

Étude biomécanique de l'influence du type de mouvement et
de la posture lors d'un entraînement avec exerciceur dans
l'optique d'une mobilisation précoce favorisant la plasticité
neuronale des blessés médullaires

par

Hanen CHAMMAKHI

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE MÉCANIQUE
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 5 MAI 2023

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Hanen Chammakhi, 2023



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Jean-Marc Mac Thiong, codirecteur de mémoire
Département de chirurgie, Faculté de médecine, Université de Montréal

M. Julien Clément, président du jury
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

Mme Ornwipa Thamsuwan, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 20 AVRIL 2023

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier M. Yvan Petit, professeur à l'ETS, titulaire de la chaire de recherche du Canada en biomécanique des traumatismes de la tête et de la colonne vertébrale et directeur de ce mémoire, pour l'aide qu'il a fournie et les connaissances qu'il a su me transmettre. Je le remercie également pour sa patience, sa disponibilité et surtout ses judicieux conseils.

Je remercie également M. Jean-Marc Mac Thiong, chercheur régulier au Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal et codirecteur de ce mémoire, pour sa discussion stimulante et son ouverture d'esprit, pour ses idées et ses interventions qui m'ont aidé à mener à bien ce projet.

J'aimerais aussi remercier le CRSNG, et Mitacs pour leur support financier à ce projet.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements aux membres du laboratoire LIO, en tout premier lieu à Annie, pour son soutien particulier au début de ce projet, à Lucien, pour ses précieux conseils et son aide technico-administrative, et à Élisabeth, pour son soutien tant technique qu'humain tout au long de ce projet. Je réserve un remerciement particulier à mes collègues et à mes " Partner in crime " Antoine et Simon qui ont participé vivement aux acquisitions de l'étude comparative.

Je tiens à profiter de cette occasion pour exprimer ma profonde gratitude aux professeurs, M. Sheldon Andrews et Mme Dorothy Barthélémy pour leur précieuse collaboration. Ainsi, je remercie particulièrement M. Mario Courbin, technicien du Fablab de l'ETS, et les responsables de Lespacemaker, atelier collaboratif, que c'est grâce à leur aide que j'ai réussi à réaliser l'étude comparative. Il ne m'échappe pas de remercier les 17 participants volontaires, qui sans leur sens humain, rien ne serait mesurable.

Enfin, je remercie et je dédie ce mémoire aux personnes les plus chères de ma vie. Tout d'abord, à mes parents, Noureddine Chammakhi et Hayet Ben Tidaret, pour leur amour et leur soutien

inconditionnel, à mes sœurs Manel, Jihen, leurs maris et mes petites sœurs Ranim et Takwa qui m'ont soutenu avec leur humour chaleureux. Je ne peux que remercier mes amis, Yasmine, Dali, Amir, Rania, Hend et Kamel qui ont cru en moi dès le début et qui n'ont jamais cessé d'y croire.

Étude biomécanique de l'influence du type de mouvement et de la posture lors d'un entraînement avec exerciceur dans l'optique d'une mobilisation précoce favorisant la plasticité neuronale des blessés médullaires

Hanen CHAMMAKHI

RÉSUMÉ

Les blessures médullaires sont des incidents fréquents et peu réparables associés à des charges socio-économiques importantes, tant au niveau individuel que collectif. À cet égard, la mobilisation précoce par cyclo-ergomètre adapté au lit est l'un des traitements à base d'exercices susceptibles de favoriser la neuroplasticité chez les patients atteints de blessure médullaire (BM). Cependant, la revue de la littérature révèle la faible aptitude du mouvement cyclique circulaire à reproduire la marche naturelle (MN) pour laquelle la récupération est un besoin essentiel chez les BM. Cela contredit le principe fondamental de la spécificité de la tâche pour le traitement basé sur l'exercice. Bien que des mouvements alternatifs existent, la littérature manque d'information sur le meilleur mouvement qui reproduit en posture couchée la MN. De même, l'influence de la posture et du mode d'entraînement sur la similarité avec la MN n'est pas suffisamment étudiée. C'est pourquoi l'objectif principal de ce projet était de mieux comprendre la meilleure configuration du mouvement et de la posture qui favorise la neuroplasticité chez les BM à un stade précoce. Pour répondre à cet objectif, d'abord, un cahier des charges d'un dispositif de mobilisation précoce des BM est élaboré. Ensuite, une étude comparative est menée incluant 14 adultes sains (dont 8 femmes) entre la MN et trois mouvements: circulaire, elliptique et linéaire, en deux postures: couchée et debout et deux modes d'entraînement (sauf pour le linéaire). Pour chaque participant, la cinématique de la jambe dominante a été acquise par le système optique OptiTrack et les forces de réaction au sol et aux pédales ont été acquises par des semelles de force F-Scan sans fil. Pour chacune des modalités de mouvement, sept paramètres ont été ensuite calculés par rapport à la MN. L'analyse statistique des paramètres dépendants en fonction des facteurs étudiés a utilisé des modèles linéaires mixtes généralisés (GLMM) et des comparaisons multiples par paire. Les résultats de ce projet de recherche confirment la faible similarité biomécanique entre la MN et le mouvement circulaire, dans les deux postures. Le meilleur mouvement qui reproduit la MN en posture couchée est le mouvement linéaire, suivi du mouvement elliptique. Le passage à une posture debout favorise significativement la similarité cinématique et cinétique. Aussi, le mode passif n'influence pas significativement la similarité, mais il réduit significativement les forces de réaction maximales d'entraînement. Ces résultats démontrent la pertinence de substituer le mouvement cyclique circulaire par un mouvement linéaire dans le contexte de la mobilisation précoce des BM. Ceci suggère la conception d'un dispositif ergomètre-linéaire comme une cible intéressante pour des travaux futurs. En outre, la conception du dispositif devrait favoriser autant que possible la posture debout et le mode actif. Cela étant, la comparaison de l'efficacité d'une mobilisation précoce avec un ergomètre linéaire par opposition à un cyclo-ergomètre sur la récupération de la marche naturelle est éventuellement un horizon à explorer.

Mots clés : blessures médullaires, mobilisation précoce, cycloergomètre, marche naturelle, mouvement d'entraînement, posture d'entraînement, mode d'entraînement

Biomechanical study of the impact of the type of movement and posture during training with an exerciser with a view towards early mobilization to promote neural plasticity in spinal cord injured patients

Hanen CHAMMAKHI

ABSTRACT

Traumatic spinal cord injuries are frequent and hardly repairable incidents associated with significant socioeconomic burdens, both at the individual and community levels. In this regard, early mobilization by the bedside cyclo-ergometer is one of the activity-based therapies that may promote neuroplasticity in spinal cord injured patients (BM). However, the literature review reveals the poor ability of circular cyclic movement to reproduce natural gait for which recovery is a critical need for BM. This contradicts the principle of task specificity in activity-based therapies. Although alternative movements exist, the literature lacks information on the best movement that reproduces natural gait in supine posture. Similarly, the influence of posture and training mode on similarity to natural gait is not sufficiently studied. Therefore, the main objective of this project was to better understand the best movement and posture configuration that promotes neuroplasticity in BM early mobilization. To address this objective, first, a technical specification for an early mobilization device for BM is developed. Then, a comparative study was conducted including 14 healthy adults (including 8 women) between gait and three movements: circular, elliptical and step, in two postures: supine and standing and two training modes (except for the step). For each participant, dominant leg kinematics were acquired by the OptiTrack optic system, and ground and pedal reaction forces were acquired by wireless F-Scan force insoles. For each of the motion modalities seven parameters were then calculated in comparison to natural gait. Statistical analysis of the dependent parameters as a function of the factors studied used generalized linear mixed models (GLMM) and pairwise comparisons. The results of this research project confirm the low biomechanical similarity between natural gait and circular movement in both postures. The best movement that reproduces natural gait in supine posture is the step, followed by the elliptical. Switching to a standing posture significantly favours kinematic and kinetic similarity. Also, the passive mode does not significantly influence similarity, but it significantly reduces maximal training reaction forces. These results demonstrate the relevance of substituting circular cyclic movement with step motion in the context of BM early mobilization. This suggests the design of a step-ergometer device as an interesting target for future work. In addition, the device design should promote standing posture and active mode as much as possible. That said, comparing the effectiveness of early mobilization with a step-ergometer vs a cyclo-ergometer on natural gait recovery is potential horizon to explore.

Keywords: traumatic spinal cord injury, early mobilization, cycloergometer, natural gait, training movement, training posture, training mode

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE CONNAISSANCE	5
1.1 Moelle épinière	5
1.2 Blessure médullaire.....	9
1.2.1 Prévalence, incidence et causalité.....	9
1.2.2 Terminologie et physiopathologie	11
1.2.3 Évaluation et classification	12
1.2.4 Traitements	14
1.3 Traitements à base d'exercice	17
1.4 Mobilisation précoce des blessés médullaires	19
1.5 Mobilisation précoce : état de l'art et perspectives d'amélioration	22
1.5.1 La marche naturelle : étalon d'évaluation.....	22
1.5.2 Mouvement cyclique circulaire pour la mobilisation précoce	24
1.5.3 Autres mouvements envisageables pour la mobilisation précoce.....	36
1.5.4 Comparaison	44
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	47
2.1 Problématique	47
2.2 Objectifs.....	49
CHAPITRE 3 CAHIER DES CHARGES	51
3.1 Description de l'objet du cahier des charges	51
3.2 Usagers ciblés	51
3.3 Déploiement de la fonction qualité (DFQ)	52
3.3.1 Attributs clients et spécifications techniques.....	52
3.3.2 Contraintes	64
3.3.3 Maison de la qualité	66
3.4 Analyse de Pareto et barème d'évaluation.....	71
3.5 Priorisation du cahier des charges.....	72
CHAPITRE 4 ÉTUDE DE L'INFLUENCE DU TYPE DE MOUVEMENT, DE LA POSTURE ET DU MODE D'UTILISATION SUR LA SIMILARITÉ AVEC LA MARCHE NATURELLE.....	75
4.1 Introduction et rappel des objectifs.....	75
4.2 Méthodologie expérimentale	75
4.2.1 Plan de l'expérience.....	76
4.2.2 Estimation du nombre de participants.....	77
4.2.3 Participants.....	80
4.2.4 Matériel utilisé lors des séances d'acquisition.....	81
4.2.5 Protocole d'acquisition	92

4.3	Méthodologie de l'analyse statistique.....	95
4.3.1	Visionnement des séances d'acquisition et filtrage des données brutes ...	95
4.3.2	Analyse post-acquisition.....	96
4.3.3	Calcul des variables dépendantes.....	99
4.3.4	Analyse statistique	100
CHAPITRE 5 RÉSULTATS.....		103
5.1	Résumé des caractéristiques des participants	103
5.2	Analyse descriptive.....	104
5.2.1	Analyse descriptive des données cinématiques	105
5.2.2	Analyse descriptive des données cinétiques	114
5.3	Évaluation de l'influence du type de mouvement et de la posture d'entraînement sur la similarité avec la MN	116
5.3.1	Influence sur les pourcentages de reproduction des intervalles de mouvement des trois articulations	117
5.3.2	Influence sur le score GDI	120
5.3.3	Influence sur les pourcentages de reproduction des forces de réaction..	121
5.3.4	Influence sur le coefficient CMC calculé entre les courbes de force de réaction.....	125
5.3.5	Conclusion de la première sous étude.....	126
5.4	Évaluation de l'influence du type de mouvement et du mode d'entraînement sur la similarité avec la MN.....	128
5.4.1	Influence sur les pourcentages de reproduction des intervalles de mouvement des trois articulations	128
5.4.2	Influence sur le score GDI	131
5.4.3	Influence sur les pourcentages de reproduction des forces de réaction..	132
5.4.4	Influence sur le coefficient CMC calculé entre les courbes de force de réaction.....	134
5.4.5	Conclusion de la deuxième sous étude	135
5.5	Choix de la meilleure configuration qui reproduit la MN	135
CHAPITRE 6 DISCUSSION		137
6.1	Cahier des charges	137
6.2	Étude de l'influence du type de mouvement, de la posture et du mode d'utilisation sur la similarité avec la marche naturelle.....	138
6.2.1	Influence du type de mouvement sur la similarité avec la MN	140
6.2.2	Influence de la posture d'entraînement sur la similarité avec la MN	149
6.2.3	Influence du mode d'entraînement sur la similarité avec la MN.....	151
6.3	Recommandation pour un appareil de mobilisation précoce des BM	152
6.4	Limites du projet de recherche.....	154
6.5	Portée du projet de recherche.....	156
CONCLUSION		159
RECOMMANDATIONS		163

ANNEXE I	APPROBATION FINALE CER ETS	165
ANNEXE II	LA PUISSANCE D'UN PLAN FACTORIEL	167
ANNEXE III	LISTE DE CONTRÔLE	169
ANNEXE IV	CALCUL DE L'INDICE DE DÉVIATION DE LA MARCHE (GDI) ..	171
ANNEXE V	CALCUL DE COEFFICIENT DE CORRÉLATION MULTIPLE (CMC)	175
ANNEXE VI	RÉSULTATS DES TESTS DES HYPOTHÈSES STATISTIQUES.....	177
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	179

LISTE DES TABLEAUX

	Page	
Tableau 3.1	Dimensions anthropométriques des membres inférieures	54
Tableau 3.2	Caractéristiques des appareils concurrentiels	57
Tableau 3.3	Regroupement et classification des attributs.....	63
Tableau 3.4	Spécifications techniques.....	64
Tableau 3.5	Ordre de priorité des spécifications techniques selon la maison de la qualité.....	70
Tableau 3.6	Barème d'évaluation	73
Tableau 4.1	Plan factoriel de l'étude	76
Tableau 4.2	Matrice expérimentale	77
Tableau 4.3	Estimation du nombre de répétitions nécessaires pour le GDI	78
Tableau 4.4	Estimation du nombre de répétitions nécessaires pour les forces de réaction.....	79
Tableau 4.5	Caractéristiques techniques des appareils	83
Tableau 4.6	Récapitulatif des essais	95
Tableau 4.7	Résultats des tests de la normalité et de l'homogénéité de la variance	102
Tableau 5.1	Données générales et morphologiques des participants.....	104
Tableau 5.2	Cinématique de la hanche dans le plan sagittal pour les différents exercices.....	106
Tableau 5.3	Cinématique du genou dans le plan sagittal pour les différents exercices.....	109
Tableau 5.4	Cinématique de la cheville dans le plan sagittal pour les différents exercices.....	112
Tableau 5.5	Scores totaux des trois mouvements dans les deux postures	136
Tableau 6.1	Amplitude moyenne (\pm écart type), en degrés, des angles articulaires (hanche, genou et cheville) pour trois postures différentes d'entraînement linéaire	142

Tableau 6.2	moyen \pm écart type, en degrés, des maxima des angles de genou et de la cheville entre la MN et le mouvement linéaire dans l'étude de Stoloff et notre étude.....	142
Tableau 6.3	Amplitude moyenne de mouvement, en degrés, des angles articulaires (hanche, genou et cheville) durant l'entraînement sur l'elliptique debout actif dans trois études.....	143

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Anatomie générale de la moelle épinière	6
Figure 1.2	Coupe transversale de la moelle épinière.....	7
Figure 1.3	Transmission de l'influx nerveux	8
Figure 1.4	Incidence annuelle des blessures médullaires dans le monde : rouge (par pays), bleu (par province ou région)	10
Figure 1.5	Causes des blessures médullaires aux États-Unis (2016)	11
Figure 1.6	Lésion de la moelle épinière avec une cicatrice gliale et démyélinisation des axones	12
Figure 1.7	Échelle de déficience ASIA	14
Figure 1.8	Examens moteurs et sensoriels requis selon l' ASIA	14
Figure 1.9	Stades post-traumatiques	16
Figure 1.10	MOTomed letto2.....	25
Figure 1.11	Positionnement des membres inférieurs MOTomed letto2.....	26
Figure 1.12	MOTomed layson. I	27
Figure 1.13	RT300-Supine	28
Figure 1.14	Positionnement des membres inférieurs RT300-Supine (a) extension maximale du genou (b) jambe parallèle au lit	29
Figure 1.15	Bemo 620	30
Figure 1.16	Positionnement membres inférieurs Bemo 620 (a) Cale-Pieds (b) Guide-mollets	31
Figure 1.17	Système de détection de distance en Bemo 620	32
Figure 1.18	Amplitudes articulaires (A : hanche, B : genou, C : cheville) sagittales lors d'entraînement au vélo, comparées aux valeurs moyennes des amplitudes normales en MN	34
Figure 1.19	Tapis roulant vertical VertiRun (Sheffield, UK)	37

