	0.549 \pm 0.027	0.550 \pm 0.028	0.552 \pm 0.029
	ET (s)	0.016 \pm 0.004	0.013 \pm 0.003	0.013 \pm 0.004	0.013 \pm 0.003
Cadence	Moyenne (pas/min)	109.801 \pm 5.883	109.622 \pm 5.644	109.407 \pm 5.835	109.088 \pm 5.890
Rapport de variance (VR)	Sol (u.a.)	0.228 \pm 0.071	0.203 \pm 0.055	0.201 \pm 0.063	0.197 \pm 0.050
	Gmed (u.a.)	0.394 \pm 0.103	0.365 \pm 0.104	0.359 \pm 0.096	0.355 \pm 0.096
	SM1 (u.a.)	0.557 \pm 0.156	0.534 \pm 0.141	0.529 \pm 0.157	0.533 \pm 0.156
	SM2 (u.a.)	0.290 \pm 0.066	0.269 \pm 0.054	0.267 \pm 0.062	0.265 \pm 0.055
	SM3 (u.a.)	0.600 \pm 0.148	0.573 \pm 0.151	0.549 \pm 0.143	0.563 \pm 0.165
Largeur à mi-hauteur (FWHM)	SM4 (u.a.)	0.563 \pm 0.146	0.525 \pm 0.127	0.549 \pm 0.127	0.531 \pm 0.134
	Sol (u.a.)	15.821 \pm 2.840	16.555 \pm 3.105	16.702 \pm 3.295	16.368 \pm 2.910
	Gmed (u.a.)	10.575 \pm 1.552	10.827 \pm 1.346	10.462 \pm 1.289	10.393 \pm 1.232
	SM1 (u.a.)	10,656 \pm 1,55	10,634 \pm 1,527	10,288 \pm 1,516	10,475 \pm 1,341
	SM2 (u.a.)	18,872 \pm 3,317	19,693 \pm 3,73	19,614 \pm 3,209	19,404 \pm 3,21
sMLE	SM3 (u.a.)	10,46 \pm 1,576	10,259 \pm 1,689	10,625 \pm 1,349	10,53 \pm 1,215
	SM4 (u.a.)	10,891 \pm 1,764	10,98 \pm 1,706	10,521 \pm 1,335	10,762 \pm 2,03
ACI	SM (u.a.)	0.0035 \pm 0.0003	0.0035 \pm 0.0004	0.0035 \pm 0.0005	0.0036 \pm 0.0006
	SM (u.a.)	0.00009 \pm 0.00003	0.00007 \pm 0.00004	0.00008 \pm 0.00003	0.00009 \pm 0.00004

Tableau S4. Résultats statistiques pour les caractéristiques de marche cinématiques (moyenne, ET: écart-type).

Variable		Effet principal <i>Flux optique</i>	Effet principal <i>Condition de marche</i>	Effet d'interaction <i>Flux optique x Condition de marche</i>	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)
Largeur du pas (W)	<i>Moyenne (m)</i>	LRT = 54.61 p < 0.001	LRT = 3.285 p = 0.363	LRT = 5.997 p = 0.123	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -8.138$, p < 0.001, d = -1.290
	<i>ET (m)</i>	LRT = 139.7 p < 0.001	LRT = 2.495 p = 0.488	LRT = 2.686 p = 0.465	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -15.24$, p < 0.001, d = -2.410
Position latérale du corps (z_B)	<i>Moyenne (m)</i>	LRT = 4.573 p = 0.036	LRT = 2.299 p = 0.526	LRT = 1.766 p = 0.640	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = 2.115$, p = 0.040, d = 0.334
	<i>ET (m)</i>	LRT = 122.9 p < 0.001	LRT = 3.294 p = 0.358	LRT = 2.608 p = 0.469	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -13.80$, p < 0.001, d = -2.180
Vitesse du pas (V)	<i>Moyenne (m.s⁻¹)</i>	LRT = 0.444 p = 0.508	LRT = 12.21 p = 0.007	LRT = 6.630 p = 0.101	Condition de marche DTM-1b - STM: $t_{133} = 3.452$, p = 0.004, d = 0.772
	<i>ET (m.s⁻¹)</i>	LRT = 38.53 p < 0.001	LRT = 13.45 p = 0.005	LRT = 10.99 p = 0.016	Interaction STM NOF - STM POF: $t_{133} = -5.941$, p < 0.001, d = -1.878 DTM-1b POF - STM POF: $t_{133} = -4.050$, p = 0.022, d = -1.281 DTM-2b POF - STM POF: $t_{133} = -3.780$, p = 0.006, d = -1.196 DTM-3b POF - STM POF: $t_{133} = -4.861$, p < 0.001, d = -1.537
Longueur du pas	<i>Moyenne (m)</i>	LRT = 81.95 p < 0.001	LRT = 1.443 p = 0.701	LRT = 4.656 p = 0.229	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = 10.46$, p < 0.001, d = 1.650
	<i>ET (m)</i>	LRT = 50.91 p < 0.001	LRT = 9.697 p = 0.028	LRT = 1.704 p = 0.653	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -7.684$, p < 0.001, d = -1.210 Condition de marche DTM-2b - STM: $t_{133} = -2.780$, p = 0.031, d = -0.622 DTM-3b - STM: $t_{133} = -3.538$, p = 0.003, d = -0.791

Durée du pas	<i>Moyenne (s)</i>	LRT = 99.07 p < 0.001	LRT = 1.354 p = 0.727	LRT = 5.445 p = 0.159	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = 11.93$, p < 0.001, d = 1.890
	<i>ET (s)</i>	LRT = 22.57 p < 0.001	LRT = 8.674 p = 0.032	LRT = 10.93 p = 0.018	Interaction DTM-1b NOF - STM POF: $t_{133} = -5.279$, p < 0.001, d = -1.669 DTM-2b NOF - STM POF: $t_{133} = -5.807$, p < 0.001, d = -1.836 DTM-3b NOF - STM POF: $t_{133} = -4.751$, p < 0.001, d = -1.502 STM NOF - STM POF: $t_{133} = -5.279$, p < 0.001, d = -1.669
Cadence	<i>Moyenne (pas/min)</i>	LRT = 103.2 p < 0.001	LRT = 2.454 p = 0.476	LRT = 7.775 p = 0.059	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -12.38$, p < 0.001, d = -1.96

Tableau S5. Résultats statistiques pour la complexité de la marche (α : exposant alpha, M: pentes linéaires à partir d'une régression des moindres carrés, R²: force de corrélation)

Variable	Effet principal <i>Flux optique</i>	Effet principal <i>Condition de marche</i>	Effet d'interaction <i>Flux optique x Condition de marche</i>	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)	
Largeur du pas (W)	$\alpha (u.a.)$	LRT = 1.267 p = 0.257	LRT = 10.18 p = 0.015	LRT = 0.909 p = 0.834	Condition de marche DTM-2b - STM: $t_{133} = -3.047$, p = 0.015, d = -0.681
	$M (u.a.)$	LRT = 49.82 p < 0.001	LRT = 0.619 p = 0.887	LRT = 0.135 p = 0.987	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = 7.544$, p < 0.001, d = 1.190
	$R^2 (u.a.)$	LRT = 49.46 p < 0.001	LRT = 0.609 p = 0.895	LRT = 0.151 p = 0.988	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -7.421$, p < 0.001, d = -1.170
Position latérale du corps (z_B)	$\alpha (u.a.)$	LRT = 119.1 p < 0.001	LRT = 2.036 p = 0.582	LRT = 1.487 p = 0.694	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = 13.37$, p < 0.001, d = 2.110

	$M (u.a.)$	LRT = 57.65 p < 0.001	LRT = 0.722 p = 0.874	LRT = 6.519 p = 0.109	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = 8.426$, p < 0.001, d = 1.330
	$R^2 (u.a.)$	LRT = 57.69 p < 0.001	LRT = 0.390 p = 0.941	LRT = 6.357 p = 0.106	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -8.424$, p < 0.001, d = -1.330
Vitesse du pas (V)	$\alpha (u.a.)$	LRT = 5.998 p = 0.017	LRT = 9.109 p = 0.033	LRT = 1.550 p = 0.679	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = 2.426$, p < 0.001, d = 0.384
	$M (u.a.)$	LRT = 2.040 p = 0.157	LRT = 2.524 p = 0.478	LRT = 0.859 p = 0.836	Condition de marche DTM-1b - DTM-3b: $t_{133} = -3.004$, p = 0.016, d = -0.672
	$R^2 (u.a.)$	LRT = 2.206 p = 0.144	LRT = 2.401 p = 0.508	LRT = 0.675 p = 0.898	

Tableau S6. Résultats statistiques pour les caractéristiques de marche électromyographiques

Variable	Effet principal <i>Flux optique</i>	Effet principal <i>Condition de marche</i>	Effet d'interaction <i>Flux optique x Condition de marche</i>	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)	
Rapport de variance (VR)	$Sol (u.a.)$	LRT = 49.97 p < 0.001	LRT = 22.23 p < 0.001	LRT = 5.015 p = 0.189	Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -7.413$, p < 0.001, d = -1.170
	$Gmed (u.a.)$	LRT = 69.07 p < 0.001	LRT = 26.07 p < 0.001	LRT = 0.839 p = 0.846	Condition de marche DTM-1b - STM: $t_{133} = -3.457$, p = 0.004, d = -0.773 DTM-2b - STM: $t_{133} = -4.684$, p < 0.001, d = -1.047 DTM-3b - STM: $t_{133} = -5.241$, p < 0.001, d = -1.172
				Flux optique NOF - POF: $t_{133} = -9.238$, p < 0.001, d = -1.460	
				Condition de marche DTM-1b - STM: $t_{133} = -3.967$, p < 0.001, d = -0.887	

DTM-2b - STM: $t_{133} = -5.611$, $p < 0.001$, $d = -1.255$
 DTM-3b - STM: $t_{133} = -5.971$, $p < 0.001$, $d = -1.335$