Figure 1.20	Évolution moyenne de l'angle sagittal de la cheville (A), du genou (B) et de la hanche (C) pendant l'exercice sur un tapis roulant vertical en trois postures : alitée, 40° et 70°	38
Figure 1.21	Similarité visuelle en amplitude entre la marche et le mouvement elliptique	39
Figure 1.22	Comparaison cinématique entre la marche et quatre appareils elliptiques	40
Figure 1.23	Composante verticale de la force de réaction au sol (marche) et aux pédales (mouvement elliptique).....	41
Figure 1.24	Simulateur d'escalier semi-couché	43
Figure 1.25	Modèle d'ergomètre à lit avec mouvement linéaire	44
Figure 1.26	Scores GDI de la comparaison des trois mouvements avec la marche naturelle pour 10 participants.....	46
Figure 3.1	Comparaison des largeurs des appareils et des lits de l'USI de l'HSCM .	58
Figure 3.2	Comparaison des hauteurs des appareils et des lits de l'USI de l'HSCM	59
Figure 3.3	Pièces d'une maison de la qualité	68
Figure 3.4	Maison de la qualité	69
Figure 3.5	Diagramme de Pareto.....	72
Figure 4.1	Courbes de puissance du plan factoriel en fonction de la différence maximale détectée pour le GDI pour Rep = 12, 16, 20	79
Figure 4.2	Courbes de puissance du plan factoriel en fonction de la différence maximale détectée pour les forces de réaction pour Rep =12, 16, 20	80
Figure 4.3	Les trois appareils utilisés dans l'étude	82
Figure 4.4	Mouvement elliptique debout : a) schéma du montage, b) exemple de sujet sur l'appareil	84
Figure 4.5	Linéaire-debout : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil	85
Figure 4.6	Mouvement cyclique circulaire debout : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil	86
Figure 4.7	Mouvement elliptique en posture couchée : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil	87

Figure 4.8	Mouvement linéaire couché : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil.....	88
Figure 4.9	Mouvement cyclique circulaire couché : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil.....	89
Figure 4.10	Configuration de système d'analyse de mouvement (a) emplacement des corps rigides et des semelles (b) orientation de système d'axe	91
Figure 4.11	Semelles de force sans fils F-Scan.....	92
Figure 4.12	Détermination des limites des cycles de la marche	97
Figure 4.13	Détermination des limites des cycles pour les exercices en posture debout	99
Figure 5.1	Intervalles de mouvement de la hanche dans le plan sagittal lors des différents exercices, moyennés pour les 14 participants.....	107
Figure 5.2	Intervalles de mouvement du genou dans le plan sagittal lors des différents exercices, moyennés pour les 14 participants	110
Figure 5.3	Intervalles de mouvement de la cheville dans le plan sagittal lors des différents exercices, moyennés pour les 14 participants.....	113
Figure 5.4	Diagrammes en boîte de la force de réaction maximale durant la MN et les différents entraînements moyens pour les 14 participants.....	115
Figure 5.5	Diagrammes en boîte de la force de réaction moyenne durant la MN et les différents entraînements, moyenne pour les 14 participants	116
Figure 5.6	Estimation du pourcentage du mouvement de la hanche en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement	118
Figure 5.7	Estimation du pourcentage du mouvement du genou en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement	119
Figure 5.8	Estimation du pourcentage du mouvement de la cheville en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement	120
Figure 5.9	Estimation du score GDI en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement.....	121
Figure 5.10	Estimation du pourcentage de la force de réaction maximale en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement	123

Figure 5.11	Estimation du pourcentage de la force moyenne de réaction en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement	124
Figure 5.12	Estimation du coefficient CMC en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement	126
Figure 5.13	Estimation du pourcentage du mouvement de la hanche en fonction du type mouvement et du mode d'entraînement.....	129
Figure 5.14	Estimation du pourcentage du mouvement du genou en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement.....	130
Figure 5.15	Estimation du pourcentage du mouvement de la cheville en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement.....	131
Figure 5.16	Estimation du score GDI en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement	132
Figure 5.17	Estimation du pourcentage de la force de réaction maximale en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement.....	133
Figure 5.18	Estimation du pourcentage de la force moyenne de réaction en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement.....	134
Figure 5.19	Estimation du coefficient CMC en fonction du type de mouvement et de mode d'entraînement.....	135
Figure 6.1	Flexions plantaires de la cheville durant l'entraînement par mouvement elliptique (a) posture debout (b) posture couchée	144
Figure 6.2	Configuration d'entraînement en cyclo-ergomètre (a) dans l'étude de Yum, (b) dans notre étude.....	145

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

BM	Blessés médullaires
BWP	En pourcentage du poids du corps
CMC	Coefficient de corrélation multiple
DFQ	Déploiement de la fonction qualité
ÉTS	École de technologie supérieure
FES	Simulation électrique fonctionnelle
GDI	Indice de déviation de la marche
ME	Moelle épinière
MN	Marche naturelle
USI	Unités des soins intensifs
IC	Intervalle de confiance
Mvt% hanche	Pourcentage de l'intervalle de mouvement de la hanche que l'appareil peut couvrir par rapport à la marche
Mvt% genou	Pourcentage de l'intervalle de mouvement du genou que l'appareil peut couvrir par rapport à la marche
Mvt% cheville	Pourcentage de l'intervalle de mouvement de la cheville que l'appareil peut couvrir par rapport à la marche
Fmax%	Pourcentage de force de réaction maximale par rapport à celle enregistrée en marche naturelle
Fmoy%	Pourcentage de force de réaction moyenne par rapport à celle enregistrée en marche naturelle
Vs	Versus
EVA	Échelle visuelle analogique

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS GÉOMÉTRIQUES

Longueur

m mètre

cm centimètre

Surface

m^2 mètre carré

Volume

m^3 mètre cube

UNITÉS MÉCANIQUES

Vitesse

m/s mètre par seconde

Vitesse de rotation

rpm rotation par minute

Angle plan

° degré

Force

N newton

Moment d'une force

Nm Newton-mètre

UNITÉS DE MASSE

kg kilogramme

UNITÉS DE TEMPS

h heure

min minute

s seconde

INTRODUCTION

La structure anatomique particulière de la moelle épinière lui permet de jouer un rôle crucial dans le traitement et l'intégration des informations nerveuses. Cette structure, vulnérable bien que bien protégée à l'intérieur du canal rachidien, est exposée à une variété d'atteintes, y compris les blessures médullaires traumatiques. D'étiologies diverses, les blessures médullaires traumatiques sont fréquentes, notamment chez les jeunes hommes. Au Canada, leur prévalence a été estimée à 43 634 individus en 2010 (Noonan et al., 2012). Le fardeau économique à vie associé est en outre particulièrement lourd. En effet, les dépenses directes et indirectes sont estimées à 1,5 million de dollars pour une paraplégie incomplète et doublées pour une tétraplégie complète (H. Krueger, 2013). De plus, étant associée à des complications secondaires diverses, la récupération fonctionnelle à la suite d'une blessure médullaire est ardue et généralement incomplète.

Cependant, les stratégies thérapeutiques contemporaines évoluent vivement en termes de prise en charge des blessés médullaires (BM). Notamment, en promouvant la neuroplasticité, une propriété du système nerveux qui permet d'envisager la récupération des fonctions motrices et sensorielles. Dans cette optique, les traitements à base d'exercice ont été considérablement intégrés aux programmes thérapeutiques, non seulement en tant que thérapie de réadaptation, mais aussi en tant que thérapie neuroprotectrice et neurogénérative. (Ahuja & Fehlings, 2016; Burns et al., 2017). Ces traitements sont régis par des principes fondamentaux, y compris la formation à la tâche spécifique (Hodgson, Roy, de Leon, Dobkin, & Edgerton, 1994). Il est dès lors essentiel que l'exercice d'entraînement reproduise le plus fidèlement possible la tâche à récupérer.

Toutefois, l'efficacité des entraînements à base d'exercice est limitée par divers facteurs, notamment la chronicité de la blessure au moment de l'initiation de l'entraînement. En effet, il est notable que la réceptivité du corps aux entraînements diminue au fil du temps (de Oliveira, Middleton, Refshauge, & Davis, 2019). Cela sous-tend l'intérêt particulier que les chercheurs portent à l'étude du moment précoce le plus propice pour commencer l'entraînement. En milieu

hospitalier, cette pratique se définit par la mobilisation précoce du patient qui désigne un ensemble de techniques planifiées et séquentielles intégrées dans les 48h à la suite de l'admission aux soins intensifs.

Cela étant, l'entraînement par cyclo-ergomètre au lit au stade précoce s'avère un exercice faisable et sécuritaire auprès des BM, pour autant que l'état de santé du patient soit surveillé (Mac-Thiong et al., 2021). Cependant, afin d'optimiser son efficacité, une meilleure compréhension des facteurs d'influence est essentielle, dont le mouvement utilisé pour réaliser l'exercice.

En comparant les cyclo-ergomètres adaptés aux lits présentement disponibles sur le marché, il ressort de cela qu'ils diffèrent en termes de caractéristiques techniques, d'adaptation au patient et de réponse aux effets indésirables. Néanmoins, ils adoptent tous le mouvement circulaire. La revue de la littérature dévoile en revanche la faible capacité du mouvement cyclique circulaire à reproduire la cinématique des membres inférieurs pendant la marche naturelle (MN) (Yum, Kim, Lee, Park, & Lee, 2021) pour laquelle la récupération est un besoin primordial chez les patients BM. En outre, de nombreuses études confirment le faible chargement musculosquelettique du mouvement cyclique par rapport à la MN (Greca, Ryan, Baltzopoulos, & Korff, 2019; Prosser, Stanley, Norman, Park, & Damiano, 2011). Ces constats contredisent le principe fondamental de la spécificité de la tâche prôné par les traitements basés sur l'exercice. D'où la nécessité de rechercher des mouvements alternatifs pouvant compenser cette lacune.

Effectivement, la littérature rapporte la présence d'autres mouvements qui reproduisent mieux la MN en posture debout, tels que le mouvement elliptique (Damiano, Norman, Stanley, & Park, 2011) et le mouvement linéaire (Stoloff, Zehr, & Ferris, 2007). Cependant, la mobilisation précoce se fait principalement en posture couchée. Un manque d'information est constaté dans la littérature quant au meilleur mouvement qui reproduit la marche dans cette posture. En outre, l'influence de la posture d'entraînement sur la similarité avec la MN n'est pas suffisamment rapportée dans la littérature. De plus, en phase aiguë, le patient est souvent

entraîné en mode passif, son mouvement étant assisté par le dispositif de mobilisation, alors que les comparaisons de mouvements sont effectuées en mode actif, d'où la nécessité d'étudier également l'influence du facteur mode d'entraînement.

L'objectif de ce projet de recherche était de mieux comprendre la meilleure configuration du mouvement et de la posture qui favorise la neuroplasticité chez les BM à un stade précoce. De manière spécifique, les objectifs étaient : 1) Élaborer un cahier des charges permettant d'identifier et de hiérarchiser les caractéristiques techniques les plus pertinentes d'un dispositif de mobilisation précoce; 2) Établir une étude biomécanique de comparaison entre la MN et trois appareils en étudiant l'influence de la posture et du mode d'entraînement afin d'identifier celui qui reproduit au mieux la MN; 3) Tirer parti des résultats de l'étude biomécanique afin de prodiguer des recommandations sur la configuration d'un dispositif de mobilisation précoce des BM.

Ce projet de recherche a utilisé la méthode de déploiement de la fonction de qualité pour développer les spécifications du dispositif de mobilisation précoce BM et a mené une étude comparative incluant 17 adultes sains : 9 hommes et 8 femmes âgés respectivement de 26 ± 2 et 28 ± 4 ans. L'étude comparative a été menée au laboratoire de cinématique du mouvement et de biomécanique des chocs (LCMBC) de l'ETS et a consisté en 10 tests de marche naturelle et 10 tests sur trois appareils: 1) le vélo stationnaire de bureau Sunny Sf-b0717 ; 2) le mini elliptique électrique de bureau ANCHEER et 3) le mini simulateur d'escalier Pooboo, L Now. L'entraînement sur les appareils est effectué dans 2 postures: 1) debout, qui est la configuration d'utilisation standard des machines. 2) couchée, qui simule le cas d'un patient alité dans son lit. Le mode d'entraînement passif est également évalué sur l'appareil elliptique et le vélo. Les acquisitions cinématiques sont réalisées à l'aide d'un système optique OptiTrack (Natural Point, Oregon, USA) et de la technique des corps rigides tandis que les forces de réaction au sol et aux pédales sont mesurées par des semelles de force F-Scan sans fil (Tekscan, US). Enfin, l'analyse statistique a utilisé des modèles linéaires mixtes généralisés (GLMM) et des comparaisons multiples par paire.

Le mémoire est composé de six chapitres. Le premier chapitre présente la revue des connaissances permettant de rapprocher les thématiques essentielles à la compréhension du contexte de ce projet de recherche. Le deuxième soulève la problématique traitée et les objectifs de ce projet de recherche. Quant au troisième chapitre, il révèle l'élaboration du cahier des charges du dispositif de mobilisation précoce des BM, qui a conduit à la nécessité de réaliser l'étude comparative. Dès lors, le quatrième chapitre révèle les détails concernant la méthodologie expérimentale et l'analyse statistique utilisées dans le cadre de cette étude. Ensuite, le cinquième chapitre est consacré à la présentation des résultats de l'étude comparative. Enfin, le dernier chapitre est une discussion des résultats, en soulevant des recommandations pour la conception de dispositifs de mobilisation précoce des BM et en rapportant les portées et les limites du projet.

CHAPITRE 1

REVUE DE CONNAISSANCE

Ce chapitre présente une revue des connaissances issue de la littérature qui décrit tout d'abord l'anatomie de la moelle épinière. Une mise en contexte sur la blessure médullaire, son étiologie, son évaluation et sa classification est présentée. Par la suite, un survol est effectué sur son traitement à base d'exercice, notamment en mobilisation précoce. Cela étant, un regard est porté sur le mouvement standard employé en mobilisation précoce en évaluant son efficacité en termes de reproduction de la marche naturelle, une brève description des appareils existants est donnée. Finalement, d'autres mouvements possibles de mobilisation sont présentés et comparés au mouvement standard.

1.1 Moelle épinière

La moelle épinière (ME) fait partie du système nerveux central jouant un rôle de centre nerveux responsable de certains réflexes, ainsi qu'un rôle de conduction des messages entre l'encéphale et les parties du corps par les nerfs rachidiens. En tant que prolongement du bulbe rachidien, la ME est logée dans le canal rachidien (formé par la juxtaposition des foramens intervertébraux) et traverse la colonne vertébrale jusqu'au bout inférieur de la première vertèbre lombaire où elle forme le cône médullaire. Ayant une forme cylindrique de diamètre d'environ 2 cm et de longueur entre 42 et 45 cm chez l'adulte (McKinley, O'Loughlin, Bidle, & Cordeau, 2019), la ME se divise longitudinalement en quatre régions continues (voir Figure 1.1) qui sont successivement : la région cervicale, thoracique, lombar et sacrale. Le renflement cervical et le renflement lombaire sont distinctement plus larges, et servent à innérer respectivement les membres supérieurs et les membres inférieurs.