Flux optique

NOF - POF : $t_{98} = -2.109$, $p = 0.037$, $d = -0.385$

Flux optique

NOF - POF: $t_{98} = -5.265$, $p < 0.001$, $d = -0.961$

Condition de marche

DTM-1b - STM: $t_{98} = -3.369$, $p = 0.006$, $d = -0.867$

DTM-2b - STM: $t_{98} = -4.232$, $p < 0.001$, $d = -1.117$

DTM-3b - STM: $t_{98} = -3.623$, $p = 0.003$, $d = -0.935$

Flux optique

NOF - POF : $t_{98} = -3.610$, $p < 0.001$, $d = -0.659$

Condition de marche

DTM-1b - STM: $t_{133} = 2.649$, $p = 0.044$, $d = 0.592$

DTM-2b - STM: $t_{133} = 2.792$, $p = 0.03$, $d = 0.624$

Interaction

STM NOF - DTM-1b POF: $t_{133} = -3.081$, $p = 0.049$, $d = -0.974$

Condition de marche

DTM-1b - STM : $t_{98} = 2.857$, $p = 0.026$, $d = 0.738$

	<i>SM1 (u.a.)</i>	LRT = 4.457 $p = 0.037$	LRT = 3.265 $p = 0.368$	LRT = 1.519 $p = 0.699$	
	<i>SM2 (u.a.)</i>	LRT = 21.08 $p < 0.001$	LRT = 20.71 $p < 0.001$	LRT = 4.569 $p = 0.230$	
	<i>SM3 (u.a.)</i>	LRT = 0.068 $p = 0.796$	LRT = 4.196 $p = 0.257$	LRT = 0.419 $p = 0.939$	
	<i>SM4 (u.a.)</i>	LRT = 12.29 $p = 0.001$	LRT = 5.078 $p = 0.177$	LRT = 2.066 $p = 0.588$	
Largeur à mi-hauteur (FWHM)	<i>Sol (u.a.)</i>	LRT = 0.273 $p = 0.615$	LRT = 10.02 $p = 0.023$	LRT = 1.035 $p = 0.796$	
	<i>Gmed (u.a.)</i>	LRT = 0.422 $p = 0.515$	LRT = 3.290 $p = 0.366$	LRT = 9.314 $p = 0.033$	
	<i>SM1 (u.a.)</i>	LRT = 0.822 $p = 0.373$	LRT = 1.568 $p = 0.682$	LRT = 3.834 $p = 0.309$	
	<i>SM2 (u.a.)</i>	LRT = 1.864 $p = 0.177$	LRT = 10.66 $p = 0.013$	LRT = 1.027 $p = 0.815$	
	<i>SM3 (u.a.)</i>	LRT = 3.227 $p = 0.075$	LRT = 0.432 $p = 0.936$	LRT = 0.745 $p = 0.881$	
	<i>SM4 (u.a.)</i>	LRT = 0.197 $p = 0.650$	LRT = 0.803 $p = 0.852$	LRT = 2.314 $p = 0.542$	
	sMLE	<i>SM (u.a.)</i>	LRT = 2.309 $p = 0.132$	LRT = 2.446 $p = 0.512$	LRT = 2.085 $p = 0.587$
ACI	<i>SM (u.a.)</i>	LRT = 1.400 $p = 0.237$	LRT = 7.368 $p = 0.065$	LRT = 1.834 $p = 0.636$	

Annexe 2 : documents compléments de l'étude 2.

A2 - Etude VITALISED

Plan expérimental

L'étude VITALISED est une étude monocentrique, prospective, randomisée.

Participants

- **40 patients** seront inclus et randomisés en deux groupes : 20 patients du groupe 1 suivront un traitement par kinésithérapie proprioceptive accompagné du port de VC à l'étude, et 20 patients du groupe 2 suivront un traitement par kinésithérapie proprioceptive accompagné du port de VPC (i.e. vêtements peu compressifs - VPC). La période de suivi sera de 12 mois pour chaque patient.
- **40 sujets contrôles** appareillés en sexe et en âge seront également recrutés. Ces contrôles seront uniquement évalués à l'inclusion (M0), aucun suivi n'est prévu. Cela nous permettra de comparer les données des patients à une base de données normales.

Les critères d'inclusions (Tableau 1) et de non-inclusions (Tableau 2) ont été définis comme suit :

Tableau. Critères d'inclusion des sujets SEDh et des sujets contrôles (SC)

Patients SEDh	Sujets contrôles
<ul style="list-style-type: none">- Sujets âgés de 18 à 50 ans,- Patients atteints du SEDh diagnostiqués (depuis moins de deux ans) selon les critères internationaux de 2017 ou selon la classification nosologique de Villefranche avant mars 2017,- Patients n'ayant pas utilisé de vêtements compressifs, qu'elle que soit la marque depuis au moins 6 mois,- Affiliés à un régime de la Sécurité Sociale,- Ayant un Indice de Masse Corporel (IMC) inférieur à 30 kg/m²,- Ayant lu le document d'information et donné par écrit leur consentement libre et éclairé pour participer à l'étude	<ul style="list-style-type: none">- Ayant un score de Beighton < 5 (i.e. Absence d'hypermobilité articulaire) et ayant une force musculaire normale,- Affiliés à un régime de la Sécurité Sociale,- Ayant un Indice de Masse Corporel (IMC) inférieur à 30 kg/m²,- Ayant lu le document d'information et donné par écrit leur consentement libre et éclairé pour participer à l'étude.

Tableau. Critères de non-inclusion des sujets SEDh et des sujets contrôles (SC)

Patients SEDh	Sujets contrôles
<ul style="list-style-type: none"> - Sujets âgés de moins de 18 ans, - Femmes enceinte ou allaitantes, - Kinésithérapie proprioceptive (type plateforme Huber® 360 ou évolution, LPG) en cours ou déjà effectuée, - Traitement préalable des symptômes à même de limiter les effets de la rééducation (<i>e.g.</i> semelles proprioceptives à visée posturale), - Diagnostic d'autres anomalies du tissu conjonctif, - Prescription antérieure de vêtement compressifs, - Absence de contraception efficace pendant la durée de l'étude pour les femmes, - Déficience motrice invalidante ou limitant la réalisation des tests moteurs et psychomoteurs - Impossibilité mentale ou physique de donner son accord pour participer à l'étude, - Participation simultanée à une autre étude clinique, - Personne sous tutelle ou curatelle, ou privée de liberté par décision judiciaire ou administrative. 	<ul style="list-style-type: none"> - Sujets âgés de moins de 18 ans, - Femmes enceintes ou allaitantes, - Antécédents de troubles vasculaires, neurologiques, musculosquelettiques ou vestibulaires, - Ayant des troubles orthodontiques, orthophoniques ou orthopédiques, - Antécédent ou affection évolutive vasculaire, ophtalmologique, neurologique, musculosquelettique ou vestibulaire (<i>e.g.</i> tumeur cérébrale, épilepsie, migraine, accident vasculaire cérébral, sclérose en plaque, myoclonie, chorée, neuropathie, dystrophies musculaires, dystrophie myotonique, maladie de Parkinson, syndrome de Ménière), - Déficience motrice invalidante ou limitant la réalisation des tests moteurs et psychomoteurs, - Impossibilité mentale ou physique de donner son accord pour participer à l'étude, - Participation simultanée à une autre étude clinique, - Personne sous tutelle ou curatelle, ou privée de liberté par décision judiciaire ou administrative.

Projet VITALISED

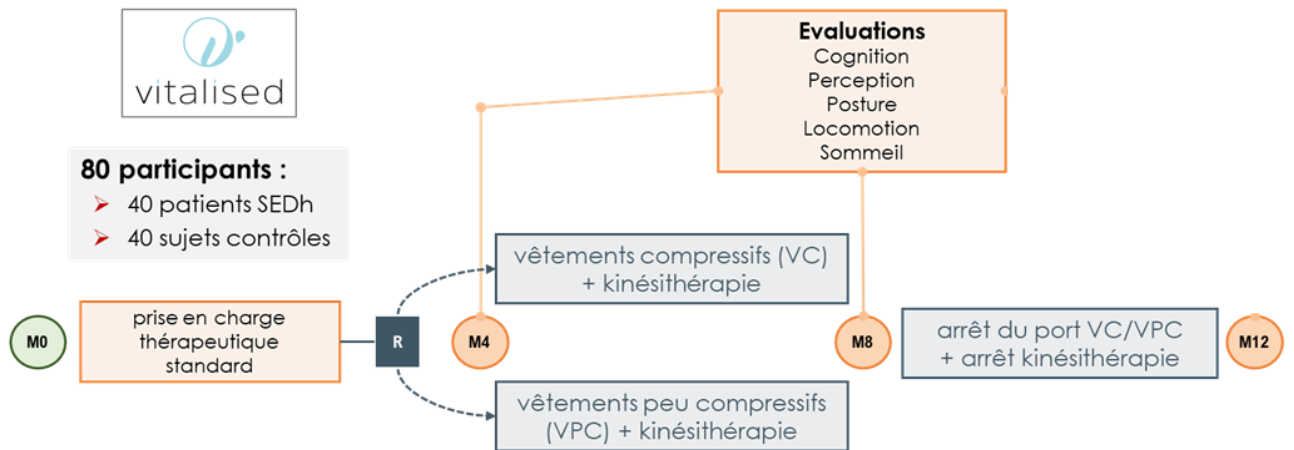


Figure. Design de l'étude VITALISED.

Comme mentionné précédemment, le suivi des patients se décline en quatre périodes :

- **M0** : Inclusion des patients, mise en place de la prise en charge classique « gold standard », randomisation (i.e. tirage au sort), prise de mesure et confection des vêtements à l'étude (cette période entre M0 et M4 sera de 2 mois minimum à 4 mois maximum),
- **M4** : Prescription de la kinésithérapie proprioceptive et des VC ou VPC
- **M8** : Arrêt de la kinésithérapie proprioceptive, et arrêt du port des VC et VPC.
- **M12** : Arrêt de l'étude ; visite de fin de suivi.

Evaluations des caractéristiques cognitives et sensori-motrices réalisées et suivi du traitement des données

- 1) Passation des tests neuropsychologiques (durée : 1h10, à M0 uniquement).

A ce stade, les participants réalisent une batterie de tests neuropsychologiques classiques incluant 8 tâches cognitives sollicitant plusieurs domaines cognitifs :

- *Mémoire de travail* :
 - Boucle phonologique : Test de l'empan des chiffres à l'endroit et à l'envers¹ (7 à 10 minutes)
 - Administrateur central : Test de Brown-Peterson² (10 à 12 minutes)

¹ Wilde, M. C., Boake, C. & Sherer, M. Wechsler adult intelligence scale-revised block design broken configuration errors in nonpenetrating traumatic brain injury. *Appl. Neuropsychol.* 2000 ; 7 : 208–214.

² Peterson, L. & Peterson, M. J. Short-term retention of individual verbal items. *J. Exp. Psychol.* 1959 ; doi:10.1037/h0049234

– *Fonctions exécutives* :

- Planification stratégique : Test de classement de cartes du Wisconsin (*Wisconsin Card Sorting Test*, WCST³) (5 à 8 minutes)
- Flexibilité : Test des tracés (*Trail Making Test*, TMT⁴) A et B (5 min)
- Inhibition : Test de Stroop (*Stroop*⁵) (5 à 8 minutes)

– *Attention* :

- Attention soutenue : Test D2⁶ (8 à 10 minutes)
- Attention sélective : Test d'appariement de symboles et de chiffres (*Symbol Digit Modalities Test*, SDMT⁷) (5 minutes)
- Attention divisée : Double tâche de Baddeley⁸ (5 minutes)

2) Questionnaires à compléter (durée : 45 min) à chaque période (M0, M4, M8, M12)

A chaque phase du protocole, les participants complètent aussi plusieurs questionnaires évaluant :

- la qualité de vie (5 à 10 minutes, *36-Item Short Form Health Survey*, SF-36⁹),
- l'anxiété (5 à 10 minutes, *State-Trait Anxiety Inventory*, STAI¹⁰),
- la dépression (5 à 10 minutes, *Beck Depression Inventory*, BDI¹¹),
- la fatigue (2 minutes, *Fatigue Severity Scale*, FSS¹²),
- le sommeil (15 à 20 minutes, *Epworth sleepiness scale*, ESS¹³ ; *Insomnia Severity Index*, ISI¹⁴ ; *Pittsburgh Sleep Quality Index*, PSQI¹⁵),

et uniquement chez les patients :

³ Heaton, R. K. & Pendleton, M. G. Use of neuropsychological tests to predict adult patients' everyday functioning. *J. Consult. Clin. Psychol.* 1981 ; 49 : 807–821.

⁴ Tombaugh, T. Trail Making Test. Norm. data Stratif. by age Educ. 2004 ; 19 : 203–214.

⁵ Stroop, J. R. & R., J. Studies of interference in serial verbal reactions. *J. Exp. Psychol.* 1935 ; 18 : 643–662.

⁶ Bates, M. E. & Lemay, E. P. The d2 Test of Attention: Construct validity and extensions in scoring techniques. *J. Int. Neuropsychol. Soc.* 2004 ; 10(3) : 392-400.

⁷ Sheridan, L. K. et al. Normative Symbol Digit Modalities Test performance in a community-based sample. *Arch. Clin. Neuropsychol.* 2006 ; 21 : 23–28

⁸ Baddeley, A., Della Sala, S., Papagno, C. & Spinnler, H. Dual-task performance in dysexecutive and nondysexecutive patients with a frontal lesion. *Neuropsychology.* 1997 ; 11 : 187–194.

⁹ Jean-Luc, R., Karim, B., Serge, G., Paola, R., Philippe, S., Anne, I., & Bernard, B. Validation et normes du SF-36 dans la population du canton de Vaud. 2000.

¹⁰ Spielberger, C. D., Spielberger & D., C. in *The Corsini Encyclopedia of Psychology.* 2010 ; doi:10.1002/9780470479216.corpsy0943

¹¹ Beck, A. T. & Steer, R. A. Manual for the Beck Anxiety Inventory. *Behaviour research and therapy* 1990 ; 37 : 25–74.

¹² Gledhill, J. A., Rodary, C., Mahé, C. & Laizet, C. French validation of the revised Piper Fatigue Scale. *Rech. Soins Infirm.* 2002 ; 50–65.

¹³ Johns, M. W. (1991). A new method for measuring daytime sleepiness: the Epworth sleepiness scale. *sleep*, 14(6), 540-545.

¹⁴ Morin CM ; Belleville G ; Bélanger L ; Ivers H. The insomnia severity index: psychometric indicators to detect insomnia cases and evaluate treatment response. *SLEEP* 2011 ;34(5):601-608.

¹⁵ Buysse, D. J., Reynolds, C. F., Monk, T. H., & Hoch, C. C. (1992). " Quantification of subjective sleep quality in healthy elderly men and women using the Pittsburgh Sleep Quality Index (PSQI)": Erratum.

- la douleur (2 minutes, Échelle Visuelle Analogique, EVA¹⁶,
- le vécu de la maladie (3 minutes, *Pictorial Representation of Illness and Self Measure*, PRISM¹⁷),
- l'indépendance fonctionnelle (5 minutes, *Mesure de l'Indépendance Fonctionnelle*, MIF¹⁸),
- l'alexithymie (5 minutes, *20-Item Toronto Alexithymia Scale*, TAS-20¹⁹),
- la résilience (5 minutes, Connor-Davidson Resilience Scale, CD-RISC²⁰).

3) Actimétrie (durée : 5 min/jour et dispositif à porter) à chaque période (M0, M4, M8, M12)

En complément des questionnaires sur le sommeil, les participants devaient porter un actimètre à leur poignet pendant 15 jours (patients, 3 jours à M0 et 15 jours à M4, M8 et M12) qui enregistre leur activité tout au long de la journée et de remplir un agenda du sommeil en parallèle.

4) Prise en charge en kinésithérapie proprioceptive (patients entre M4 et M8)

Données recueillies :

- o Observance : nombre d'heures de port/jour des VC ou VPC,
 - o Données HUBER : Des bilans étaient réalisés à la 5ème et à la 12ème séance afin d'évaluer les effets du protocole. Ce bilan intègre des tests de stabilométrie unipodale et bipodale (yeux ouverts et yeux fermés), des tests dynamiques inspirés du test de Fukuda, l'évaluation du polygone de sustentation, l'évaluation des mobilités grâce au plateau du HUBER qui s'incline dans huit directions, des tests de force maximale (pousser et tirage), un test de coordination.
- 5) Analyses réalisées au sein du Centre Interdisciplinaire de Réalité Virtuelle de Caen (CIREVE) à M4 et à M8
- a. Evaluation du profil perceptif (Durée : 20 min)

Cette évaluation comprend un test d'estimation subjective de la verticale. Le sens de la verticale étant considéré comme un des référentiels spatiaux fondamentaux que l'être humain utilise pour élaborer des représentations mentales, la verticale subjective occupe une place toute particulière dans le contrôle postural. Ces tests renseignent sur le degré de dépendance à l'égard du champ visuel, tel que le Test du Cadre et de la Baguette ou *Rod and Frame Test*, RFT (Witkin, 1949). Pour effectuer l'ensemble de ces évaluations, les participants sont équipés d'un casque de réalité virtuelle

¹⁶ Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé (ANAES). Services des recommandations et références professionnelles. Évaluation et suivi de la douleur chronique chez l'adulte en médecine ambulatoire ; février 1999

¹⁷ Büchi, S., Sensky, T., Sharpe, L. & Timberlake, N. Graphic representation of illness: a novel method of measuring patients' perceptions of the impact of illness. *Psychother. Psychosom.* 1998 ; 67 : 222-5.

¹⁸ Minière, P. La mesure de l'indépendance fonctionnelle (MIF). Historique, présentation et perspectives. *J Readapt Med* .1991 : 168-74

¹⁹ Loas, G. L'alexithymie. *Annales medio-psychologiques.* 2010 ; 168 : 712-715

²⁰ Connor, K.M. et Davidson, J.R.T. Development of a new resilience scale: the Connor-Davidson Resilience Scale (CD-RISC). *Depression and anxiety.* 2003 ; 18, 76-82.

(HTC Vive pro) qui les immerge dans un environnement où est affichée, face à eux, une baguette orientée aléatoirement à droite ou à gauche qu'ils devront replacer dans une position verticale (i.e. verticale gravitaire). Dans ces conditions, l'environnement immersif comporte des indices visuels incongruents (i.e. cadre orienté à 18° ou -18°) avec la verticale gravitaire. Finalement, une condition du RFT était réalisée avec le cadre orienté à -18° et une autre à 18° en position assise. Ensuite, les participants effectuent le test de la verticale visuelle subjective (Aubert, 1861) (i.e. même principe que la RFT mais sans le cadre) dans trois conditions : assis, debout et couché sur le côté droit (McIlroy & Maki, 1997). Dans cette dernière condition, les participants se trouvaient dans une position standard sur un brancard avec un appui-tête réglable et positionné à l'identique pour chaque participant (le corps et la tête étaient respectivement inclinés à 90° et 72°). Chacune des 5 conditions réalisées comporte 8 essais : deux (x2) avec la barre initialement orientée à droite (i.e. 15° et 20° vers la droite – dans le sens des aiguilles d'une montre) et deux (x2) à gauche (i.e. 15° et 20° vers la gauche).

b. Evaluation des stratégies posturales et locomotrices (Durée : 130 min)

Instrumentation

Tapis roulant instrumenté M-Gait (Motekforce Link). Ce tapis comprend deux bandes (chacune d'une longueur de 2 m et d'une largeur de 0,5 m) et deux plateformes de force indépendantes intégrées (i.e. recueil des forces de réaction au sol au niveau de chaque pied, à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz). Le système sera, à partir d'octobre 2020, encastré dans le sol, si bien que les deux bandes du tapis seront disposées à même le sol au sein de la salle immersive du Centre Interdisciplinaire de Réalité Virtuelle (CIREVE) de l'Université de Caen Normandie.

Système opto-électronique de capture du mouvement (Vicon Motion Systems Ltd). Ce système comprend 17 caméras optiques infrarouges Vero 2.2. permettant d'enregistrer les coordonnées 3D des marqueurs rétro réfléchissants placés sur la peau du participant (modèle Plug-in Gait) lors des tâches locomotrices. Il est relié à un amplificateur et à un dispositif de synchronisation des signaux, eux-mêmes connectés à un ordinateur PC muni du logiciel Nexus 2.8 (Vicon Motion Systems Ltd).

Système électromyographique Trigno™ sans fil (Delsys, Inc.). Ce système permet de mesurer l'activité électrique des muscles des membres inférieurs avec des électrodes Trigno™ lors des tâches locomotrices. Chaque électrode (fréquence d'échantillonnage : 2000 Hz) est associée à une centrale inertielle (intégrant un accéléromètre triaxial, un gyroscope triaxial et un magnétomètre) mesurant les mouvements du segment corporel. Six capteurs Trigno™ Snap Lead seront utilisés pour les muscles tibial antérieur, gastrocnémien médial et soléaire.

Préparation du participant (durée : 30 minutes)

Avant la réalisation des tâches comportementales, les participants, habillés avec des vêtements noirs proches du corps, sont équipés de 6 électrodes électromyographiques de surface sans fil collées sur la peau avec un adhésif double face hypoallergénique. La peau est préalablement dégraissée et nettoyée à l'alcool. Ensuite, les électrodes sont appliquées sur les muscles gastrocnémiens médiaux, les muscles tibiaux antérieurs, et les muscles soléaires médiaux. De plus, 27 marqueurs réfléchissants sont placés sur la peau des participants à l'aide de scotch adhésif double face hypoallergénique d'après le modèle Plug-In-Gait de VICON.

Évaluation des stratégies posturales (durée : 45 minutes)

Les participants se maintiennent debout sur le tapis GRAIL à l'arrêt pendant 1 minute, *yeux ouverts* (regard horizontal, i.e. fixant un repère visuel à hauteur des yeux situé à 2 mètres devant eux) puis *yeux fermés*, en adoptant la position suivante : bras immobiles et relâchés le long du corps, tête-tronc-jambes alignés, position standardisée des pieds en termes d'écartement (distance inter-talons de 11 cm environ et d'ouverture des appuis de 10°, respectant les normes proposées par McIlroy & Maki, 1997). Cette position standardisée, avec une base de support relativement faible, est contrôlée à chaque essai. Les différentes entrées sensorielles (i.e. vision, somesthésie, système vestibulaire) et les ressources cognitives nécessaires au contrôle postural sont évaluées en fonction des contraintes décrites ci-après.