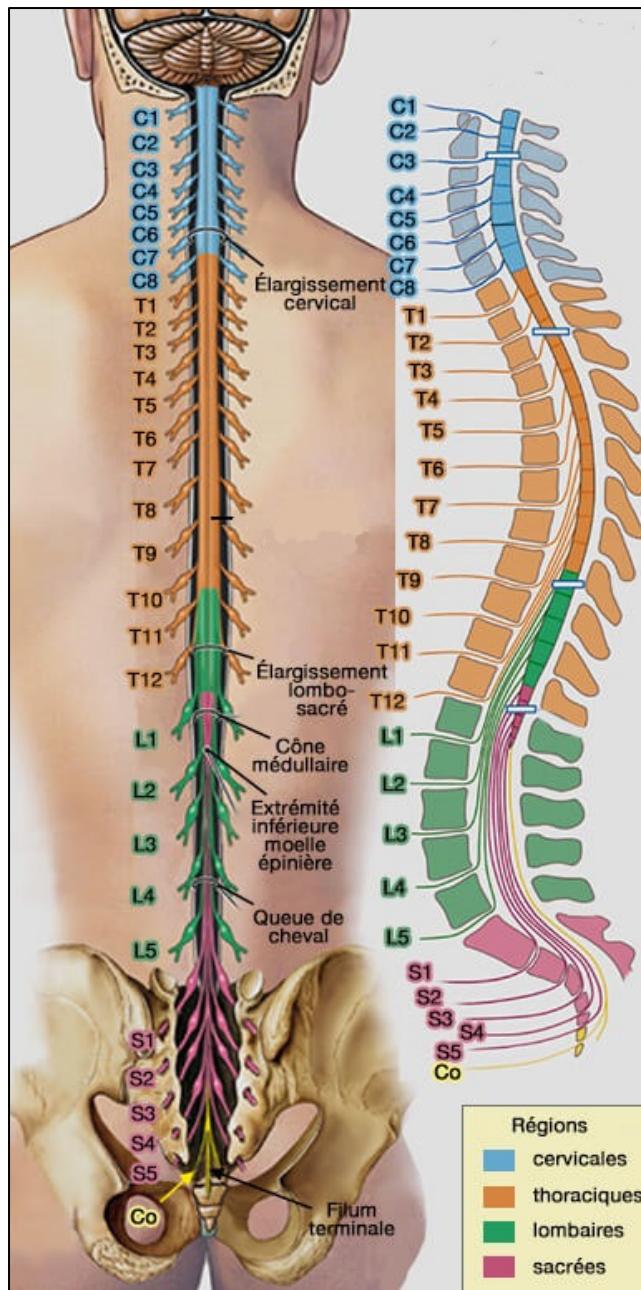


Figure 1.1 Anatomie générale de la moelle épinière
Adaptée de PNGWing (2020)

Sur toute sa longueur, 31 paires de nerfs spinaux émergent de la ME, chacun étant relié par deux racines : une racine postérieure dite dorsale, à travers laquelle l'influx sensitif est acheminé du tronc et des membres du corps vers le cerveau, et une racine antérieure dite

ventrale qui achemine inversement l'influx moteur, soit du système nerveux central au tronc et aux membres du corps. Les deux racines se fusionnent pour former le nerf spinal mixte (voir Figure 1.2). La racine dorsale est reconnue par la présence d'un ganglion situé à l'extérieur de la ME.

Trois couches de tissu conjonctif enveloppent et protègent la ME au sein du canal rachidien. Il s'agit des méninges de la ME (de l'intérieur à l'extérieur) : 1) la pie-mère adhérant directement à la surface extérieure de la ME, 2) l'arachnoïde sous laquelle se trouve l'espace sous-arachnoïdien où circule le liquide céphalorachidien, 3) la dure-mère qui est la couche extérieure dense et irrégulière donnant naissance à des prolongements qui enveloppent les nerfs spinaux. La Figure 1.2 illustre une section de la ME entourée par les trois couches conjonctives et connectées aux racines des six nerfs spinaux.

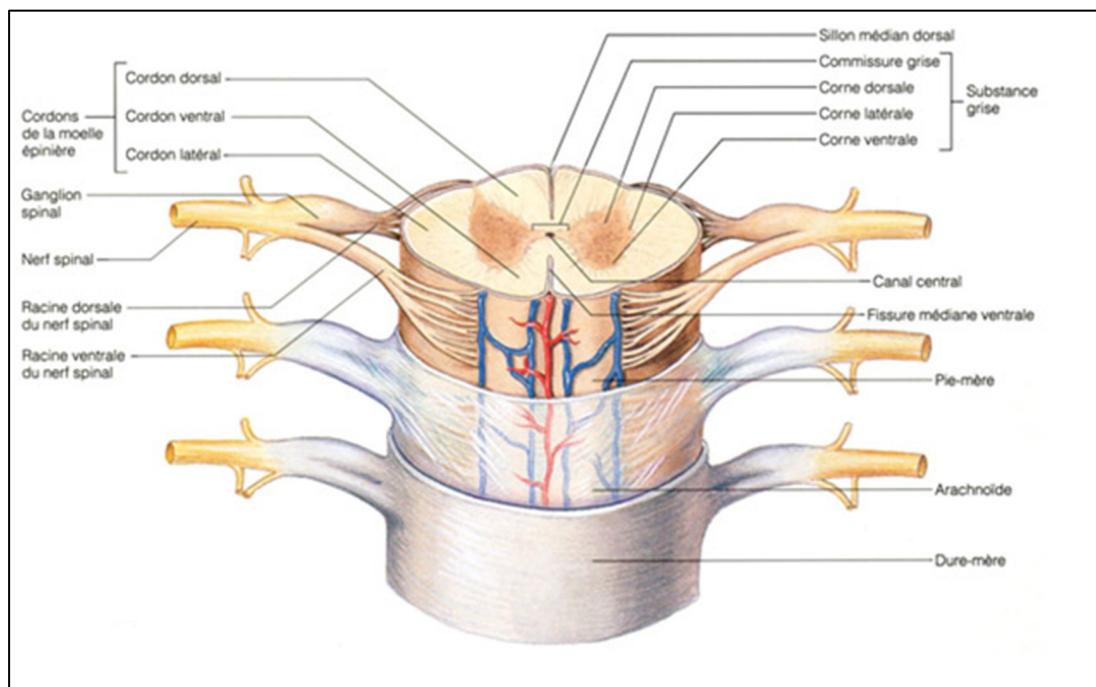


Figure 1.2 Coupe transversale de la moelle épinière
Adaptée de Marieb, Mitchell, et Zao (2011, p. 441)

Sur le plan anatomique sectionnel, telle qu'illustre par la Figure 1.3, la moelle épinière est symétrique et se divise en deux compartiments distinctifs : soit la substance blanche, un compartiment périphérique extérieure, et la substance grise, un compartiment intérieur central ayant la forme de la lettre H qui entoure le canal épendymaire constituant l'extension des ventricules cérébraux et contenant un liquide appelé liquide cérébrospinal (LCS). La substance grise se répartit en des cornes dorsales, des cornes latérales (seulement dans les régions thoraciques et lombaires) et des cornes ventrales. Les cornes dorsales contiennent les dendrites des cellules nerveuses sensitives, dont les corps se trouvent au ganglion de la racine dorsale du nerf associé, et les corps cellulaires des interneurones. Les cornes ventrales sont le siège des dendrites et des corps cellulaires des neurones moteurs autonomes et somatiques. Les axones des neurones moteurs somatiques se prolongent jusqu'à atteindre les effecteurs somatiques et les innervent. La désignation somatique est attribuée aux effecteurs dont le mouvement est volontaire et contrôlé, telle que c'est le cas pour les muscles squelettiques des membres inférieurs. Quant à la substance blanche, elle se divise également en trois cordons symétriques : cordons dorsaux, cordons latéraux et cordons ventraux. La substance blanche contient des axones myélinisés jouant le rôle de canaux de transmission de l'information nerveuse. La myélinisation des axones, produite par des cellules dites gliales, sert à les isoler électriquement, ce qui permet subséquemment une transmission plus rapide du signal électrique.

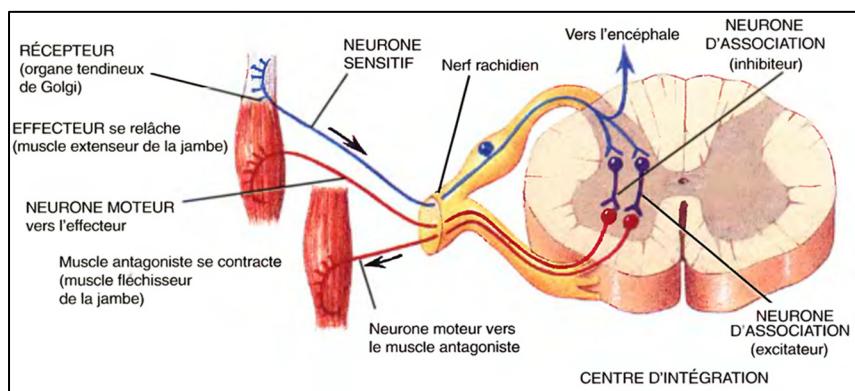


Figure 1.3 Transmission de l'influx nerveux
Tirée de Casimages (2019)

La structure anatomique de la moelle épinière lui permet de parachever deux fonctions principales : la transmission et l'intégration de l'information nerveuse. Pour sa première fonction, la ME et les nerfs spinaux associés présentent les voies de conduction entre l'encéphale, le tronc et les membres du corps. En effet, les informations sensitives provenant des récepteurs sensoriels sont acheminées vers l'encéphale à travers les voies sensitives ascendantes des nerfs spinaux et de la ME. L'information sensitive transmise est intégrée au sein des centres de réflexe de l'encéphale. D'autre part, les commandes sous forme d'information motrice sont acheminées de l'encéphale aux effecteurs à travers les voies motrices descendantes de la ME et des nerfs spinaux. Entre autres les mouvements volontaires comme la marche naissent sous forme de signaux déclenchés dans l'encéphale et exécutés par les muscles squelettiques des membres inférieurs. La deuxième fonction de la ME est la réaction rapide du système nerveux à un stimulus sans l'intervention de l'encéphale. Dans ce cas, la ME joue le rôle d'un centre d'intégration.

1.2 **Blessure médullaire**

Compte tenu de son rôle primordial dans l'intégration et le traitement des informations nerveuses, toute atteinte de la moelle épinière est sérieusement envisagée. Cette section de la revue de littérature présente la blessure de la moelle épinière en expliquant son étiologie, sa terminologie, son évaluation et sa classification. Un aperçu de son traitement est également abordé.

1.2.1 **Prévalence, incidence et causalité**

Comme illustré à la Figure 1.4, l'incidence annuelle des blessures par million d'habitants aux États-Unis est la plus élevée au monde (Fehlings et al., 2014). C'est également vrai pour la prévalence qui est de 906 personnes par million. Sur le plan régional ou provincial, l'incidence annuelle la plus importante est enregistrée en Alaska avec 83 par million (Fehlings, Singh, Tetreault, Kalsi-Ryan, & Nouri, 2014). Au Canada, la prévalence des atteintes médullaires est estimée en 2010 à 85 556 personnes (51 % des cas sont traumatiques et 49 % des cas non traumatiques) (Noonan et al., 2012). Précisément au Québec, l'incidence annuelle des

blessures médullaires est de 27,0 cas par million de personnes, soit une moyenne de 130 cas par année pour la période entre 1998-2006 selon le registre des traumatismes du Québec (INESSS, 2013).

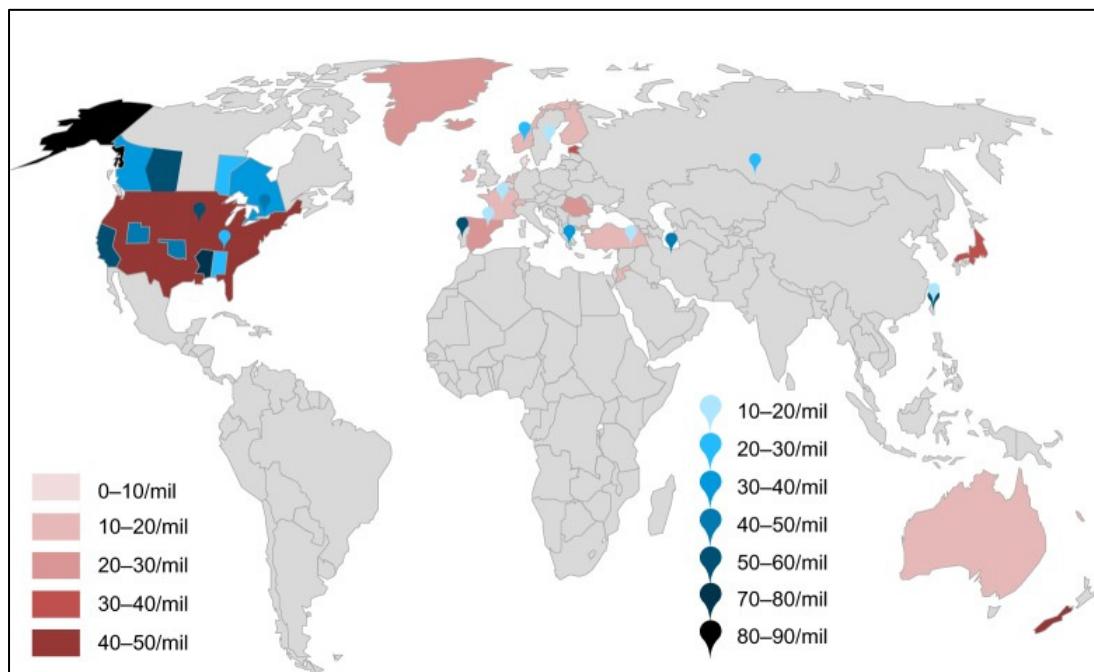


Figure 1.4 Incidence annuelle des blessures médullaires dans le monde :
rouge (par pays), bleu (par province ou région)
Tirée de Fehlings et al. (2014, p. 316)

Selon le centre national de statistiques relatives aux traumatismes médullaires aux États-Unis, 38% des blessures sont attribuables aux accidents de véhicules motorisés, tandis que les chutes des personnes âgées causent 30.5% des cas, les évènements de violences et les incidents violents d'activités sportives sont aux troisième et quatrième rangs, soit 13.5% et 9% respectivement (voir Figure 1.5). (White & Black, 2016). Il est notable que les jeunes de moins de 30 ans soient les plus à risque avec une fréquence plus importante chez les hommes que les femmes, avec un ratio de 4.4 :1 selon une étude provinciale au Manitoba (McCammon & Ethans, 2011).

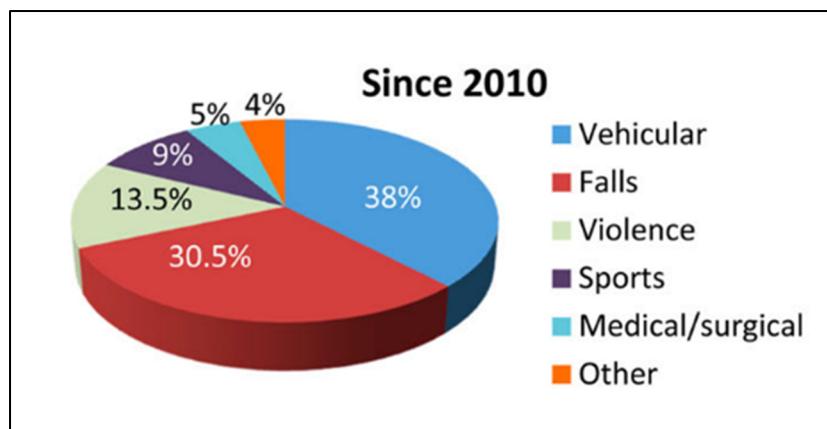


Figure 1.5 Causes des blessures médullaires aux États-Unis
Tirée de White et Black (2016)

Malgré le faible taux d'occurrence par rapport aux autres maladies, le fardeau économique à vie pour une personne atteinte d'une blessure médullaire est très lourd. D'après le rapport de l'agence de la santé publique du Canada, les coûts directs et indirects liés aux traumatismes médullaires s'élèvent à 1,5 million de dollars pour une paraplégie incomplète et ils sont doublés pour une tétraplégie complète (H. Krueger, 2013).