Contraintes sensorielles :

- Translation sinusoïdale de l'environnement virtuel (i.e. perturbation visuelle, Roll & Vedel, 1982) dans la direction AP, à une fréquence de 0,25 Hz, une vitesse résultante 0.2 m.s^{-1} et une amplitude totale de 1 mètre.
- Oscillations lentes du support (i.e. atténuation vestibulaire, Vaugoyeau et al., 2008) dans la direction AP entre 5° et -5°, avec une amplitude totale de 10°, une fréquence de $0.2^\circ/\text{s}^2$, c'est-à-dire en dessous du seuil de perception vestibulaire, sans ou avec oscillations concomitantes de l'environnement virtuel dans le même plan. Cette condition est réalisée les yeux ouverts et les yeux fermés. A noter que seules ces deux conditions durent 2 min et non 1 min.
- Vibrations tendineuses (i.e. perturbation proprioceptive, Dietz et al., 1994) au niveau des deux tendons d'Achille. Deux petits vibrateurs de forme cylindrique sont fixés aux chevilles et émettent des vibrations de 80 Hz durant 30 secondes.

Contrainte cognitive :

- Paradigme de double tâche consistant à maintenir la position debout tout en réalisant une tâche cognitive (0-Back ou 2-Back) simultanément. La condition 0-back est réalisée les yeux ouverts et la condition 2-Back les yeux ouverts, avec ou sans perturbation visuelle, et les yeux fermés (Redfern et al., 2001). La tâche 2-Back sollicite la mémoire de travail, et plus spécifiquement la mise à jour et le maintien de l'information (Owen et al., 2005). Elle consiste à faire écouter au sujet une suite de lettres présentée oralement et à répondre « oui » lorsque la lettre entendue a déjà été présentée deux lettres auparavant. La tâche 0-Back est simplement une tâche attentionnelle durant laquelle le sujet doit répondre « oui » lorsque la lettre entendue est la lettre « A ».

Évaluation de la locomotion (durée : 45 minutes)

Les participants bénéficient d'une période d'environ 7 minutes pour se familiariser à la marche sur tapis roulant (Sloot et al., 2014). Le tapis roulant utilisé pour cette étude a pour fonctionnalité de s'adapter rapidement à la vitesse de marche induite par le sujet. En effet, les participants marchent sur un tapis roulant qui s'adapte à leur vitesse (i.e. « self-paced mode ») tout en étant soumis à différentes conditions de manipulation du flux visuel virtuel (sans flux, et avec un flux visuel congruent, inversé, accéléré, Prokop et al., 1997). Ils sont également soumis à des conditions de double tâche cognitivo-locomotrice, durant laquelle ils doivent réaliser la tâche cognitive 2-Back tout en marchant, et ce dans toutes les conditions de manipulation du flux visuel précédemment évoquées. Une double tâche durant laquelle les sujets devront répondre à la tâche cognitive 0-Back sera simplement réalisée avec un flux visuel congruent. Une pause d'une minute sera allouée entre chaque condition de 2 minutes.

A2 - Matériels supplémentaires – Etude n°2.

Etude 2a : Effets de la charge en mémoire de travail sur la marche

Tableau S7. Moyenne \pm écart type (ET) des variables de performance cognitive pour les trois conditions réalisées : simple tâche en position assise (STC) et double tâche de marche 0-back (DTC-0b) et 2-back (DTC-2b) avec un flux normal.

Variables	Groupe	Condition				
		STC_0b	DTC_0b	STC_2b	DTC_2b	
Tâches n-back	<i>d' (u.a.)</i>	SC	4.153 \pm 0.123	4.106 \pm 0.247	3.497 \pm 0.762	3.488 \pm 0.537
		SEDh	4.145 \pm 0.148	4.085 \pm 0.311	3.090 \pm 0.717	2.859 \pm 0.887
	<i>Temps de réaction (s)</i>	SC	0.599 \pm 0.095	0.586 \pm 0.087	0.808 \pm 0.158	0.794 \pm 0.133
		SEDh	0.622 \pm 0.117	0.669 \pm 0.118	0.843 \pm 0.104	0.867 \pm 0.139

Tableau S8. Résultats statistiques pour les variables de performance cognitive.

Variable	Effet principal Groupe, Tâche	Effet d'interaction Groupe x Tâche	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)
Tâches n-back	d' (u.a.) Groupe : LRT = 2.868, p = 0.089 Tâche : LRT = 81.45, p < 0.001	G x T: LRT = 8.615, p = 0.045	Tâche DTC_0b - DTC_2b: $t_{74} = 8.266$, p < 0.001, d = 1.872 DTC_0b - ST_2b: $t_{146} = 6.581$, p < 0.001, d = 1.588 DTC_0b - ST_0b: $t_{146} = -7.837$, p < 0.001, d = -1.891 ST_0b - ST_2b: $t_{74} = 7.094$, p < 0.001, d = 1.607
			Groupe x Tâche SC DTC_0b - SC DTC_2b: $t_{74} = 3.847$, p = 0.005, d = -1.248 SC DTC_0b - SED DTC_2b: $t_{146} = 6.757$, p < 0.001, d = 2.306 SC DTC_0b - SC ST_2b: $t_{146} = 5.3.602$, p = 0.01, d = 1.229 SC DTC_0b - SED ST_2b: $t_{146} = 5.082$, p < 0.001, d = 1.757 SED DTC_0b - SC DTC_2b: $t_{146} = 4.216$, p = 0.001, d = 1.439 SED DTC_0b - SED DTC_2b: $t_{74} = 7.895$, p < 0.001, d = 2.497 SED DTC_0b - SC ST_2b: $t_{146} = 4.215$, p = 0.001, d = 1.419 SED DTC_0b - SED ST_2b: $t_{146} = 5.706$, p < 0.001, d = 1.947 SC DTC_2b - SED DTC_2b: $t_{146} = 3.100$, p = 0.047, d = 1.058 SC DTC_2b - SC ST_0b: $t_{146} = -4.129$, p = 0.001, d = -1.409 SC DTC_2b - SED ST_0b: $t_{146} = -3.806$, p = 0.005, d = -1.316 SED DTC_2b - SC ST_0b: $t_{146} = -7.323$, p < 0.001, d = -2.467 SED DTC_2b - SED ST_0b: $t_{146} = -6.955$, p < 0.001, d = -2.373 SED DTC_2b - SC ST_2b: $t_{146} = -3.197$, p = 0.035, d = -1.077 SC ST_0b - SC ST_2b: $t_{74} = 4.396$, p < 0.001, d = 1.390 SC ST_0b - SED ST_2b: $t_{146} = 5.619$, p < 0.001, d = 1.917 SED ST_0b - SC ST_2b: $t_{152} = 3.799$, p = 0.005, d = 1.297 SED ST_0b - SED ST_2b: $t_{74} = 5.622$, p < 0.001, d = 1.824
	Temps de réaction (s)	Groupe : LRT = 1.191, p = 0.161 Tâche : LRT = 100.1, p < 0.001	G x T: LRT = 2.046, p = 0.588
			Tâche DTC_0b - DTC_2b: $t_{74} = -9.492$, p < 0.001, d = -1.634 DTC_0b - ST_2b: $t_{146} = -7.076$, p < 0.001, d = -1.379 DTC_0b - ST_0b: $t_{146} = 8.213$, p < 0.001, d = -2.909 ST_0b - ST_2b: $t_{74} = -9.371$, p < 0.001, d = -1.608

Tableau S9. Moyenne \pm écart type (ET) des variables de performance locomotrice pour les trois conditions réalisées : simple tâche en position assise (STC) et double tâche de marche 0-back (DTC-0b) et 2-back (DTC-2b) avec un flux normal.

Variables	Groupe	Condition			
		STM	DTM_0b	DTM_2b	
Analyses fonctionnelles	<i>OrgS (u.a.)</i>	SC	-0.216 \pm 3.155	-0.754 \pm 3.331	-2.275 \pm 2.654
		SEDh	-2.674 \pm 4.435	-2.553 \pm 3.889	-3.416 \pm 3.795
	<i>VarS (u.a.)</i>	SC	2.726 \pm 1.54	3.220 \pm 2.246	4.132 \pm 3.568
		SEDh	5.505 \pm 5.133	5.044 \pm 4.943	6.414 \pm 7.75
	<i>GAS (u.a.)</i>	SC	5.510 \pm 1.902	6.205 \pm 2.608	7.372 \pm 3.977
		SEDh	9.702 \pm 7.425	8.811 \pm 6.956	10.634 \pm 9.615
Régularité des déplacements ML du COP	<i>SampEn (u.a.)</i>	SC	0.159 \pm 0.044	0.159 \pm 0.043	0.161 \pm 0.043
		SEDh	0.174 \pm 0.073	0.172 \pm 0.07	0.173 \pm 0.07
Synchronisation intermusculaire GAS/Sol	<i>SIM (u.a.)</i>	SC	14.315 \pm 9.16	12.504 \pm 6.332	12.931 \pm 7.724
		SEDh	18.422 \pm 9.817	18.006 \pm 9.215	15.475 \pm 7.798
Données supplémentaires	<i>Largeur du pas (m)</i>	SC	0.110 \pm 0.028	0.110 \pm 0.032	0.118 \pm 0.036
		SEDh	0.104 \pm 0.025	0.104 \pm 0.028	0.109 \pm 0.028
	<i>Vitesse du pas (m.s⁻¹)</i>	SC	1.307 \pm 0.192	1.281 \pm 0.209	1.191 \pm 0.156
		SEDh	1.135 \pm 0.225	1.143 \pm 0.205	1.098 \pm 0.226

Tableau S10. Résultats statistiques pour les variables locomotrices

Variable	Effet principal Groupe, Tâche	Effet d'interaction Groupe x Tâche	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)
Analyses fonctionnelles	<i>OrgS (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 5.554, p = 0.018 Tâche: LRT = 31.43, p < 0.001 G x T : LRT = 6.670, p = 0.039	Groupe SC - SED: $t_{68.9} = 2.373$, p = 0.020, d = 1.130
			Tâche DTM_2b- DTM_0b: $t_{152} = -4.696$, p < 0.001, d = -0.428 DTM_2b- STM: $t_{152} = -5.516$, p < 0.001, d = -0.556
			Groupe x Tâche SC DTM_2b- SC DTM_0b: $t_{152} = -4.236$, p < 0.001, d = -0.959 SC DTM_2b- SC STM: $t_{152} = -5.735$, p < 0.001, d = -1.299 SED DTM_2b- SC DTM_0b: $t_{152} = -3.275$, p = 0.018, d = -1.679 SED DTM_2b- SC STM: $t_{152} = -3.937$, p = 0.002, d = -2.018 SC STM - SED STM: $t_{152} = 3.024$, p = 0.037, d = 1.550
	<i>VarS (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 5.876, p = 0.017 Tâche: LRT = 9.119, p = 0.014 G x T : LRT = 1.222, p = 0.552	Groupe SC - SED: $t_{47.7} = -2.468$, p = 0.017, d = -0.841
			Tâche DTM_2b- DTM_0b: $t_{152} = 2.611$, p = 0.027, d = 0.418 DTM_2b- STM: $t_{152} = 2.648$, p = 0.024, d = 0.424
			Groupe SC - SED: $t_{44.6} = -2.638$, p = 0.011, d = -1.160
	<i>GAS (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 6.631., p = 0.014 Tâche: LRT = 12.72, p = 0.002 G x T : LRT = 3.039, p = 0.227	Tâche DTM_2b- DTM_0b: $t_{152} = 3.243$, p = 0.004, d = 0.519 DTM_2b- STM: $t_{152} = 3.031$, p = 0.008, d = 0.485
			Tâche DTM_2b- DTM_0b: $t_{148} = 2.541$, p = 0.032, d = 0.412 DTM_2b- STM: $t_{148} = 2.189$, p = 0.076, d = 0.355 DTM_0b - STM: $t_{148} = -0.353$, p = 0.934, d = -0.057
Régularité des déplacements ML du COP	<i>SampEn (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 1.043, p = 0.323 Tâche: LRT = 7.293, p = 0.028 G x T : LRT = 6.305, p = 0.046	

		Groupe x Tâche		
Synchronisation intermusculaire Gas/Sol	<i>SIM (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 5.823, p = 0.018 Tâche: LRT = 3.782, p = 0.139	G x T : LRT = 1.804, p = 0.427	SC DTM_2b- SC STM: t ₁₄₈ = 3.259, p = 0.017, d = 0.748
	<i>Largeur du pas (m)</i>	Groupe: LRT = 1.016, p = 0.320 Tâche: LRT = 28.76, p < 0.001	G x T : LRT = 1.859, p = 0.399	Groupe SC - SED: t _{60.9} = -2.431, p = 0.018, d = -0.642
Données supplémentaires	<i>Vitesse du pas (m.s⁻¹)</i>	Groupe: LRT = 9.269, p = 0.003 Tâche: LRT = 32.67, p < 0.001	G x T : LRT = 8.57, p = 0.015	Tâche DTM_2b- DTM_0b: t ₁₅₂ = 4.642, p < 0.001, d = 1.067 DTM_2b- STM: t ₁₅₂ = 5.004, p < 0.001, d = 1.126
				Groupe SC - SED: t ₇₃ = 3.101, p = 0.003, d = 1.570
				Tâche DTM_2b- DTM_0b: t ₁₅₂ = -4.909, p < 0.001, d = -0.786 DTM_2b- STM: t ₁₅₂ = -5.614, p < 0.001, d = -0.899
		Groupe x Tâche		
		SC DTM_2b- SC DTM_0b: t ₁₅₂ = -4.662, p < 0.001, d = -1.056 SC DTM_2b- SC STM: t ₁₅₂ = -6.034, p < 0.001, d = -1.366 SED DTM_2b- SC DTM_0b: t ₉₃ = -3.910, p = 0.002, d = -2.136 SED DTM_2b- SC STM: t ₉₃ = -4.536, p < 0.001, d = -2.447 SC DTM_0b - SED DTM_0b: t ₉₃ = 3.002, p = 0.039, d = 1.619 SC DTM_0b - SED STM: t ₉₃ = 3.160, p = 0.025, d = 1.704 SED DTM_0b - SC STM: t ₉₃ = -3.578, p = 0.007, d = -1.930 SC STM - SED STM: t ₉₃ = 3.736, p = 0.004, d = 2.015		

Etude 2b : Effets des perturbations du flux optique sur la marche en simple et double tâche

Tableau S11. Moyenne \pm écart type (ET) des variables de performance cognitive en double tâche exécutive (DTC-2b) dans quatre conditions de flux optique : flux normal (FN), flux inversé (FI), sans flux (SF) et flux accéléré (FA).

Variables	Groupe	Condition				
		DTC_2b-FN	DTC_2b-FI	DTC_2b-SF	DTC_2b-FA	
Tâches n-back	<i>d'</i> (u.a.)	SC	3.488 \pm 0.537	3.392 \pm 0.671	3.349 \pm 0.674	3.345 \pm 0.616
		SEDh	2.859 \pm 0.887	2.978 \pm 0.695	2.780 \pm 0.734	2.910 \pm 0.788
	Temps de réaction (s)	SC	0.794 \pm 0.133	0.805 \pm 0.142	0.816 \pm 0.148	0.796 \pm 0.123
		SEDh	0.867 \pm 0.139	0.860 \pm 0.136	0.875 \pm 0.132	0.869 \pm 0.111

Tableau S12. Résultats statistiques pour les variables de performance cognitive (*Etude 2*)

Variable	Effet principal Groupe, Flux	Effet d'interaction Groupe x Flux	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)	
Tâches n-back	<i>d'</i> (u.a.)	Groupe : LRT = 14.21, $p < 0.001$ Flux : LRT = 3.243, $p = 0.374$	G x F : LRT = 2.941, $p = 0.414$	Groupe SC - SED: $t_{76} = 3.897$, $p < 0.001$, $d = 1.100$
	Temps de réaction (s)	Groupe : LRT = 6.670, $p = 0.009$ Flux : LRT = 1.473, $p < 0.696$	G x F : LRT = 0.713, $p = 0.877$	Groupe SC - SED: $t_{76} = -2.605$, $p = 0.011$, $d = -0.731$

Tableau S13. Moyenne \pm écart type (ET) des variables de performance locomotrice obtenues dans quatre conditions de flux optique : flux normal (FN), flux inversé (FI), sans flux (SF) et flux accéléré (FA) à la fois en simple tâche (STM) et en double tâche exécutive (i.e. DTM_2b).

Variables	Groupe	Condition								
		STM-FN	DTM_2b-FN	STM-FI	DTM_2b -FI	STM-SF	DTM_2b -SF	STM-FA	DTM_2b -FA	
Analyses fonctionnelles	<i>OrgS (u.a.)</i>	SC	-0.216 \pm 3.155	-2.275 \pm 2.654	-0.431 \pm 3.376	-1.802 \pm 3.631	-0.567 \pm 3.825	-1.698 \pm 3.843	-1.693 \pm 3.139	-3.298 \pm 3.732
		SEDh	-2.674 \pm 4.435	-3.416 \pm 3.795	-2.713 \pm 4.346	-3.610 \pm 4.103	-2.896 \pm 3.952	-3.678 \pm 3.667	-3.758 \pm 4.131	-4.597 \pm 3.567
	<i>VarS (u.a.)</i>	SC	2.726 \pm 1.54	4.132 \pm 3.568	3.313 \pm 2.583	5.847 \pm 6.372	3.229 \pm 4.098	5.84 \pm 10.513	3.594 \pm 2.994	5.259 \pm 6.502
		SEDh	5.505 \pm 5.133	6.414 \pm 7.75	8.060 \pm 8.102	8.747 \pm 9.223	5.386 \pm 4.559	7.060 \pm 6.529	7.458 \pm 7.243	8.047 \pm 7.434
	<i>GAS (u.a.)</i>	SC	5.510 \pm 1.902	7.372 \pm 3.977	6.244 \pm 3.4	9.434 \pm 7.3	6.391 \pm 5.579	9.440 \pm 11.948	6.846 \pm 3.498	9.614 \pm 7.817
		SEDh	9.702 \pm 7.425	10.634 \pm 9.615	12.335 \pm 9.523	13.268 \pm 11.288	9.477 \pm 6.437	11.506 \pm 8.022	12.087 \pm 9.73	13.077 \pm 9.172
Régularité des déplacements ML du COP	<i>SampEn (u.a.)</i>	SC	0.159 \pm 0.044	0.161 \pm 0.043	0.159 \pm 0.043	0.161 \pm 0.043	0.159 \pm 0.042	0.161 \pm 0.044	0.162 \pm 0.044	0.164 \pm 0.045
		SEDh	0.174 \pm 0.073	0.173 \pm 0.07	0.176 \pm 0.086	0.174 \pm 0.074	0.173 \pm 0.071	0.174 \pm 0.072	0.177 \pm 0.077	0.179 \pm 0.075
Synchronisation intermusculaire GAS/Sol	<i>SIM (u.a.)</i>	SC	14.315 \pm 9.16	12.931 \pm 7.724	16.027 \pm 11.925	13.989 \pm 7.891	12.723 \pm 6.077	16.682 \pm 11.25	14.989 \pm 8.959	15.906 \pm 8.849
		SEDh	18.422 \pm 9.817	15.475 \pm 7.798	17.179 \pm 7.836	17.465 \pm 8.923	18.188 \pm 9.708	16.293 \pm 8.499	17.147 \pm 9.017	15.038 \pm 7.004
Données supplémentaires	<i>Largeur du pas (m)</i>	SC	0.110 \pm 0.028	0.118 \pm 0.036	0.114 \pm 0.033	0.121 \pm 0.036	0.113 \pm 0.036	0.117 \pm 0.038	0.113 \pm 0.031	0.119 \pm 0.037
		SEDh	0.104 \pm 0.025	0.109 \pm 0.028	0.111 \pm 0.028	0.114 \pm 0.029	0.106 \pm 0.028	0.110 \pm 0.028	0.107 \pm 0.026	0.111 \pm 0.03
	<i>Vitesse du pas (m.s⁻¹)</i>	SC	1.307 \pm 0.192	1.191 \pm 0.156	1.277 \pm 0.217	1.197 \pm 0.235	1.280 \pm 0.219	1.211 \pm 0.223	1.194 \pm 0.198	1.107 \pm 0.231
		SEDh	1.135 \pm 0.225	1.098 \pm 0.226	1.104 \pm 0.243	1.084 \pm 0.249	1.136 \pm 0.216	1.089 \pm 0.216	1.050 \pm 0.233	0.989 \pm 0.216

Tableau S14. Résultats statistiques pour les variables de performance locomotrice (*Etude 2*)