Les statistiques présentées dans cette section mettent en relief l'impact économique élevé d'une blessure médullaire, qui contraste avec son faible taux d'incidence.

1.2.2 Terminologie et physiopathologie

L'atteinte médullaire se caractérise par toute atteinte de la moelle épinière ou de ses racines qui altère la transmission de l'influx nerveux et entraîne le développement de troubles sensitifs et moteurs et la dégradation des fonctions autonomes. Les atteintes médullaires sont conventionnellement classées en fonction de leur étiologie en deux groupes : traumatique, généralement causée par un événement accidentel et reliée ou non à des fractures vertébrales, ou non traumatiques, aussi appelée lésion médullaire, reliée à des maladies tumorales, inflammatoires et dégénératives (ASSM, 2010). Ce projet s'intéresse aux atteintes d'origine traumatique, souvent appelées blessures médullaires.

Une blessure médullaire peut être décrite en deux phases : le traumatisme mécanique initial des neurones, des cellules gliales et de la vascularisation environnante, suivi d'une phase expansive secondaire, qui entraîne une dégénérescence invasive du tissu environnant de la moelle épinière (Sandrow-Feinberg & Houlé, 2015).

De nombreuses complications se développent à la suite d'une blessure médullaire formant un obstacle devant la restauration des fonctionnalités de système. Tout d'abord, l'ensemble des cellules gliales endommagées produit une cicatrice gliale bloquant la transmission des messages neuronaux. Entre autres, la démyélinisation des axones neuronaux entraîne la rupture de l'interaction synaptique avec les neurones intacts distants du site de la lésion. De plus, l'organisme produit des molécules inhibitrices qui empêchent la repousse des axones neuronaux (Dolbow et al., 2015). Ces conséquences engendrent souvent la formation d'une cicatrice gliale enveloppée d'une lésion de forme ovale couvrant plusieurs niveaux de la colonne vertébrale avec une démyélinisation axonale dans toute la région (voir Figure 1.6).

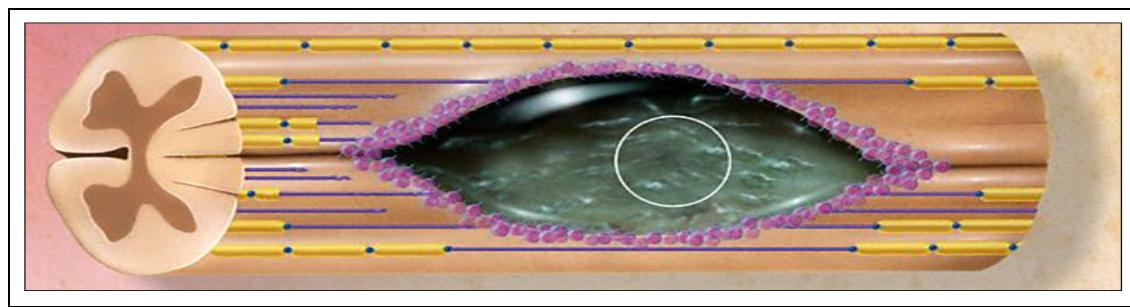


Figure 1.6 Lésion de la moelle épinière avec une cicatrice gliale et démyélinisation des axones
Tirée de Dolbow et al. (2015)

1.2.3 Évaluation et classification

Selon la localisation et la sévérité, la blessure médullaire peut induire une perte intégrale ou partielle sensorielle (Paresthésie) ou motrice (Paralysie) (Huie, Morioka, Haefeli, & Ferguson, 2017). Lors d'une atteinte de la racine ou la corne ventrale, les muscles squelettiques correspondants s'atrophient à cause de l'absence d'innervation volontaire ou par réflexe. Il

s'agit d'une paralysie flasque. En revanche, lorsque les neurones moteurs supérieurs sont atteints, seulement l'innervation volontaire est perdue. Le réflexe spinal est préservé grâce aux neurones moteurs inférieurs. Dans ce cas, la paralysie est dite spastique et se caractérise par la stimulation irrégulière des muscles. Cependant, le sectionnement complet de la moelle épinière engendre une perte sensorielle et motrice intégrale de la région au-dessous. Si la lésion est située entre T1 et L1, la paraplégie se produit et les membres inférieurs sont ainsi atteints. Au-delà, précisément au niveau cervical, la quadriplégie a lieu et l'innervation des quatre membres est totalement altérée (McKinley et al., 2019). Indépendamment du niveau de la blessure, un sectionnement complet de la moelle engendre systématiquement la paralysie intégrale de la région innervée au-dessous.

Conventionnellement, les cliniciens ont recours à un examen neurologique standardisé afin d'évaluer la sévérité de la blessure. Parmi les outils de classification, l' « International Standards for Neurological Classification of SCI (ISNCSCI) », communément intitulé l'examen ASIA, est le plus retenu. L'examen s'effectue bilatéralement et comporte deux tests: sensoriel et moteur (Jackson, 2019). Le test sensoriel consiste à stimuler les terminaisons nerveuses dans des repères anatomiques standardisés moyennant un léger toucher et une pique d'épingle. Ensuite, une échelle en trois points est attribuée (0 : absent, 1 : dépréciation, 2 : normal, NT : non testé). Par ailleurs, le test moteur s'effectue, en posture alitée, à travers une séquence de mobilisation des 10 segments clés, une échelle de six points est utilisée. La Figure 1.8 présente les différents examens moteurs et sensoriels requis.

En vue de l'évaluation sensori-motrice, le niveau neurologique de la blessure est ainsi déterminé : intégral (AIS A), sensoriel incomplet (AIS B), moteur incomplet (C et D) ou normal (AIS E). La Figure 1.7 fournit un détail sur la signification de chaque niveau.

Grade	Type of Injury	Description of Injury
A	Complete	No Sensory or Motor Function is preserved in the Sacral Segments S4-S5
B	Sensory Incomplete	Sensory but not Motor Function is preserved below the neurological level and includes the Sacral Segments S4-S5, AND No Motor Function is preserved more than three levels below the Motor Level on either side of the body
C	Motor Incomplete	Motor Function is preserved below the Neurological Level AND More than half of key muscle functions below the Neurological Level of Injury have a muscle grade less than 3 (Grades 0-2)
D	Motor Incomplete	Motor function is preserved below the neurological level AND At least half (half or more) of key muscle functions below the NLI have a muscle grade ≥ 3
E	Normal	If sensation and motor function as tested with the ISNCSCI are graded as normal in all segments AND the patient had prior deficits Then the AIS Grade is E.

*Someone without a Spinal Cord Injury does not receive an AIS Grade.

Figure 1.7 Échelle de déficience ASIA
Tirée de Jackson (2019)

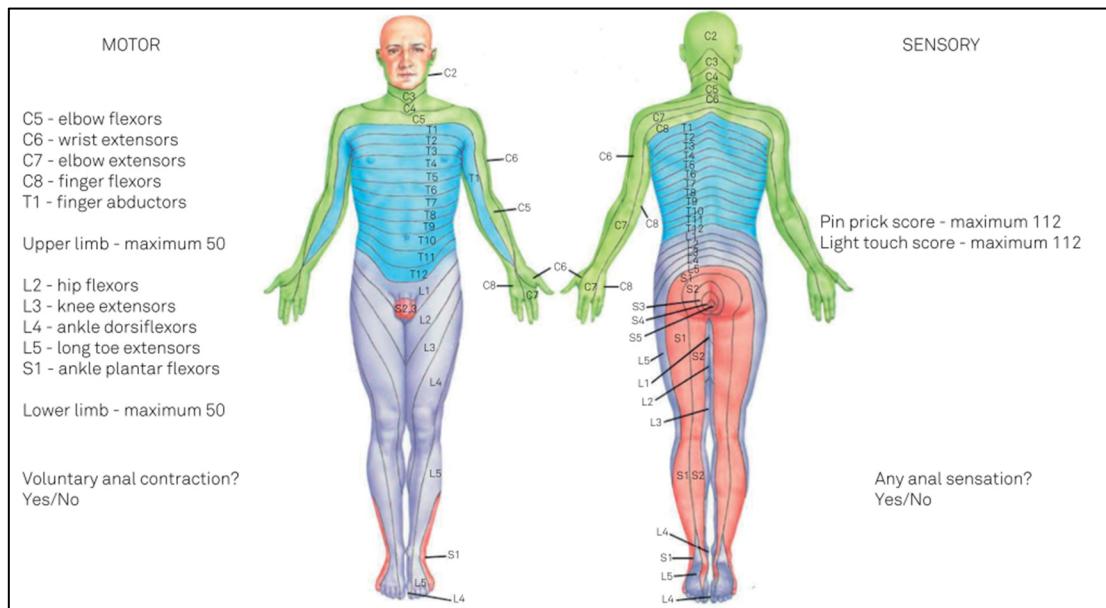


Figure 1.8 Examens moteurs et sensoriels requis selon l' ASIA
Tirée de Rouanet, Reges, Rocha, Gagliardi, et Silva (2017)

1.2.4 Stades et traitements associés

Étant associée à des complications secondaires diverses, la récupération fonctionnelle à la suite d'une blessure médullaire est ardue et généralement incomplète. D'un point de vue du

traitement, la récupération d'une blessure médullaire peut être divisée en trois stades : aigu, subaigu et chronique (Burns et al., 2017).

Le stade aigu débute juste après le traumatisme mécanique initial et dure jusqu'à deux semaines, se caractérisant par l'apparition d'effets secondaires tels que l'hémorragie, la mort cellulaire et la démyélinisation (voir Figure 1.9.A). Les 2 à 48 premières heures sont reconnues comme étant le stade aigu précoce, la période pendant laquelle le patient recevra pratiquement son premier traitement possible (Rowland, Hawryluk, Kwon, & Fehlings, 2008). Le traitement pendant le stade aigu est axé sur la réduction des altérations secondaires en préservant les neurones intacts et leurs fonctionnements immédiatement après la blessure. Il s'agit d'un objectif neuroprotecteur.

Le stade subaigu s'étend de 2 semaines à 6 mois et se caractérise par le développement continu de la cicatrice gliale d'une part et la régénération naturelle des axones d'autre part (voir Figure 1.9.B) (Hill, Beattie, & Bresnahan, 2001). Le traitement vise notamment à moduler l'environnement du site de la lésion pour favoriser la repousse axonale en éliminant les facteurs inhibant la récupération, telle que la perte de masse musculaire et la formation de cicatrices gliales, ce que traduit l'objectif neurogénératif.

Au-delà des 6 mois, le stade chronique débute et se poursuit tout au long de la vie du patient. Il se caractérise par la maturation de la cicatrice (voir Figure 1.9.C). À ce stade, les traitements visent la neurorehabilitation, qui consiste à favoriser la récupération des fonctions motrices par le biais d'exercices/entrainements physiques adaptés. Toutefois, après 1 à 2 ans post-blessure, les déficits neurologiques se stabilisent et la neurorehabilitation atteint un palier (Rowland et al., 2008).

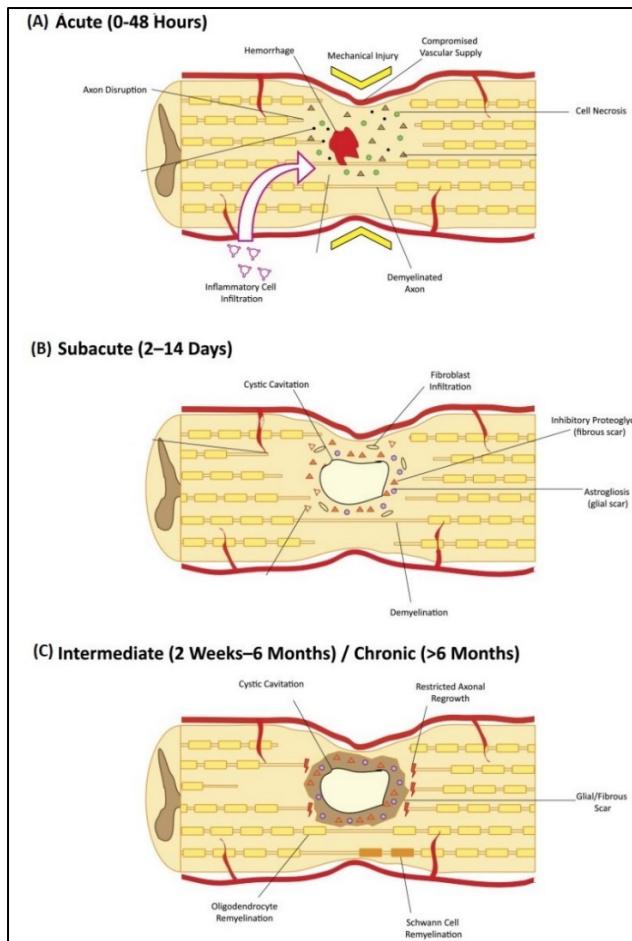


Figure 1.9 Stades post-traumatiques
Adaptée de Ahuja et Fehlings (2016)

Dans leurs récentes études, il est notable que les cliniciens aient tendance à cibler les objectifs de neuroprotection, de neurodégénérescence et de neuroréhabilitation aux différents stades post-traumatiques (Ahuja & Fehlings, 2016; Burns et al., 2017). Dans ce but, ils utilisent des stratégies thérapeutiques variées et combinées tels que des traitements chirurgicaux, pharmaceutiques et des exercices. Ce projet s'intéresse particulièrement aux traitements à base d'exercice, appliquée au stade aigu moyennant un ergomètre au lit.

1.3 Traitements à base d'exercice

Au début de XXe siècle, en tenant compte des faibles chances de récupération, la réadaptation physique après une blessure médullaire était principalement basée sur des stratégies de compensation afin de surmonter les déficiences fonctionnelles (Andrea L. Behrman & Harkema, 2007). La stratégie compensatoire vise à réacquérir partiellement la mobilité perdue à travers des techniques d'exploitation des muscles préservés et l'utilisation des accessoires orthopédiques tels que les orthèses des membres inférieurs et les déambulateurs (Andrea L. Behrman & Harkema, 2007). Cependant, bien qu'elle réussisse à accroître l'autonomie du patient, la stratégie compensatoire ne permet pas la récupération fonctionnelle complète.

Cependant, au cours des 40 dernières années, et avec l'avènement du principe de la neuroplasticité, les stratégies thérapeutiques pour les blessures médullaires ont évolué considérablement (A. L. Behrman, Bowden, & Nair, 2006). Dans leur revue sur la conceptualisation des thérapies restauratives post blessures médullaires, Dolbow et al définissent la neuroplasticité comme étant la capacité du système nerveux à modifier les connexions et le comportement en réponse à de nouvelles informations et stimulations (Dolbow et al., 2015). Cette compréhension de la capacité d'adaptation du système nerveux permet d'envisager la possibilité prometteuse de restaurer des fonctions perdues après une blessure médullaire en adoptant une approche thérapeutique ciblée. Inversement, il a été démontré que l'inactivité ou l'inutilisation sont fréquemment associées à une perte fonctionnelle et une perte du potentiel de récupération (Gazula, Roberts, Luzzio, Jawad, & Kalb, 2004).