Variable	Effet principal Groupe x Tâche x Flux	Effet d'interaction Groupe x Tâche x Flux	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)		
Analyses fonctionnelles	<i>OrgS (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 6.572, p = 0.011 Tâche: LRT = 52.51, p < 0.001 Flux: LRT = 42.62, p < 0.001 G x T: LRT = 5.699, p = 0.016 G x F: LRT = 1.541, p = 0.682 T x F: LRT = 1.118, p = 0.793 G x T x F: LRT = 1.519, p = 0.697	Groupe, Tâche SC - SED: $t_{76} = 2.585$, p = 0.012, d = 1.00 DTM - STM: $t_{532} = -7.689$, p < 0.001, d = -0.616 Flux FA - FI: $t_{532} = -5.525$, p < 0.001, d = -0.626 FA - FN: $t_{532} = -5.497$, p < 0.001, d = -0.622 FA - SF: $t_{532} = -5.199$, p < 0.001, d = -0.589 Groupe x Tâche SC DTM - SC STM: $t_{532} = -7.114$, p < 0.001, d = -0.806 SED DTM - SC STM: $t_{82.6} = -4.085$, p < 0.001, d = -1.619 SED DTM - SED STM: $t_{532} = -3.760$, p = 0.001, d = -0.426 SC STM - SED STM: $t_{82.6} = 3.011$, p = 0.018, d = 1.193		
			<i>VarS (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 7.515, p = 0.006 Tâche: LRT = 15.09, p < 0.001 Flux: LRT = 12.83, p = 0.007 G x T: LRT = 2.04, p = 0.159 G x F: LRT = 4.547, p = 0.211 T x F: LRT = 1.186, p = 0.762 G x T x F: LRT = 0.414, p = 0.937	Groupe, Tâche SC - SED: $t_{76} = -2.773$, p = 0.007, d = -0.593 DTM - STM: $t_{532} = 3.936$, p < 0.001, d = 0.315 Flux FI - FN: $t_{532} = 3.314$, p = 0.005, d = 0.375
					<i>GAS (u.a.)</i>

Régularité des déplacements ML du COP	<i>SampEn (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 1.097, p = 0.303 Tâche: LRT = 6.997, p = 0.009 Flux: LRT = 42.16, p < 0.001	G x T: LRT = 4.367, p = 0.038 G x F: LRT = 2.231, p = 0.538 T x F: LRT = 3.643, p = 0.314 G x T x F: LRT = 2.262, p = 0.542	Tâche DTM - STM: $t_{518} = 2.757$, p = 0.006, d = 0.224
				Flux FA - FI: $t_{518} = 4.124$, p < 0.001, d = 0.473 FA - FN: $t_{518} = 5.779$, p < 0.001, d = 0.663 FA - SF: $t_{518} = 5.654$, p < 0.001, d = 0.649
Synchronisation intermusculaire Gas/Sol	<i>SIM (u.a.)</i>	Groupe: LRT = 2.367, p = 0.109 Tâche: LRT = 1.038, p = 0.301 Flux: LRT = 1.049, p = 0.789	G x T: LRT = 2.533, p = 0.109 G x F: LRT = 2.355, p = 0.501 T x F: LRT = 3.221, p = 0.359 G x T x F: LRT = 5.462, p = 0.161	Groupe x Tâche SC DTM - SC STM: $t_{518} = 3.422$, p = 0.004, d = 0.393
	<i>Largeur du pas (m)</i>	Groupe: LRT = 0.879, p = 0.351 Tâche: LRT = 38.19, p < 0.001 Flux: LRT = 18.08, p < 0.001	G x T: LRT = 1.757, p = 0.179 G x F: LRT = 1.151, p = 0.772 T x F: LRT = 1.263, p = 0.749 G x T x F: LRT = 0.879, p = 0.837	Tâche DTM - STM: $t_{532} = 6.342$, p < 0.001, d = 0.508
				Flux FI - FN: $t_{532} = 4.152$, p < 0.001, d = 0.470 FI - SF: $t_{532} = 2.840$, p = 0.024, d = 0.322
Données supplémentaires	<i>Vitesse du pas ($m.s^{-1}$)</i>	Groupe: LRT = 8.857, p = 0.005 Tâche: LRT = 49.51, p < 0.001 Flux: LRT = 84.93, p < 0.001	G x T: LRT = 8.106, p = 0.005 G x F: LRT = 0.330, p = 0.952 T x F: LRT = 1.829, p = 0.608 G x T x F: LRT = 2.115, p = 0.542	Groupe, Tâche SC - SED: $t_{76} = 3.023$, p = 0.003, d = 1.30 DTM - STM: $t_{532} = -7.769$, p < 0.001, d = -0.622
				Flux FA - FI: $t_{532} = -6.842$, p < 0.001, d = -0.775 FA - FN: $t_{532} = -8.318$, p = 0.008, d = -0.942 FA - SF: $t_{532} = -7.975$, p = 0.008, d = -0.903
				Groupe x Tâche SC DTM - SC STM: $t_{532} = -7.496$, p < 0.001, d = -0.849 SED DTM - SC STM: $t_{81.4} = -4.397$, p < 0.001, d = -1.918 SED DTM - SED STM: $t_{532} = -3.491$, p = 0.003, d = -0.395 SC STM - SED STM: $t_{81.4} = 3.491$, p = 0.004, d = 1.523

Annexe 3 : documents compléments de l'étude 3.

A3 - Fiche de mesure (NOVATEX Medical®)

<http://www.novatex-medical.com/wp-content/themes/novatex/includes/FDM%20V5%20FR.pdf>

A3 – Détail des séances de kinésithérapie (VITALISED)

Tableau S15. Détail des séances de kinésithérapies réalisées sur la plateforme HUBER.

N° de la séance	Contenu de la séance
4e séance	<p>Présentation et explication pratique du HUBER. Les intérêts principaux sont le bonplacement du bassin (assis= antéversion ; debout=rétroversion) et la bonne réalisation des exercices. L'intensité de la force exercée n'est pas primordiale.</p> <p>1- Reprise des exercices de PDC sur le plateau arrêté pour se familiariser.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Assis en lordose active ; inclinaison en avant regard horizontal. • Debout en rétroversion ; transfert poids du corps droite-gauche. • Fente en antéversion ; transfert de poids avant-arrière avec inversement des pieds. • Ramassage des objets. <p>2- Exercice VITALISED 1: <u>Tirer assis</u> (4'45).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Plateau fixe ; action symétrique ; prise symétrique. • Maintien de l'antéversion en position assise, épaules basses et ne pas tirer avec le dos. • Tirer vers soi. <p>3- Exercice VITALISED 5 : <u>Pousser Debout</u> (5'25).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Plateau fixe ; action symétrique ; prise symétrique mains plus basses en fonction de la taille de la personne. • Maintien de la rétroversion debout, épaules basses et ne pas s'appuyer sur les barres. • Pousser vers l'avant. <p>4- Exercice VITALISED 3 : <u>Pousser Assis</u> (5'25).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Idem VITALISED 1 sauf Pousser vers l'avant. <p>5- Exercice VITALISED 4 : <u>Équilibre debout</u> (5'15).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Plateau mobile ; pieds parallèles. • Maintien de la rétroversion, genoux déverrouillés. • Rester dans la cible en amortissant le plateau avec les membres inférieurs. <p>6- Auto-étirements en position assise.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Appris lors des 3 séances à « sec ». <p>Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.</p>
5e séance	<p>1- Exercice VITALISED 4 : <u>Équilibre debout</u> (5'15).</p> <p>2- Réaliser le bilan intégré de HUBER360.</p> <p>3- Exercice VITALISED 3 : <u>Pousser assis</u> (5'25).</p> <p>4- Auto-étirements en position assise.</p> <p>Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.</p>

6e séance	<p>1- Exercice VITALISED 1 : <u>Tirer assis</u> (4'45).</p> <p>2- Exercice VITALISED 4 : <u>Équilibre debout</u> (5'15).</p> <p>3- Exercice VITALISED 3 : <u>Pousser assis</u> (5'25).</p> <p>4- Exercice VITALISED 6 : <u>Ping-pong</u> (4'40).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Plateau mobile, pieds parallèles, transfert de poids. • Maintien de la rétroversion, genoux déverrouillés. • Transférer le poids droit-gauche pour allumer les 2 cibles alternativement. <p>5- Auto-étirements en position assise.</p> <p>Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.</p>
7e séance	<p>1- Exercice VITALISED 4 : <u>Équilibre debout</u> (5'15).</p> <p>2- Exercice VITALISED 7 : <u>Tire-Pousse Assis</u> (4'46).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Plateau fixe ; action symétrique ; pied asymétrique. • Maintien de l'antéversion, épaules basses. • Tirer vers soi, pousser vers l'avant. <p>3- Exercice VITALISED 5 : <u>Poussr Debout</u> (5'25).</p> <p>4- Exercice VITALISED 3 : <u>Poussr Assis</u> (5'25).</p> <p>5- Exercice VITALISED 6 : <u>Ping-pong</u> (4'40).</p> <p>6- Auto-Étirements en position assise.</p> <p>Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.</p>
8e séance	<p>1- Exercice VITALISED 4 : <u>Équilibre debout</u> (5'15).</p> <p>2- Exercice VITALISED 7 : <u>Tire-Pousse Assis</u> (4'46).</p> <p>3- Exercice VITALISED 8 : <u>Ping-pong gauche devant</u> (3'30).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Plateau mobile ; pieds asymétriques. • Maintien de l'antéversion. • Transfert de poids en avant gauche en arrière droite. <p>4- Exercice VITALISED 9 : <u>Ping-pong droite devant</u> (3'30).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Idem que VITALISED 8 sauf transfert de poids en avant droite en arrière gauche. <p>5- Exercice VITALISED 3 : <u>Pousse assis</u> (5'25).</p> <p>6- Auto-Étirements en position assise.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.
9e séance	<p>1- Exercice VITALISED 8 : <u>Ping-pong gauche devant</u> (3'30).</p> <p>2- Exercice VITALISED 9 : <u>Ping-pong droit devant</u> (3'30).</p> <p>3- Exercice VITALISED 7 : <u>Tire-Pousse Assis</u> (4'46).</p> <p>4- Exercice VITALISED 10 : <u>Pousse debout en Fente (2 VITALISED 10)</u> (3'30 par fente).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Plateau fixe ; action symétrique ; prise symétrique ; action symétrique. • Maintien de l'antéversion. • Pousser vers l'avant en fente. <p>5- Exercice VITALISED 3 : <u>Pousse Assis</u> (5'25).</p> <p>6- Auto-Étirements en position assise.</p> <p>Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.</p>