Ainsi, plusieurs études, animales et cliniques, ont démontré l'efficacité d'une approche de traitement à base d'exercice. Parmi celles-ci, l'étude de Lovely et al. a démontré l'aptitude des chats, ayant subi une transsection spinale complète, à récupérer la marche à la suite d'un entraînement intensif sur un tapis roulant (Lovely, Gregor, Roy, & Edgerton, 1986). Cette observation a démontré l'un des principes fondamentaux de l'exercice : il doit être répétitif et intensif. Un autre élément clé a été introduit par Hodgson et al. (1994). C'est le principe de

l'entraînement à la tâche spécifique. En effet, ils ont constaté que les chats ayant subi une transsection spinale ont amélioré leur capacité à marcher, mais pas à se tenir debout avec une formation en déambulation. Ils ont toutefois amélioré leur capacité à se tenir debout sans marcher avec une formation à se tenir debout (Hodgson et al., 1994). D'une façon synergique, les chercheurs se mettent d'accord que, pour être considéré comme pertinent, un traitement basé sur l'exercice doit être intensif, répétitif et dédié à la tâche.

Ensuite, plusieurs études cliniques réalisées auprès de patients BM s'intéressent particulièrement à l'impact potentiel des traitements à base d'exercices dans la promotion de la récupération neurologique et fonctionnelle. Par exemple, l'étude de Harness, Yozbatiran, et Cramer (2008) démontre une différence significative entre le groupe de patients recevant un traitement et le groupe contrôle en termes de score moteur ASIA à la suite d'un programme de 6 mois ($4,8 \pm 4,5$ contre $-0,1 \pm 1,45$; $P < 0,001$). Dans la même optique, l'étude de Jones et al. (2014) suggère la possibilité de promouvoir la capacité de marche chez les personnes atteintes d'une blessure médullaire chronique grâce à un programme intensif (9h par semaines pendant 24 semaines) d'entraînement à base d'exercices (tels que l'entraînement à la résistance, l'activité motrice répétitive et entraînement locomoteur spécifique à une tâche). Des différences significatives par rapport au groupe de contrôle ont été observées pour plusieurs paramètres comme la vitesse du test de marche de 10 mètres (0.096 ± 0.14 m/s vs 0.027 ± 0.10 m/s; $p=0.036$) et la distance totale du test de marche de 6 minutes (35.97 ± 48.2 m vs 3.0 ± 25.5 m; $p=0.002$). Ces résultats révèlent des preuves empiriques de la pertinence des traitements basés sur l'exercice.

En plus des avantages en termes de neuroréhabilitation, les traitements à base d'exercice ont des effets neuroprotecteurs et neurogénératifs (Sandrow-Feinberg & Houlé, 2015). D'ailleurs, les traitements à base d'exercice sont perçus comme une thérapie neuroprotectrice viable afin de prévenir plusieurs conséquences secondaires après une blessure médullaire, notamment l'inflammation chronique (Gleeson et al., 2011) et la neuropathie (Hutchinson, Gómez-Pinilla, Crowe, Ying, & Basso, 2004). Également, les études démontrent qu'il s'agit d'une thérapie neurogénérative qui préserve la masse musculaire et induit de la plasticité neurologique,

provoquant ainsi le rétablissement des fonctions motrices et sensorielles (Sandrow-Feinberg & Houlé, 2015).

1.4 Mobilisation précoce des blessés médullaires

Bien qu'ils s'avèrent pertinents, l'efficacité des traitements à base d'exercices demeure restreinte par la diversité des facteurs qui l'influencent. L'un des facteurs critiques est la chronicité de la blessure au moment de l'initiation des exercices. Une étude réalisée sur des rats montre que, contrairement au groupe ayant reçu le même programme d'entraînement, le groupe ayant reçu un entraînement immédiatement après la blessure a enregistré une amélioration significativement plus importante de la régularité de la marche que le groupe ayant reçu un entraînement trois mois plus tard (pourcentage d'amélioration par rapport à l'état initial : $46,3 \pm 6,8\%$ immédiat contre $26,6 \pm 6,1\%$ retardé ; significativement différent à $p=0,04$) (Norrie, Nevett-Duchcherer, & Gorassini, 2005). Exécutée aussi sur des rats, une autre étude trouve qu'un retard de 8 jours influence significativement la réponse à un programme d'entraînement à la motricité (Brown, Woller, Moreno, Grau, & Hook, 2011).

Sur le plan clinique, une étude rétrospective récente analyse le progrès de 91 adultes en termes de motricité à la suite d'une thérapie multimodale à base d'exercices administrés pendant 3 à 12 mois. Un effet significatif de la chronicité de la blessure sur l'évolution du score de la motricité a été observé. En effet, les patients participant pendant leur première année postblessure ont pu gagner aux moyennes 2.4 points dans leur score postthérapeutique (12 mois). Cependant, les participants avec une blessure chronique de 5 à 10 ans n'ont eu que peu ou pas d'amélioration (moyenne du score = 0.5) (de Oliveira et al., 2019). Ces constats suggèrent qu'un traitement à base d'exercices doit être administré le plus rapidement possible après la blessure. C'est dans ce contexte que les cliniciens étudient la pertinence de la mobilisation précoce pour les patients BM.

Au sens large du mot, dans le milieu hospitalier, la mobilisation est définie comme un processus de réadaptation déployant un ensemble de techniques planifiées et séquentielles. La

mobilisation est dite précoce seulement si elle est effectuée dans un délai qui n'excède pas les 48 heures à la suite de l'admission aux soins intensifs (Bourgault & Bélanger, 2018). Le but principal à court terme d'une mobilisation précoce est la réduction de la durée de la ventilation mécanique et de séjour en réanimation. Quant aux moyen et long termes, les objectifs sont divers : atténuer par anticipation les conséquences néfastes d'un alitement prolongé, diminuer la durée d'hospitalisation, réduire les coûts associés et améliorer l'autonomie fonctionnelle et la qualité de vie en général (Roeseler et al., 2013).

Bien que la littérature suggère la sécurité et la faisabilité de la mobilisation précoce à l'aide d'un ergomètre au lit auprès des patients aux soins intensifs (Kho et al., 2016), des craintes se présentent toujours vis-à-vis de son utilisation précoce pour les blessées médullaires . En effet, les cliniciens s'inquiètent sur le risque d'apporter plus de mal que de bien si l'exercice est commencé trop tôt. À ce jour, les effets indésirables de l'entraînement sont rarement signalés et se limitent à des observations singulières chez les animaux. Notamment, l'exacerbation de la lésion est le principal risque identifié. À cet égard, il n'existe que quelques rapports controversés sur les traumatismes médullaires chez les animaux: une étude singulière signale qu'en présence d'une inflammation massive, l'entraînement peut provoquer la propagation de la lésion en rajoutant du stress supplémentaire au tissu environnant (DeBow, McKenna, Kolb, & Colbourne, 2004). Il existe d'autres complications potentielles, telles que la dysréflexie autonome qui a été détectée chez des rats un entraînement sur tapis roulant(Laird, Carrire, & Waite, 2009). En revanche, pour autant qu'on sache, une telle complication n'a jamais été rapportée lors d'études cliniques ni par d'autres études animales. Cependant, plusieurs études similaires ont rapporté divers effets favorables au profit des rats entraînés précocement, tels que l'amélioration de la locomotion, la réduction de la douleur neuropathique et la réduction de la taille des lésions (Brown et al., 2011; Norrie et al., 2005). Également, aucun événement controversé n'a été mentionné par ces études.

En synthèse, les observations des effets indésirables chez les animaux, dans certains cas d'entraînement précoce, suggèrent la nécessité de plus d'investigation en termes des conditions sécuritaires de l'utilisation des traitements précoce par exercice pour les BM. Cependant,

l'abondance de preuves en faveur d'un traitement à base d'exercice aussi précoce que possible (Fouad & Tetzlaff, 2012; Magnuson & Dietrich, 2017; Sandrow-Feinberg & Houlé, 2015), ainsi que les constatations d'une diminution des bénéfices de l'entraînement au fil du temps (Dietz, 2004), suggèrent toujours la pertinence de son intégration auprès des BM.

À notre connaissance, une seule étude propose à ce jour d'intégrer la mobilisation précoce au protocole standardisé des soins intensifs des BM à l'aide d'un cyclo-ergomètre adapté au lit d'hôpital. Il s'agit d'une étude prospective sur une cohorte de 45 patients admis au centre de traumatologie de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Québec, Canada. Dès la stabilisation de l'état général de santé et dans les 48h suivant la chirurgie, chaque participant reçoit, en plus des soins standards, une séance quotidienne d'entraînement de 30 min à l'aide d'un cyclo-ergomètre adapté au lit, et ceci pendant 14 jours consécutifs. Un suivi de 6 mois est envisagé (Mac-Thiong et al., 2021).

Un des objectifs principaux de cette étude était d'examiner la sécurité de l'entraînement précoce par ergomètre au lit. Notamment, les critères de sélection excluent toute personne présentant un état de santé précaire, tels qu'une instabilité hémodynamique ou un infarctus du myocarde actif. De plus, la faisabilité de l'entraînement est évaluée quotidiennement avant toute séance. Particulièrement lors de l'entraînement, tout évènement indésirable est attentivement surveillé et l'arrêt de la séance est obligatoire, le cas échéant. L'étude pose l'hypothèse que l'intégration d'un entraînement précoce, comparé par rapport aux protocoles standardisés seuls, favorise la récupération de la marche durant 6 mois. En outre, l'étude prévoit d'évaluer les effets de l'entraînement précoce sur la réadaptation neurologique fonctionnelle et la qualité de vie. Dans la synthèse, l'étude suggère que la mobilisation précoce des BM est bénéfique, faisable et sécuritaire à condition de fournir un environnement d'entraînement où les effets indésirables sont contrôlés.

1.5 Mobilisation précoce : état de l'art et perspectives d'amélioration

La recherche progresse vivement en faveur de l'intégration de la mobilisation précoce dans les protocoles de prise en charge des patients BM. Bien entendu, plusieurs paramètres entrent en jeu, dont le type de mouvement utilisé pour effectuer la mobilisation. À cet égard, la capacité à reproduire la marche naturelle est notamment un critère possible permettant d'évaluer l'efficacité des mouvements de mobilisation.

Dans cette section, en premier lieu, l'importance de la récupération de la marche chez les patients BM sera évoquée. Ensuite, l'état de l'art des dispositifs utilisés pour la mobilisation précoce sera présenté en détaillant leur efficacité en termes de sécurité, d'adaptation aux patients, et en particulier leur capacité à reproduire la marche naturelle. Enfin, d'autres possibilités de mobilisation seront dévoilées en les opposant au mouvement standard et en évaluant leur capacité à reproduire la marche naturelle.

1.5.1 La marche naturelle : étalon d'évaluation

En examinant la littérature, il est constatable que de nombreux chercheurs ont tendance à évaluer l'efficacité des dispositifs en mesurant leur capacité à reproduire la marche naturelle (MN) (Damiano et al., 2011). Cette tendance peut notamment s'expliquer par l'importance de la MN en tant que principale activité locomotrice dans la vie quotidienne des individus. Par exemple, dans une étude menée auprès de sujets BM au centre de réadaptation de Philadelphie, aux États-Unis, qui a utilisé l'observation transversale et longitudinale directe d'un processus de consensus, 9 groupes de patients ont classé la marche comme une priorité élevée parmi 14 objectifs de réadaptation, tels que l'habillage, la toilette et l'alimentation(Ditunno, Patrick, Stineman, & Ditunno, 2008). En conformité avec l'observation de Ditunno, les participants à l'enquête de Brown-Triolo, Roach, Nelson, et Triolo (2002) ont classé la marche comme étant priorité de réadaptation (64%) parmi quatre fonctions de mobilité (la marche, se mettre debout, transfert depuis une posture assise et monter les escaliers).

Il est à noter que les résultats observés par l'étude de Ditunno ont été indépendants de la sévérité, de la chronicité ou de l'âge au moment de la blessure. Cependant, il existe d'autres études qui ont souligné l'influence de la chronicité de la blessure sur les priorités fonctionnelles chez les patients. Selon une expérience incluant 151 participants, la marche était préférée dans les premières années (≤ 10) après la blessure, en revanche, avec une plus longue durée (> 10 ans), le soulagement de la douleur devenait plus important (Lo, Tran, Anderson, Craig, & Middleton, 2016). La sévérité de la blessure peut également représenter un facteur d'influence. Par exemple, une revue systémique a mis en évidence la tendance à préconiser la récupération de la marche comme l'une des quatre fonctions particulièrement importantes chez les patients BM dans le cas de la paraplégie, par contraste de la récupération de la fonction des membres supérieurs dans le cas de la tétraplégie (Simpson, Eng, Hsieh, Wolfe, & The Spinal Cord Injury Re, 2012).

Pour leur part, les cliniciens également ont préconisé la récupération de la marche dans les programmes de réadaptation des BM (A. L. Behrman, Ardolino, & Harkema, 2017; Hornby et al., 2012). En fait, dans l'étude de Ditunno, trois groupes de cliniciens ont donné la priorité à la récupération de la marche, à l'exception des rééducateurs de l'hôpital, qui ont recommandé le fauteuil roulant en raison de la durée limitée de l'hospitalisation (Ditunno et al., 2008). En outre, dans un travail collaboratif récent entre cinq centres de réadaptation post-BM et deux groupes de défense des blessures médullaires au Canada visant à soutenir la mise en œuvre des meilleures pratiques de réadaptation, la récupération de la marche a été identifiée comme l'un des six domaines prioritaires clés : le bien-être émotionnel, la santé sexuelle, le traitement des infections urinaires, l'intégrité des tissus, la marche et la mobilité en fauteuil roulant.

Il ressort de ce qui précède un besoin primordial de récupération de la marche chez les patients atteints de blessure médullaire, en particulier chez les paraplégiques au début de la période post-blessure. Ce besoin est cohérent avec les objectifs de réadaptation des cliniciens. Cette constatation se reflète dans les recherches qui ont évalué plusieurs types de mouvements pour leur capacité à reproduire la MN. Il est important de mentionner que la comparaison avec la marche découle des principes fondamentaux des traitements basés sur l'exercice qui

préconisent qu'afin d'améliorer la neuroplasticité, l'exercice doive être le plus proche que possible de la tâche cible, soit la marche.

1.5.2 Mouvement cyclique circulaire pour la mobilisation précoce

Le mouvement cyclique circulaire est simple, facile à reproduire dans un environnement compact et qui ne requiert pas beaucoup d'assistance. C'est pour cette raison que le mouvement circulaire est le plus répandu en milieu hospitalier.

Les études portant sur la mobilisation par cyclo-ergomètre au lit tendent à évaluer leur faisabilité ou leur sécurité chez les patients aux unités des soins intensifs (USI) en général (Burtin et al., 2009b; Kho et al., 2016; Kimawi et al., 2017). Par exemple, Burtin et al. ont réalisé une étude contrôlée incluant 90 patients en total (Début : 5^e jour, 20 minutes/sessions, 4 fois/semaine, 7 sessions). L'étude a démontré la pertinence de l'intégration de l'exercice par rapport à la mobilisation standard : une amélioration de la distance atteinte au test de marche de 6 minutes à la sortie de l'hôpital (196 m vs 143m, p<0,05) et une amélioration du statut fonctionnel (SF 36) (21 points vs 15 points, p<0,01) sans événement adverse enregistré (Burtin et al., 2009b). Également, Kho et al. (Début : 3^e ±1jour, 30.7minutes/session, 5±3 sessions) a confirmé la faisabilité de l'exercice cyclique pour les patients aérodynamiquement stables aux USI (Kho et al., 2016).

Seules quelques études ont été réalisées spécifiquement auprès des blessées médullaires (Kuhn, Leichtfried, Schobersberger, & Röhl, 2013; Muraki, Ehara, & Yamasaki, 2000) pour lesquels l'exercice est souvent associé avec la simulation électrique fonctionnelle (FES). Par exemple, la cohorte de Kuhn et al. a utilisé un programme Vélo FES de 42 semaines sur 30 blessées médullaires (13 tétraplégiques et 17 paraplégies). L'étude a porté des résultats favorables sur le statut fonctionnel des patients (Score de la mesure de l'indépendance SCIM III est passé de 42 (début) à 51 points (p = 0,004)) sans événement adverse signalés. Toutefois il est à noter que le cyclo-ergomètre a été utilisé en posture assise.

1.5.2.1 Appareils existants sur le marché

À l'heure actuelle, pour le traitement en mobilisation précoce des BM, seulement trois appareils ont été repérés sur le marché : MOTOMed letto2, RT300 Supine et Bemo 620. Les trois sont des cyclo-ergomètres au lit.

Le premier appareil couramment utilisé dans la littérature est le MOTOMed letto2 (voir Figure 1.10) fabriqué par l'entreprise allemande RECK-Technik. Il s'agit d'un cyclo-ergomètre adaptable au lit d'hôpital (exemple : VersaCar MD P500 , TotalCare et Centrella MC Smart) qui permet au patient d'entrainer bilatéralement ses membres inférieurs (rayon de pédalage=12,5cm, couple = 0 à 10 N, vitesse de rotation = 0 à 60 rpm) en trois modes de mobilisation : actif, soit en utilisant la propre force musculaire du patient, assisté, le moteur le soutient partiellement à bouger ses extrémités, ou passif, dans le cas où la force de rotation est produite entièrement par le moteur.



Figure 1.10 MOTOMed letto2
Tirée de MOTOMed (2022)

Afin de répondre aux besoins particuliers des patients, souvent paralysés, le MOTomed letto2 est équipé d'une variété d'accessoires. Comme illustré dans la Figure 1.11, les pieds se logent dans des semelles de sécurité (1) avec revêtement plastifié. Leur fixation se fait par l'intermédiaire de sangles désinfectables, une rotation extérieure de 5° est permise afin de procurer de la flexibilité lors de l'installation. La posture relative au patient est ajustée, en continu, en longueur de l'appareil. Quant aux mollets, ils sont soutenus par des supports à sangles désinfectables (2) orientés par des courroies de suspension (3). Le poids maximum autorisé de l'utilisateur est de 135 kg.

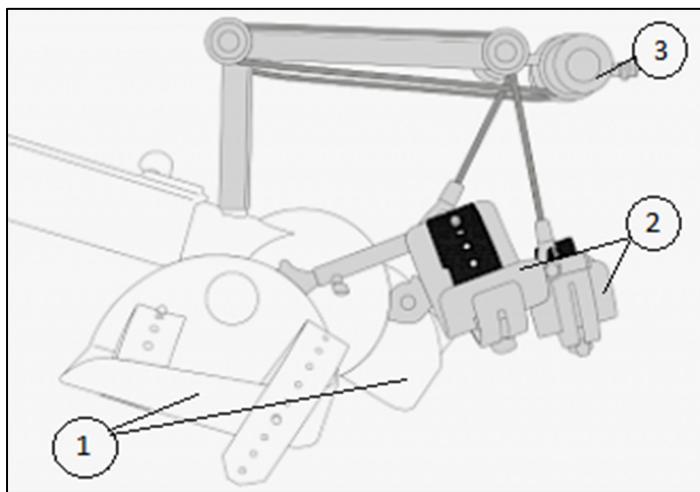


Figure 1.11 Positionnement des membres inférieurs
MOTomed letto2
Adaptée de MOTomed (2022)

L'appareil offre deux fonctions de sécurité, qui sont d'une importance extrême pour les BM. En premier lieu, la protection des mouvements, il s'agit d'un arrêt de la rotation des manivelles si un blocage de mouvement est détecté pendant l'entraînement comme un spasme ou une crampe. En second lieu, le contrôle des spasmes, dans ce cas, le cyclo-ergomètre permet le soulagement des spasmes grâce à l'option d'inversion du sens de rotation. Ainsi, et d'après le principe de thérapie de blocage antagoniste, un spasme en flexion est soulagé par une extension douce et inversement (MOTomed, 2022).

Le MOTOMed layson. I (voir la Figure 1.12) est la nouvelle version lancée en 2019 de MOTOMed letto2. La nouveauté de la conception touche plus la convivialité d'usage : utilisation intuitive et facilité de manipulation, ce qui est avantageux en termes de réduire le temps et l'effort émis par le physiothérapeute. Toutefois, le mouvement de mobilisation est maintenu « circulaire » et les autres fonctionnalités (protection de mouvement et contrôle de spasmes) demeurent intactes.



Figure 1.12 MOTOMed layson. I
Tirée de MOTOMed (2022)

Le deuxième appareil est le RT300-Supine présenté à la Figure 1.13. Il s'agit d'un cyclo-ergomètre adaptable au lit de la gamme des dispositifs médicaux de réadaptation lancée par l'entreprise « Restorative THERAPIES » à Baltimore, Maryland, É.-U. Fréquemment utilisée autant dans les soins hospitaliers que dans les traitements chroniques, cette gamme est reconnue par l'intégration des systèmes de simulation électrique dans ses dispositifs, le RT300-Supine particulièrement. La simulation électrique fonctionnelle (FES) est une méthode thérapeutique qui consiste à stimuler les nerfs sensitifs par des impulsions électriques moyennant des plaquettes adhésives sur le muscle destiné afin de favoriser son fonctionnement (Cleveland FES Center, 2022). Pour le modèle Supine, il y en a 6 chaînes de stimulation. En ce qui concerne les modes de fonctionnement, il en existe deux : soit motorisé (patient passif)

avec une vitesse de rotation de 5 à 55 rpm ou résisté (le moteur produit une résistance mordorée afin de s'opposer au mouvement de patient). Le couple moteur est de 1 à 29 Nm. En résumé, le concept RT300-Supine consiste à appliquer la FES à des groupes musculaires ciblés des membres inférieurs du patient tandis qu'un cyclo-ergomètre motorisé assiste ou résiste au mouvement de pédalage.



Figure 1.13 RT300-Supine
Tirée de Cyclonemobility
(<https://www.cyclonemobility.com/>)

Le processus de réglage de l'appareil et de positionnement du patient est considérablement long et sophistiqué. En se basant sur le guide de l'utilisateur, le positionnement du patient se résume dans les étapes suivantes. D'abord, après avoir retiré le bas de lit et rapproché l'appareil au niveau des genoux, tel qu'illustré dans la première image de la Figure 1.14, les pieds sont sécurisés dans des pédales, de taille standard pour les adultes, en utilisant des coussinets en silicone afin de protéger la peau contre le frottement. Les mollets sont soutenus par des supports attachés aux pédales par le biais des manivelles réglables et suspendues par des courroies à bras unique. Ensuite, des réajustements supplémentaires de la posture et de la hauteur de l'appareil sont faits de sorte à avoir environ 15° d'extension de genou en extension

maximale (voir Figure 1.14 a) et la jambe approximativement parallèle au lit au point le plus haut de la révolution (voir Figure 1.14 b). Encore des réglages additionnels sont demandés au niveau des manivelles et des courroies dans le but de rattraper le jeu et éviter tout obstacle tout au long de l'amplitude de mouvement.

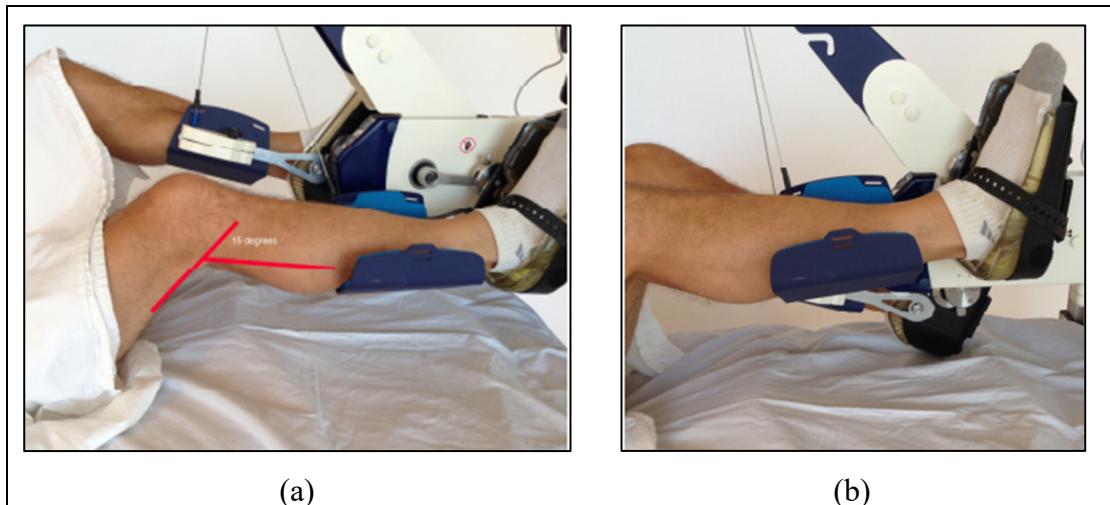


Figure 1.14 Positionnement des membres inférieurs RT300-Supine (a) extension maximale du genou (b) jambe parallèle au lit
Tirées de Restorative Therapies Inc (2005-2016, p. 37)

En termes de sécurité et de faisabilité, l'appareil ne comporte pas de fonctions automatisées pour la protection contre les événements indésirables comme des spasmes ou des crampes. Ce constat met en question la sécurité de la RT300-Supine pour de patients BM.

Le troisième appareil, toujours dans le concept des dispositifs de mobilisation des membres inférieurs par mouvements circulaires en posture alitée, est le Bemo 620 (voir Figure 1.15) conçu par THERA-Trainer, Allemagne. Cet appareil motorisé offre un entraînement passif, assisté ou actif auprès des patients dont la fonction locomotrice est altérée.



Figure 1.15 Bemo 620
Tirée de THERA-Trainer

Il s'agit d'une unité monobloc compacte et fermée à longueur et largeur fixes (143x89 cm). Seule la hauteur est réglable entre 118 à 158 cm à l'aide de deux colonnes de levage électriques. L'amplitude de mouvement est offerte en deux configurations : 55 ou 85 mm avec des vitesses de rotation continue réglables qui atteignent 100 rpm en mode passif (120 en mode actif) et un couple d'entraînement allant jusqu'à 15 Nm.

Par rapport au positionnement des membres inférieurs du patient, l'appareil est centré en premier lieu à l'aide d'un faisceau lumineux au plus proche possible du patient. Ensuite, des cale-pieds standards sont utilisés avec des coussins en mousse afin de sécuriser les jambes en posture optimale. Le point le plus avantageux à cet égard est la fermeture à clic des cales, visible dans l'image (a) de la Figure 1.16 et le montage sans outil des accessoires automatiques reconnus par l'appareil. Fixés par l'intermédiaire des vis moletées, les supports de mollets à coussinets sont ajustables à l'aide de bandes Velcro (voir Figure 1.16 (b)).

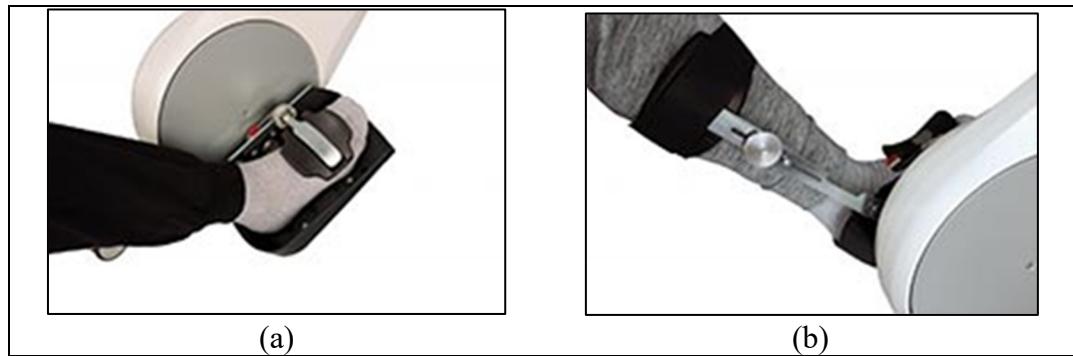


Figure 1.16 Positionnement membres inférieurs Bemo 620

(a) Cale-Pieds (b) Guide-mollets

Tirées de THERA-Trainer

Plusieurs fonctions sont intégrées dans le Bemo620 dans le but de maximiser la sécurité du patient contre les évènements indésirables divers. En termes de prévention contre les interférences, un système d'assistance à deux capteurs de distance et signal audiovisuel est implanté tel que présenté dans la Figure 1.17. Il permet de régler la hauteur de l'appareil et la détection des obstacles pendant l'entraînement. Par ailleurs, le Bemo 620 est équipé d'un système de détection des spasmes qui permet d'ajuster le degré de sensibilité de détection (précis, moyen ou grossier) et de choisir le programme de poursuite de l'entraînement (rotation inversée ou poursuivre le mouvement). En outre, un bouton externe est mis à la disposition du patient afin de lui permettre d'arrêter immédiatement l'entraînement en cas d'urgence.

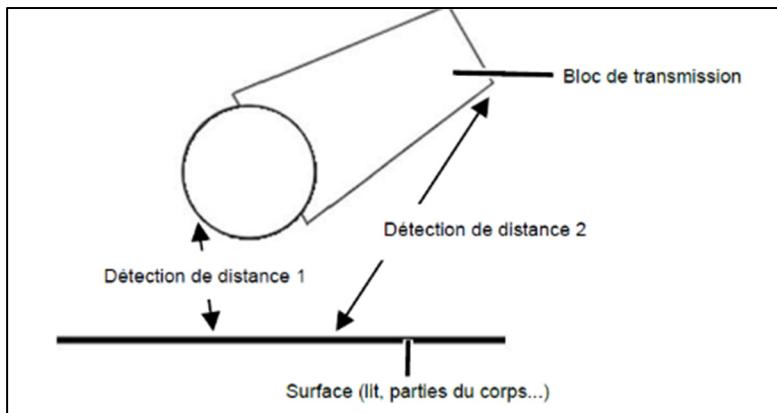


Figure 1.17 Système de détection de distance en Bemo 620
Tirée de THERA-Trainer (p. 33)

En conclusion, les cyclo-ergomètres, adaptables au lit, présentement sur le marché, se distinguent entre eux en termes de mode de mobilisation (passif, actif et résisté), d'adaptation au patient et de mesures de sécurité contre les événements indésirables. Néanmoins, la revue de la littérature est en faveur de l'utilisation des cyclo-ergomètres au lit en tant qu'exercice faisable et sécuritaire pour les patients en USI en général et les BM en particulier. Cependant, il n'y a pas d'information précise en termes de leur efficacité à reproduire la MN. En outre, l'influence des paramètres d'opération comme le mode d'entraînement et la posture du patient (entièrement alité ou incliné) n'est pas connue présentement.

1.5.2.2 Comparaison du mouvement cyclique circulaire avec la MN

Plusieurs études ont analysé le mouvement des membres inférieurs durant l'entraînement cyclique circulaire, la plupart d'entre elles sont toutefois axées sur la cinématique ou le chargement de l'articulation du genou dans le plan sagittal (Gardner et al., 2015). En outre, les sujets inclus dans ces études sont souvent des blessés du genou ou, dans certains cas, des cyclistes professionnels (Johnston, 2007).

Une étude récente a évalué la cinématique tridimensionnelle des angles articulaires des membres inférieurs chez 31 adultes sains au cours d'un entraînement par cyclo-ergomètre

(Yum et al., 2021). Comme le montre la Figure 1.18, les résultats sont ensuite utilisés pour comparer les intervalles moyens de mouvement des articulations des membres inférieurs dans le plan sagittal durant l'entraînement au cyclo-ergomètre (trait gras continu) avec leurs correspondants, rapportés dans d'autres études, en entraînement par vélo normal (traits noirs continus) et en MN (trait noir interrompu).