10 ^e séance	<p>1- Exercice VITALISED 4 : <u>Équilibre debout</u> (5'15).</p> <p>2- Exercice VITALISED 1 : <u>Tirer assis</u> (4'45).</p> <p>3- Exercice VITALISED 10 : <u>Pousse debout en Fente (2 VITALISED 10)</u> (3'30par fente).</p> <p>4- Exercice VITALISED 3 : <u>Pousse Assis</u> (5'25).</p> <p>5- Exercice VITALISED 4 : <u>Équilibre debout</u> (5'15).6- Auto-Étirements en position assise.</p> <p>Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.</p>
11 ^e séance	<p>1- Exercice VITALISED 6 : <u>Ping-pong</u> (4'40).</p> <p>2- Exercice VITALISED 7 : <u>Tire-Pousse Assis</u> (4'46).</p> <p>3- Exercice VITALISED 11 : <u>Pousse-Tire Debout en fente alternée</u> (4'10).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Plateau fixe ; prise asymétrique ; action symétrique. • Maintien de l'antéversion, épaules basses. • Tirer vers soi/ pousser vers l'avant en alternatif. <p>4- Exercice VITALISED 3 : <u>Pousse assis</u> (5'25).</p> <p>5- Exercice VITALISED 10 : <u>Pousse debout en Fente (2VITALISED 10)</u> (3'30 parfente).</p> <p>6- Auto-Étirements en position assise.</p> <p>Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.</p>
12 ^e séance	<p>1- Exercice VITALISED 4 : <u>Équilibre debout</u> (5'15).</p> <p>2- Bilan sur HUBER 360.</p> <p>3- Exercice VITALISED 7 : <u>Tire-pousse Assis</u> (4'46).</p> <p>4- Exercice VITALISED 11 : <u>Pousse-Tire debout en fente alternée</u> (4'10).</p> <p>5- Exercice VITALISED 10 : <u>Pousse debout en Fente (2 VITALISED 10)</u> (3'30par fente).</p> <p>6- Auto-Étirements en position assise.</p> <p>Le kinésithérapeute remplit la fiche avec les scores et les commentaires.</p>

A3 - Matériels supplémentaires – Etude n°3.

Tableau S16. Moyenne \pm écart type (ET) des variables cognitives pour les quatre conditions de marche réalisées : simple tâche de marche en flux normal (STM-FN) et double tâche de marche avec un flux normal (DTM-FN), inversé (DTM-FI) et accéléré (DTM-FA)

Variables	Groupe	Période	Condition				
			STC	DTC-FN	DTC-FI	DTC-FA	
Tâches n-back	VC	M4	3.217 \pm 0.666	2.936 \pm 0.748	2.869 \pm 0.78	2.978 \pm 0.759	
		M8	3.403 \pm 0.676	3.279 \pm 0.577	3.263 \pm 0.575	3.151 \pm 0.596	
	VPC	M4	3.081 \pm 0.787	3.03 \pm 0.937	3.107 \pm 0.584	2.882 \pm 0.86	
		M8	3.301 \pm 0.616	3.329 \pm 0.604	2.998 \pm 0.651	3.4 \pm 0.627	
	Temps de réaction (s)	VC	M4	0.862 \pm 0.093	0.907 \pm 0.141	0.91 \pm 0.14	0.912 \pm 0.111
			M8	0.797 \pm 0.112	0.84 \pm 0.108	0.833 \pm 0.108	0.825 \pm 0.095
		VPC	M4	0.831 \pm 0.134	0.825 \pm 0.131	0.786 \pm 0.149	0.86 \pm 0.127
			M8	0.803 \pm 0.154	0.783 \pm 0.092	0.776 \pm 0.11	0.823 \pm 0.106

Tableau S17. Résultats statistiques pour les variables de performance cognitive

Variable	Effet principal		Effet d'interaction		Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)	
	Période, Groupe, Condition		Période x Groupe x Condition			
Tâches n-back	<i>d'</i> (u.a.)	Période: LRT = 10.69, p = 0.003 Groupe: LRT = 0.002, p = 0.966 Condition: LRT = 5.406, p = 0.159		P x G: LRT = 0.108, p = 0.744 P x C: LRT = 2.032, p = 0.588 G x C: LRT = 1.126, p = 0.792 P x G x C: LRT = 5.740, p = 0.153		Période M4 - M8: $t_{27.8} = -3.482$, p = 0.002, d = -0.524
		Temps de réaction (s)	Période: LRT = 10.46, p = 0.002 Groupe: LRT = 1.557, p = 0.246 Condition: LRT = 4.924, p = 0.184		P x G: LRT = 2.819, p = 0.098 P x C: LRT = 0.349, p = 0.966 G x C: LRT = 9.938, p = 0.033 P x G x C: LRT = 0.400, p = 0.944	

Tableau S18. Moyenne \pm écart type (ET) des variables de performance locomotrice pour les quatre conditions de marche réalisées : simple tâche de marche en flux normal (STM-FN) et double tâche de marche avec un flux normal (DTM-FN), inversé (DTM-FI) et accéléré (DTM-FA).

Variables	Groupe	Période	Condition				
			STM-FN	DTM-FN	DTM-FI	DTM-FA	
Analyses fonctionnelles	OrgS (u.a.)	VC	M4	-4.486 \pm 3.88	-4.735 \pm 3.727	-5.202 \pm 5.081	-6.144 \pm 4.933
			M8	-3.777 \pm 3.075	-3.082 \pm 3.966	-4.422 \pm 4.001	-4.897 \pm 3.776
		VPC	M4	-2.331 \pm 4.727	-2.266 \pm 4.34	-3.111 \pm 5.033	-3.998 \pm 4.371
			M8	-3.259 \pm 5.654	-2.968 \pm 4.988	-4.36 \pm 3.524	-4.387 \pm 3.014
	VarS (u.a.)	VC	M4	6.835 \pm 6.314	6.294 \pm 6.688	10.099 \pm 10.382	11.248 \pm 12.39
			M8	4.213 \pm 3.588	4.029 \pm 3.304	6.634 \pm 6.647	6.558 \pm 6.541
		VPC	M4	4.284 \pm 3.542	4.71 \pm 4.79	9.18 \pm 9.284	7.484 \pm 7.158
			M8	4.559 \pm 5.303	4.928 \pm 6.211	8.196 \pm 10.71	5.887 \pm 5.273
	VarS (u.a.)	VC	M4	11.415 \pm 9.722	11.029 \pm 9.686	15.457 \pm 15.013	17.392 \pm 16.433
			M8	8.353 \pm 5.58	8.229 \pm 5.135	11.563 \pm 9.447	11.909 \pm 9.104
		VPC	M4	8.744 \pm 4.414	8.825 \pm 5.913	14.376 \pm 10.272	12.676 \pm 8.612
			M8	9.56 \pm 8.261	9.479 \pm 8.36	12.842 \pm 12.257	10.405 \pm 6.919
Régularité des déplacements ML du COP	SampEn (u.a.)	VC	M4	0.159 \pm 0.038	0.156 \pm 0.044	0.146 \pm 0.043	0.15 \pm 0.049
			M8	0.163 \pm 0.026	0.162 \pm 0.025	0.15 \pm 0.035	0.154 \pm 0.035
		VPC	M4	0.179 \pm 0.039	0.173 \pm 0.045	0.174 \pm 0.033	0.166 \pm 0.04
			M8	0.172 \pm 0.035	0.159 \pm 0.041	0.156 \pm 0.037	0.155 \pm 0.038
Synchronisation intermusculaire Gas/Sol	SIM (u.a.)	VC	M4	17.476 \pm 7.012	15.687 \pm 9.471	18.896 \pm 10.22	13.623 \pm 7.896
			M8	16.805 \pm 10.987	17.427 \pm 8.06	17.427 \pm 8.06	15.179 \pm 6.941
		VPC	M4	16.118 \pm 8.98	15.004 \pm 5.957	17.193 \pm 8.114	14.649 \pm 5.986
			M8	17.33 \pm 7.557	16.908 \pm 6.517	16.908 \pm 6.517	15.724 \pm 9.564
Données supplémentaires	Largeur du pas (m)	VC	M4	0.104 \pm 0.028	0.106 \pm 0.028	0.111 \pm 0.028	0.109 \pm 0.032
			M8	0.104 \pm 0.026	0.108 \pm 0.028	0.108 \pm 0.028	0.108 \pm 0.03
		VPC	M4	0.103 \pm 0.03	0.108 \pm 0.035	0.116 \pm 0.036	0.116 \pm 0.032

		M8	0.104 ± 0.032	0.109 ± 0.034	0.114 ± 0.045	0.114 ± 0.041
Vitesse du pas (m.s ⁻¹)	VC	M4	109.065 ± 22.939	107.985 ± 25.264	101.275 ± 26.71	94.344 ± 24.813
		M8	109.768 ± 24.469	106.685 ± 24.776	100.527 ± 28.925	96.404 ± 26.135
		M4	114.741 ± 21.634	111.651 ± 20.82	110.16 ± 30.42	100.891 ± 26.443
	VPC	M4	114.741 ± 21.634	111.651 ± 20.82	110.16 ± 30.42	100.891 ± 26.443
		M8	115.838 ± 25.202	115.805 ± 25.776	108.536 ± 22.357	108.041 ± 21.665

Tableau S19. Résultats statistiques pour les variables locomotrices

Variable		Effet principal Période, Groupe, Condition	Effet d'interaction Période x Groupe x Condition	Moyennes marginales estimées tests post-hoc (correction de Tukey)
Analyses fonctionnelles	OrgS (u.a.)	Période: LRT = 0.712, p = 0.441 Groupe: LRT = 1.309, p = 0.267 Condition: LRT = 27.75, p < 0.001	P x G: LRT = 1.502, p = 0.251 P x C: LRT = 2.013, p = 0.609 G x C: LRT = 0.053, p = 0.996 P x G x C: LRT = 804, p = 0.864	Condition DTM-F - DTM-FA: t ₁₆₇ = 4.705, p < 0.001, d = 0.865 DTM-F - DTM-FI: t ₁₆₇ = 2.990, p = 0.017, d = 0.550 DTM-FA - STM-F: t ₁₆₇ = -4.065, p < 0.001, d = -0.744
	VarS (u.a.)	Période: LRT = 1.550, p = 0.217 Groupe: LRT = 0.013, p = 0.918 Condition: LRT = 25.01, p < 0.001	P x G: LRT = 2.699, p = 0.108 P x C: LRT = 1.871, p = 0.626 G x C: LRT = 3.500, p = 0.348 P x G x C: LRT = 0.184, p = 0.982	Condition DTM-F - DTM-FA: t ₁₆₇ = -3.252, p = 0.008, d = -0.598 DTM-F - DTM-FI: t ₁₆₇ = -3.861, p < 0.001, d = -0.710 DTM-FA - STM-F: t ₁₆₇ = 3.199, p = 0.009, d = 0.585 DTM-FI - STM-F: t ₁₆₇ = 3.812, p = 0.001, d = 0.698
	GAS (u.a.)	Période: LRT = 1.025, p = 0.309 Groupe: LRT = 0.004, p = 0.949 Condition: LRT = 25.57, p < 0.001	P x G: LRT = 1.926, p = 0.185 P x C: LRT = 2.477, p = 0.505 G x C: LRT = 2.869, p = 0.456 P x G x C: LRT = 0.269, p = 0.968	Condition DTM-F - DTM-FA: t ₁₆₇ = -3.542, p = 0.003, d = -0.651 DTM-F - DTM-FI: t ₁₆₇ = -3.764, p = 0.001, d = -0.692 DTM-FA - STM-F: t ₁₆₇ = 3.441, p = 0.004, d = 0.623 DTM-FI - STM-F: t ₁₆₇ = 3.664, p = 0.002, d = 0.671
Régularité des déplacements ML du COP	SampEn (u.a.)	Période: LRT = 0.020, p = 0.892 Groupe: LRT = 0.252, p = 0.647 Condition: LRT = 20.08, p < 0.001	P x G: LRT = 2.462, p = 0.122 P x C: LRT = 0.634, p = 0.901 G x C: LRT = 2.987, p = 0.409 P x G x C: LRT = 1.079, p = 0.797	Condition DTM-FA - STM-F: t ₁₆₂ = -3.819, p = 0.001, d = -0.709 DTM-FI - STM-F: t ₁₆₂ = -3.847, p = 0.001, d = -0.715
Synchronisation intermusculaire Gas/Sol	SIM (u.a.)	Période: LRT = 0.317, p = 0.604 Groupe: LRT = 0.626, p = 0.466 Condition: LRT = 7.708, p = 0.055	P x G: LRT = 1.151, p = 0.293 P x C: LRT = 1.960, p = 0.603 G x C: LRT = 0.766, p = 0.873 P x G x C: LRT = 2.222, p = 0.568	

Données supplémentaires	<i>Largeur du pas (m)</i>	Période: LRT = 1.684, p = 0.242 Groupe: LRT = 0.039, p = 0.856 Condition: LRT = 27.19, p < 0.001	P x G: LRT = 0.360, p = 0.574 P x C: LRT = 1.441, p = 0.719 G x C: LRT = 2.038, p = 0.591 P x G x C: LRT = 4.557, p = 0.232	Condition DTM-FA - STM-F: $t_{167} = 4.277$, p < 0.001, d = 0.783 DTM-FI - STM-F: $t_{167} = 4.680$, p < 0.001, d = 0.856
	<i>Vitesse du pas (m.s⁻¹)</i>	Période: LRT = 0.119, p = 0.772 Groupe: LRT = 0.522, p = 0.499 Condition: LRT = 51.44, p < 0.001	P x G: LRT = 2.640, p = 0.123 P x C: LRT = 2.479, p = 0.499 G x C: LRT = 0.111, p = 0.989 P x G x C: LRT = 1.155, p = 0.782	Condition DTM-F - DTM-FA: $t_{167} = 5.773$, p < 0.001, d = 1.062 DTM-F - DTM-FI: $t_{167} = 2.970$, p = 0.018, d = 0.546 DTM-FA - DTM-FI: $t_{167} = -2.818$, p = 0.028, d = -0.516 DTM-FA - STM-F: $t_{167} = -6.765$, p < 0.001, d = -1.238 DTM-FI - STM-F: $t_{167} = -3.947$, p < 0.001, d = -0.722

Marqueurs neurophysiologiques et comportementaux du contrôle locomoteur dans le syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile

La locomotion humaine résulte de l'interaction entre les systèmes physiologique, cognitif et neuromusculaire qui lui confèrent flexibilité et adaptabilité pour son contrôle. Cependant, le coût cognitif associé à ce contrôle dans des contextes particuliers n'est pas encore clairement établi. Les patients atteints du syndrome d'Ehlers-Danlos de type hypermobile (SEDh) présentent une altération de la proprioception qui serait à l'origine de leurs troubles moteurs. Le port de vêtements compressifs (VC) semble être un moyen prometteur de compenser partiellement cette altération. L'objectif de ce travail de thèse était d'évaluer le coût cognitif associé au contrôle de la marche dans un environnement déstabilisant, d'une part, chez des sujets contrôles, et d'autre part, chez des patients SEDh avant et après une prise en charge associant une rééducation proprioceptive et les VC. Dans ce but, des mesures de stationnarité, de variabilité et de complexité ont été appliquées sur des paramètres neurophysiologiques et comportementaux.

L'**étude 1 (recherche fondamentale)** visait à déterminer le coût cognitif associé au contrôle de la marche et à la modulation des synergies musculaires (SM) sous-jacentes chez le jeune adulte lorsqu'il est soumis à un environnement visuel déstabilisant. 24 jeunes adultes sains ont marché sur un tapis roulant à vitesse préférentielle fixe, immergés dans un environnement virtuel avec un flux optique normal ou perturbé dans le plan frontal (*i.e.* oscillations ML du champ visuel), et ce en condition de simple tâche et de double tâche (DT ; 1-back, 2-back, 3-back). Nos résultats ont montré que la performance cognitive du jeune adulte en condition de DT n'est pas altérée par un environnement visuel déstabilisant. Néanmoins, en DT exécutive, le jeune adulte augmente la régulation du pas dans le plan frontal au détriment d'un relâchement dans le plan sagittal (« dynamique passive »). Cette régulation accrue fut corroborée au niveau neuromusculaire par une diminution de la variabilité d'activation de la SM propre à la phase de propulsion à l'appui.

Les **études 2 et 3 (recherche translationnelle)** reposent sur des données recueillies dans l'essai clinique VITALISED (NCT04020107). 39 patients SEDh et 39 sujets contrôles (SC) ont marché sur un tapis roulant à vitesse asservie avec un flux optique normal ou perturbé dans le plan sagittal (*i.e.* sans flux, flux accéléré, flux inversé), et ce en condition de simple tâche et de DT (2-back). L'**étude 2 (transversale)** visait à définir l'impact du déficit proprioceptif associé au SEDh sur le coût cognitif associé au contrôle de la marche en présence d'un flux optique perturbé. Nos résultats ont montré que les patients SEDh présentent une marche prudente (stationnarité), plus variable et moins automatique (synchronisation intermusculaire). En condition de DT, ils priorisent le contrôle de la marche afin de maintenir leur équilibre au détriment de la performance dans la tâche cognitive concomitante. Collectivement, les adaptations observées chez les patients SEDh reflèteraient une perte d'automatisme de la marche, qui résulterait principalement d'un déconditionnement physique et de la peur de tomber. L'**étude 3 (longitudinale)** visait à démontrer l'apport du port des VC lors de la rééducation proprioceptive des patients SEDh. De manière inattendu, nos résultats n'ont pas montré de réduction du coût cognitif associé au contrôle de la marche. Néanmoins, les résultats plus descriptifs suggèrent que le port des VC serait bénéfique pour les patients dont les capacités fonctionnelles sont les plus altérées. Sur le plan méthodologique, plusieurs raisons peuvent expliquer l'absence d'effet : (i) la taille insuffisante de l'échantillon, (ii) la variabilité interindividuelle de la sévérité des symptômes associés au SEDh, et (iii) la COVID-19. Cette thèse permet d'orienter la conception de futurs essais cliniques afin d'élucider la question des profils de patients qui bénéficieraient le plus des VC.

Mots clés : Automatisation, Complexité, Contrôle locomoteur, Coût cognitif, Double tâche, Dynamiques non-linéaires, Marqueurs neuromusculaire, Locomotion, Syndrome d'Ehlers-Danlos, Variabilité.

Neurophysiological and behavioral markers of locomotor control in hypermobile Ehlers-Danlos syndrome

Human locomotion results from the interaction between physiological, cognitive and neuromuscular systems that confer it flexibility and adaptability for its control. However, the cognitive cost associated with this control in particular contexts (e.g. visual disturbances or sensory deficit) remains unclear. Patients with hypermobile Ehlers-Danlos syndrome (hEDS) have impaired proprioception, which is thought to be the cause of their motor disorders. The use of compression garments (CG) seems to be a promising way to partially compensate for this impairment. The objective of this thesis was to evaluate the cognitive cost associated with gait control in a destabilizing environment, in control subjects on the one hand, and in hEDS patients before and after treatment with CG on the other hand. For this aim, measures of stationarity, variability and complexity were applied on neurophysiological and behavioral parameters.

Study 1 (basic research) aimed to determine the cognitive cost associated with gait control and modulation of underlying muscle synergies in young adults when subjected to a visually destabilizing environment. Experimentally, 24 healthy young adults walked on a treadmill at fixed preferred speed, immersed in a virtual environment with normal or perturbed optic flow in the frontal plane (i.e. mediolateral visual field oscillations), under single-task and dual-task (DT, 1-back, 2-back, 3-back) conditions. Our results showed that cognitive performance of the young adult under DT condition is not altered by a visually destabilizing environment. Nevertheless, in executive DT, the young adult increases stepping regulation in the frontal plane at the expense of release in the sagittal plane (“passive dynamics”). This increased stepping regulated was corroborated with neuromuscular changes by a decrease in activation variability of the muscle synergy related to the propulsion during the support phase.

Studies 2 and 3 (translational research) are based on data collected in a clinical trial (VITALISED, NCT04020107). Experimentally, 39 hEDS patients and 39 control subjects (SC) walked on a treadmill at self-paced speed, immersed in a virtual environment with normal or perturbed optic flow in the sagittal plane (i.e. none, accelerated or reverse optic flow), under single-task and dual-task (2-back) conditions. **Study 2 (cross-sectional)** aimed to characterize the impact of hEDS-related proprioceptive deficit on the cognitive cost associated with gait control in the presence of sensory conflict induced by the manipulation of optic flow (i.e. speed or direction). Our results showed that hEDS patients have a cautious (stationarity), more variable, and less automated (intermuscular synchrony) gait. In DT, they prioritize gait control in order to maintain their balance, but this is at the expense of performance on the concurrent cognitive task. Collectively, the adaptations observed in hEDS patients would reflect a loss of automaticity of walking, which would result mainly from physical deconditioning and fear of falling. **Study 3 (longitudinal)** aimed to demonstrate the contribution (added value) of wearing compression garments during the proprioceptive rehabilitation of hEDS patients. Surprisingly, our results did not show a reduction in the cognitive cost associated with gait control. Nevertheless, the more descriptive results suggest that the wearing of CG would be beneficial for those patients with the most impaired functional abilities. On the methodological level, several reasons may explain the lack of effect: (i) the insufficient sample size, (ii) the interindividual variability in the severity of symptoms associated with hEDS, and (iii) coronavirus disease. This thesis helps guide the design of future clinical trials to elucidate which patient profiles would benefit most from CG.

Keywords: Automaticity, Complexity, Cognitive cost, Dual-task, Ehlers-Danlos syndrome, Locomotion, Locomotor Control, Neuromuscular markers, Nonlinear dynamics, Variability.