Cette étude révèle un impact significatif du changement de posture (semi-debout vs debout) sur les caractéristiques du mouvement cyclique circulaire. En effet, l'intervalle de mouvement de la hanche lors d'un entraînement sur cyclo-ergomètre ne représentait que 31% de son homologue lors d'un entraînement à vélo normal, celle du genou était de 54% et celle de la cheville d'environ 42%. Ce résultat est cohérent avec d'autres études qui ont démontré que le réglage des paramètres du vélo (hauteur de la selle et position des pieds) peut affecter les caractéristiques cinématiques du mouvement circulaire (Ericson, Nisell, & Németh, 1988; Ferrer-Roca, Roig, Galilea, & García-López, 2012). Ceci suggère l'importance d'étudier l'influence du changement de posture (couchée vs debout) sur la similarité avec la MN.

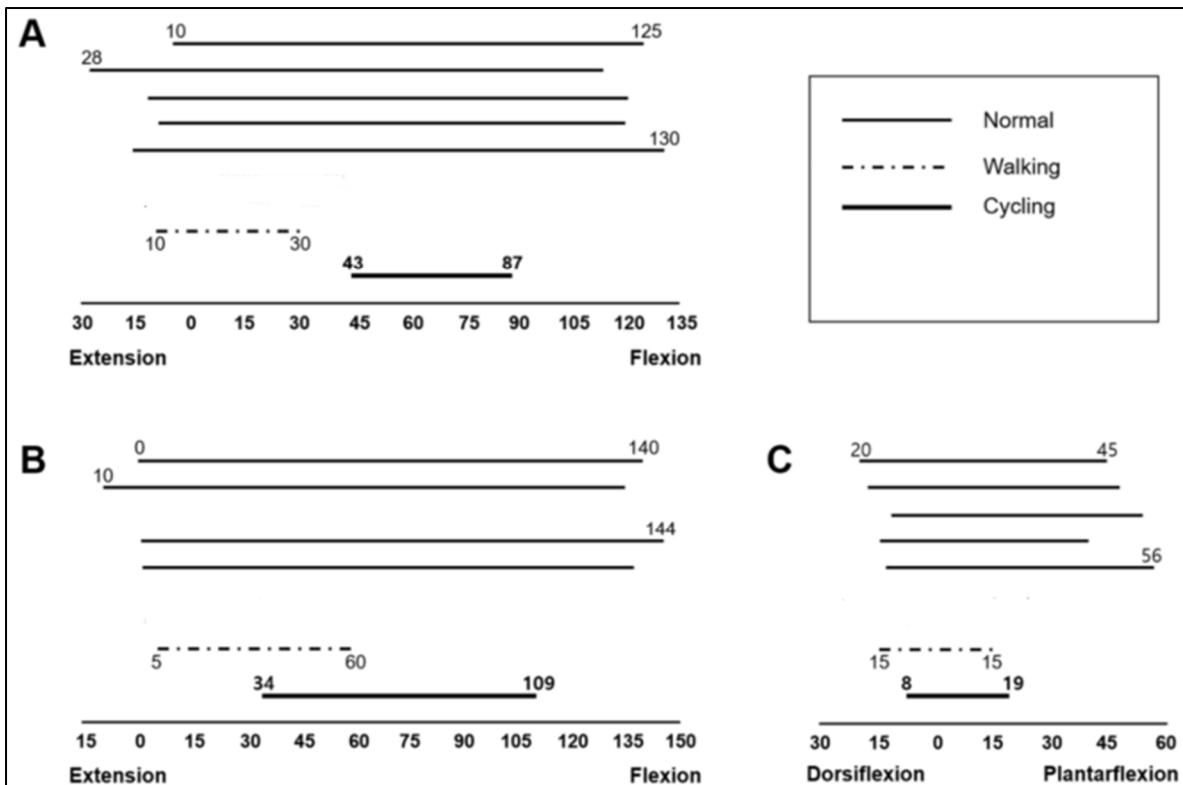


Figure 1.18 Amplitudes articulaires (A : hanche, B : genou, C : cheville) sagittales lors d'entraînement au vélo, comparées aux valeurs moyennes des amplitudes normales en MN
Adaptée de Yum et al. (2021)

En outre, des différences substantielles sont perceptibles entre la MN et le mouvement cyclique circulaire en général et le cyclo-ergomètre en particulier. Pour sa part, la MN implique une amplitude de mouvement dans le plan sagittal d'environ 45° au niveau de la hanche (allant de 10° [extension] à 35° [flexion]), 55° au niveau du genou (allant de 5° [extension] à 60° [flexion]), et 30° au niveau de la cheville (allant de 15° [dorsiflexion] à 15° [flexion plantaire]). Cependant, l'entraînement sur un vélo normal se caractérise, en général, par une amplitude d'environ deux fois celle de la MN et, en particulier, par une plus grande flexion de la hanche et du genou et une plus grande flexion plantaire de la cheville. Au contraire, l'entraînement au cyclo-ergomètre montre une amplitude de mouvement proche de celle de la MN, mais il ne permet pas de couvrir l'intervalle de mouvement de la hanche ni suffisamment celle du genou. Cet exemple montre le biais qu'il peut y avoir à restreindre la comparaison cinématique en évaluant uniquement l'amplitude du mouvement des articulations. Ainsi, il est constaté que le

mouvement cyclique circulaire ne parvient à reproduire qu'une partie des intervalles de mouvement des articulations des membres inférieurs dans la MN, d'où la nécessité de rechercher d'autres mouvements susceptibles de compenser cette lacune.

Sur le plan cinétique, les études comparant le mouvement cyclique à la MN s'intéressent principalement aux forces et aux moments au niveau des articulations (Greca et al., 2019), notamment au niveau du genou (Kutzner et al., 2012), ou aux schémas électromyographiques de l'activation musculaire des membres inférieurs (Prosser et al., 2011). Dans l'étude de Greca et al. (2019), les participants étaient des enfants et la cadence durant l'entraînement sur le cyclo-ergomètre était imposée en suivant soit le rythme cardiaque ou la consommation en oxygène mesurés durant la MN. Dans les deux conditions, les forces maximales de compression et de réaction tangentielle au niveau du genou et de la cheville étaient significativement plus importantes pendant la MN. Par exemple, la force compressive maximale au niveau du genou était de $-11,94 \pm 1,74$ N/kg en MN contre $-3,33 \pm 0,99$ N/kg en entraînement par cyclo-ergomètre coordonné en rythme cardiaque ($p < 0,001$). Également, les moments de force durant l'entraînement étaient significativement inférieurs au niveau de la cheville ($1,14 \pm 0,24$ Nm/kg en MN contre $0,31 \pm 0,11$ Nm/kg, coordination par rythme cardiaque, $p < 0,001$), mais pas de différence significative au niveau du genou. Quant à l'étude de Kutzner et al. (2012), les forces tibio-fémorales ont été comparées entre la MN et de différentes conditions d'entraînement sur cycloergomètre (cadence de 40 à 60 rpm et puissance de 25 à 120 W) chez des participants subissant une arthroplastie du genou. Pour les différentes conditions, les forces mesurées étaient significativement plus faibles lors de l'entraînement au cyclo-ergomètre par rapport à celles mesurées pendant la MN : la force résultante maximale était inférieure de 53% en moyenne sur les conditions et la force tangentielle était inférieure de 33% à 71%. Cependant, l'étude de Prosser et al. (2011) n'a pas rapporté de différence significative entre la MN et le mouvement cyclique en termes d'activation des muscles quadriceps, à l'exception de l'amplitude maximale de l'activation des ischiojambiers qui était plus importants dans la MN. Il en résulte que les études portant sur la différence cinétique entre la MN et le mouvement cyclique diffèrent en termes de conditions d'entraînement et de

caractère des participants impliqués, mais s'accordent sur le faible chargement musculosquelettique du mouvement cyclique par rapport à la MN.

1.5.3 Autres mouvements envisageables pour la mobilisation précoce

1.5.3.1 Marche sur tapis roulant

Les chercheurs ont examiné la similarité biomécanique entre la MN et plusieurs mouvements. Notamment, la marche sur tapis roulant est le mouvement le plus souvent étudié et qui est très similaire à la MN. Par exemple, l'équipe de Riley (2007) a évalué les différences entre les maxima et minima des paramètres cinématiques et cinétiques pour la MN et sur tapis roulant. Les résultats ont montré que parmi 22 paramètres cinématiques étudiés, seuls 12 étaient significativement différents ($p<0,05$) avec une différence d'amplitude de 2° . Cependant, d'un point de vue cinétique, les forces de réaction maximales enregistrées durant la marche sur tapis roulant ont été significativement moins importantes que celle enregistrée en MN. D'autres études ont confirmé cette similarité, tout en signalant des différences entre-études qui peuvent s'expliquer par la répétabilité des mesures et la familiarité avec l'appareil (Lee & Hidler, 2008; Matsas, Taylor, & McBurney, 2000).

Bien que très similaire à la marche, la marche sur tapis roulant est pratiquement impossible à réaliser en étant au lit. Cependant, une expérience conduite par Jordan et al. (2017) auprès d'athlètes a apporté des perspectives intéressantes à notre étude. À l'aide d'un tapis roulant vertical VertiRun (Sheffield, UK) (Figure 1.19), 21 jeunes athlètes en bonne santé se sont entraînés respectivement dans les postures couchées, 40° et 70° , leurs membres inférieurs étant soutenus par des sangles afin de réduire la force gravitationnelle. Les courbes à la Figure 1.19 présentent l'évolution des angles articulaires dans le plan sagittal. Il convient de noter qu'il y a un changement significatif dans l'amplitude des mouvements, en particulier au niveau de la hanche. Ce résultat signale l'importance d'étudier l'impact de la posture sur la similarité cinématique d'un mouvement donné avec la MN. En ce qui concerne les BM dont la mobilité des membres inférieurs devrait être passive ou assistée à la phase précoce, l'entraînement sur tapis roulant vertical est une solution peu envisageable.



Figure 1.19 Tapis roulant vertical VertiRun (Sheffield, UK)
Tirée de Jordan et al. (2017)

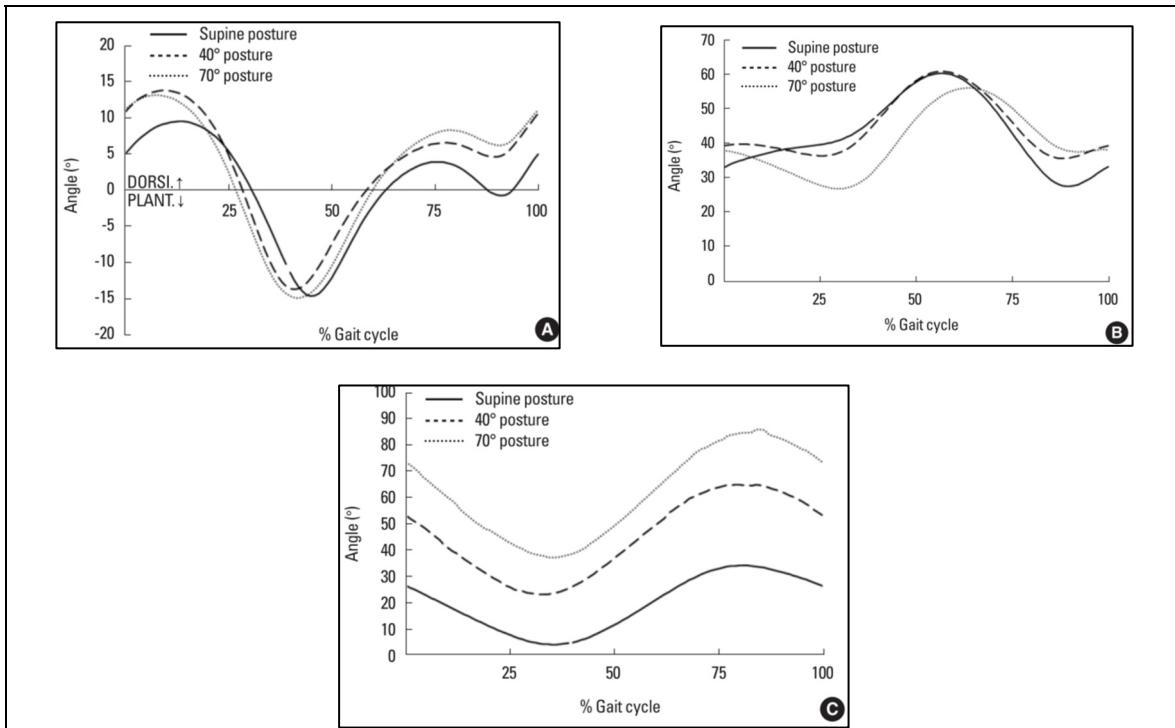


Figure 1.20 Évolution moyenne de l'angle sagittal de la cheville (A), du genou (B) et de la hanche (C) pendant l'exercice sur un tapis roulant vertical en trois postures : alitée, 40° et 70°

Tirée de Jordan et al. (2017)

1.5.3.2 Mouvement elliptique

Moins examiné, mais particulièrement intéressant, l'entraînement sur appareil elliptique est l'un des mouvements auxquels les chercheurs se sont intéressés en raison de sa similarité potentielle avec la MN (Burnfield, Cesar, Buster, Irons, & Nelson, 2017; Burnfield, Shu, Buster, & Taylor, 2010; Lu, Chien, & Chen, 2007). En observant les amplitudes de mouvement aux différentes phases du cycle illustrées à la Figure 1.21, il est possible de percevoir visuellement la similarité entre le mouvement elliptique et la MN.

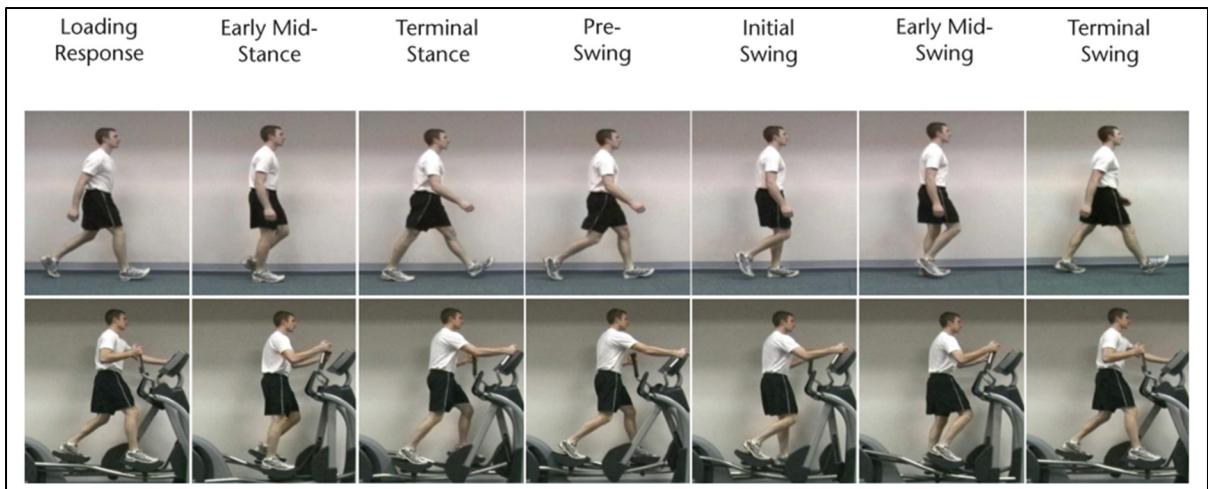


Figure 1.21 Similarité visuelle en amplitude entre la marche et le mouvement elliptique
Tirée de Burnfield et al. (2010)

En effet, cette observation est confirmée par l'étude biomécanique incluant 20 sujets sains s'entraînant sur quatre modèles elliptiques différents (SportsArt E870, Life X7, Octane Pro4500 et True TSXa) (Burnfield et al., 2010). Dans cette étude, le coefficient de corrélation multiple (CMC) a été exploité afin d'évaluer la similarité entre les courbes d'évolution dans le plan sagittal des angles articulaires lors de la marche et du mouvement elliptique. Il s'agit d'une échelle de 0 à 1 : une valeur proche de 1 indique une forte similarité entre les deux courbes alors qu'une valeur proche de 0 indique la dissimilarité. Comme représenté dans la Figure 1.22, le CMC enregistre des valeurs élevées pour les quatre appareils: bassin (0,85-0,89), hanche (0,92-0,94) et genou (0,87-0,89) sauf pour la cheville (0,57-0,71). Le coefficient CMC modéré au niveau de la cheville peut s'expliquer par le fait que pendant l'entraînement elliptique, la cheville subit une dorsiflexion pendant la fin de la phase d'appui et le début de la phase de vol (approximativement pendant 60% du cycle de marche, comme l'illustre le graphique F de la Figure 1.22), contrairement à la MN où la cheville est en flexion plantaire importante pendant cette période du cycle.

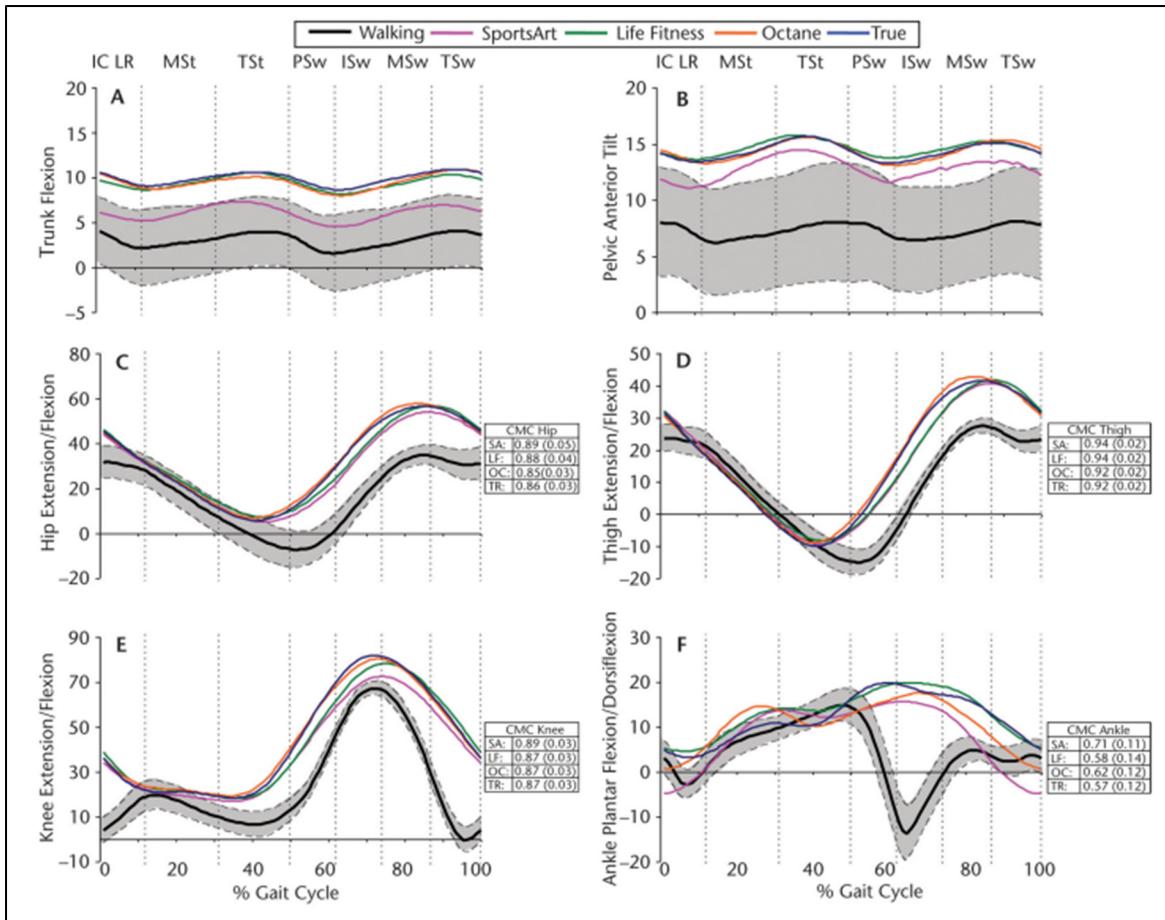


Figure 1.22 Comparaison cinématique entre la marche et quatre appareils elliptiques
Tirée de Burnfield et al. (2010)

Ces résultats sont supportés par l'étude de Lu et al. (2007) comparant la cinématique et la cinétique entre l'exercice elliptique et la MN chez 15 hommes adultes. En effet, dans le plan sagittal, une similarité des schémas cinématiques est observée au niveau de la hanche et du genou avec une flexion maximale significativement plus importante en exercice elliptique qu'en MN (hanche : $40,33 \pm 7,33^\circ$ vs $21,91 \pm 3,96^\circ$, genou : $79,43 \pm 7,43^\circ$ vs $57,49 \pm 6,27^\circ$, respectivement pour l'exercice elliptique et la MN, $p < 0,0001$ pour les deux articulations). Cependant, une dissimilarité est observée dans le schéma cinématique de la cheville, particulièrement du 60% à 80% du cycle, où l'entraînement elliptique a enregistré une dorsiflexion significativement supérieure à celle enregistrée durant la MN : $21,15 \pm 7,15^\circ$ vs $7,56 \pm 2,67^\circ$ respectivement, $p < 0,0001$.

Les résultats des deux études confirment, d'une part, la similarité entre la marche et le mouvement elliptique en termes des schémas cinématiques de la hanche et du genou. D'autre part, ils soulignent un risque de blessure en cas d'entraînement elliptique en raison de la différence significative détectée au niveau de la cheville. En revanche, sur le plan cinétique, l'étude de Lu a rapporté que la force de réaction aux pédales maximales générées lors de l'entraînement elliptique est significativement inférieure à la force de réaction maximale au sol enregistré pendant la marche (Elliptique: $94,44 \pm 9,00\%$ BWP, marche: $103,05 \pm 5,12\%$ BWP, $P = 0,003$) (voir Figure 1.23).

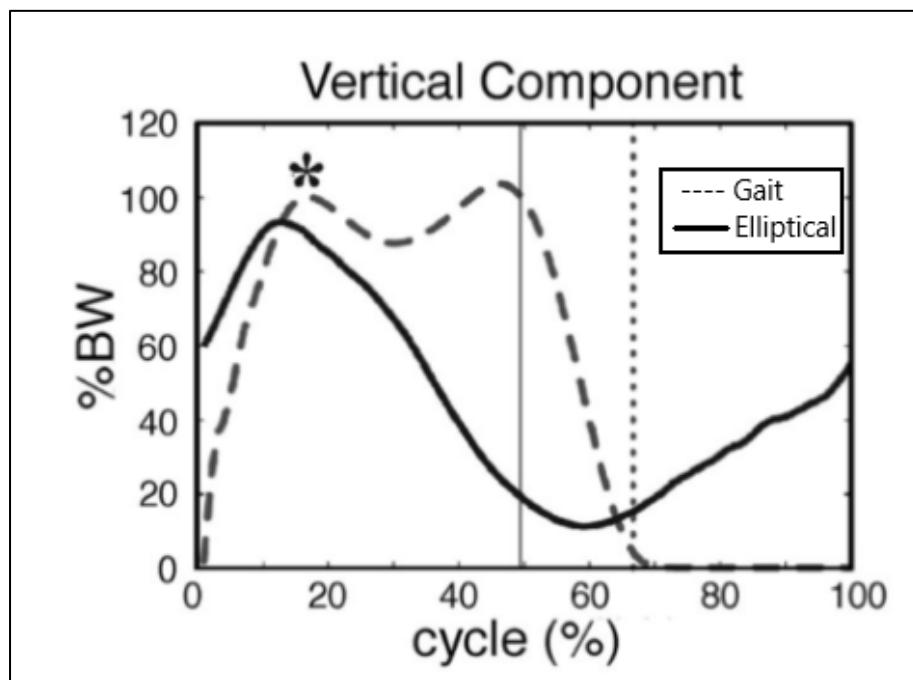


Figure 1.23 Composante verticale de la force de réaction au sol (marche) et aux pédales (mouvement elliptique)
Adaptée de Lu et al. (2007)

À ce propos, il convient de noter l'influence des caractéristiques de l'appareil elliptique (exemple : la course des pédales) sur les résultats de la comparaison. Bien qu'il s'agisse du même mouvement, les quatre appareils dans l'étude de Burnfield ont présenté des différences significatives entre elles en termes de leur similarité avec la MN, notamment au niveau de la

flexion plantaire de la cheville. D'ailleurs, l'un des appareils s'est avéré plus similaire à la MN sur le plan cinématique que les autres.

1.5.3.3 Mouvement linéaire

Le mouvement linéaire est un mouvement bilatéral rectiligne simple. Ce mouvement est souvent utilisé dans les programmes thérapeutiques en raison de sa commodité et du faible encombrement des appareils utilisés pour générer ce mouvement, comparativement à l'appareil elliptique ou au tapis roulant (Rhea & Wittstein, 2014). Cela dit, il existe des résultats controversés concernant la capacité du mouvement linéaire à reproduire la MN. Selon l'étude de Rhea et Wittstein (2014), le mouvement linéaire est considéré comme similaire à la marche sur tapis roulant en termes des paramètres d'évaluation intergroupes (la moyenne et l'écart type de la durée des cycles et les extrêmes de l'angle du genou). Néanmoins, la répétabilité sur 10 individus entre les deux entraînements était faible pour la plupart des paramètres. Il est donc possible que les résultats observés soient influencés par l'exécution des exercices. D'ailleurs, la comparaison établie par Stoloff et al. (2007) a révélé une différence significative entre le mouvement linéaire et la marche en termes des valeurs moyennes (minimum, maximum et amplitude de mouvement) des angles articulaires (hanche, genou, cheville, coude, épaule). Notamment, les extensions de la hanche, du coude et de l'épaule étaient significativement moins importantes pour la marche que pour le mouvement linéaire (Stoloff et al., 2007). De plus, cette étude a souligné un chargement cinétique plus faible pendant l'exercice par simulateur d'escalier que pendant la marche.

Néanmoins, ces résultats restent incertains à cause de facteurs incontrôlés qui peuvent les influencer considérablement. Premièrement, l'utilisation d'un simulateur d'escalier semi-couché (TRS 4000, NuStep, Inc., Ann Arbor, MI) (Figure 1.24) dans l'étude de Stoloff est associée à un biais de posture. De plus, les deux études citées ont utilisé un tapis roulant afin de simuler la MN. Par ailleurs, une taille d'échantillon réduite est également signalée (N=10).



Figure 1.24 Simulateur d'escalier semi-couché
Tirée de Stoloff et al. (2007)

À cet égard, il est important de citer un projet universitaire qui s'est particulièrement intéressé à la conception d'un ergomètre de lit à mouvement linéaire (Amoun, Didier, Gonzalez-Figueroa, Khim, & Tarriba-Won, 2019). Le projet avait pour objectif d'optimiser les paramètres de conception du dispositif de mobilisation précoce des patients en soins intensifs, en particulier les BM, en proposant une solution avec un mécanisme Scotch Yoke telle qu'illustrée dans la Figure 1.25. Bien que l'un des objectifs du projet était de permettre aux travaux futurs de comparer le mouvement linéaire au mouvement circulaire en termes d'efficacité de mobilisation, aucune justification sur la pertinence de ce choix n'est mentionnée. En effet, le choix du mouvement linéaire était prédéfini en tant qu'attribut du client.

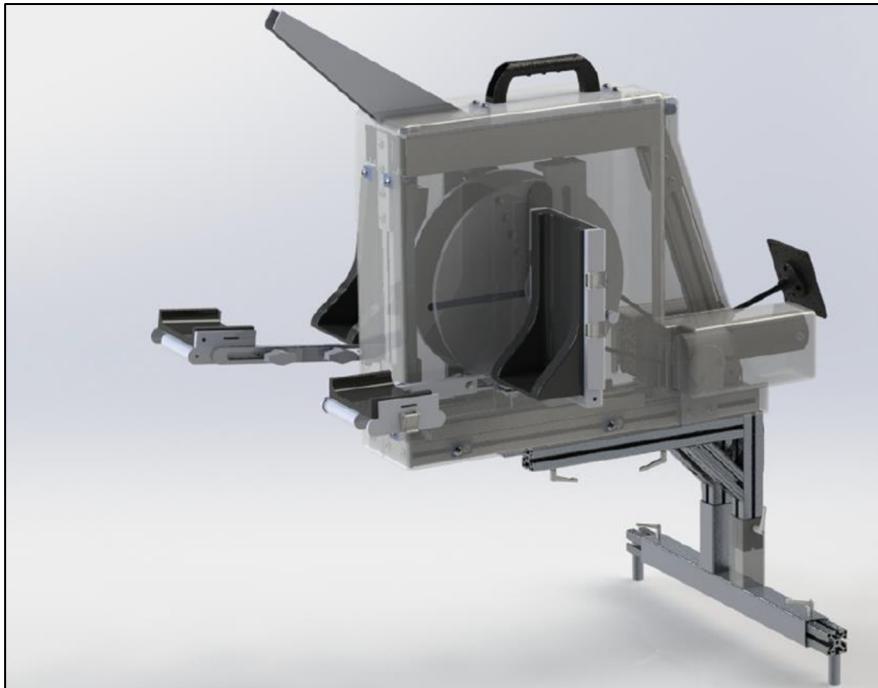


Figure 1.25 Modèle d'ergomètre à lit avec mouvement linéaire
Tirée de Amoun et al. (2019, p. 84)

1.5.4 Comparaison

Bien qu'ils soient fréquemment comparés individuellement, la similarité des différents mouvements avec la MN est rarement contrastée. À ce propos, Damiano et al. Ont évalué la similarité cinématique de trois mouvements : marche sur tapis roulant, elliptique et cyclique circulaire, avec la MN chez 10 jeunes adultes sains (Damiano et al., 2011). Pour se faire, l'étude a utilisé l'indice de déviation de la marche (GDI). Le GDI est introduit principalement afin d'évaluer la marche pathologique par rapport à une base de données d'une population saine en utilisant la décomposition en valeurs singulières (Schwartz & Rozumalski, 2008). La référence saine correspond à une valeur de 100 points, chaque 10 points au-dessous de 100 correspondent à une déviation d'un écart type de la moyenne de la population saine. Dans l'étude de Damiano, le score GDI est utilisé afin de pallier la contrainte d'identification des limites des phases qui diffèrent d'un mouvement à un autre. Le GDI est alors calculé pour chaque appareil et pour chaque participant à partir des courbes moyennées normalisées avec

un incrément de 2% pour chaque cycle complet d'évolution des 9 angles articulaires (Inclinaison pelvienne, Obliquité pelvienne, Rotation pelvienne, Adduction/ abduction, Flexion/ extension, Rotation, la flexion-extension du genou, la flexion dorsale / plantaire de la cheville et la Rotation médiale/Rotation latérale du pied). Plus le GDI est proche de 100 mieux est l'aptitude du mouvement à reproduire la cinématique de la MN. La Figure 1.26 présente les scores GDI obtenus pour les 10 participants. La marche sur un tapis roulant s'avère le meilleur en reproduisant la cinématique de la MN : 94,6 Vs 100±10, respectivement, pas de différence significative. Au contraire, le mouvement circulaire est le moins proche ($GDI_{moyen} = -9,7$) tandis que le mouvement elliptique est en second rang ($GDI_{moyen} = 29,4$) ayant des résultats plus proches du mouvement circulaire. Le mouvement cyclique circulaire et le mouvement elliptique étaient tous deux significativement différents l'un de l'autre ainsi que de la marche sur tapis roulant et de la MN. Ainsi, d'un point de vue cinématique, il semble que le mouvement circulaire soit le moins proche de la reproduction de la MN bien qu'il soit le mouvement utilisé pour la mobilisation précoce à l'heure actuelle. Cependant, à notre connaissance, ce type de comparaison n'a jamais été fait pour des dispositifs adaptés à la posture d'entraînement couchée. De plus, bien qu'il s'agisse d'un facteur d'influence, l'impact du changement de posture n'est pas suffisamment étudié.

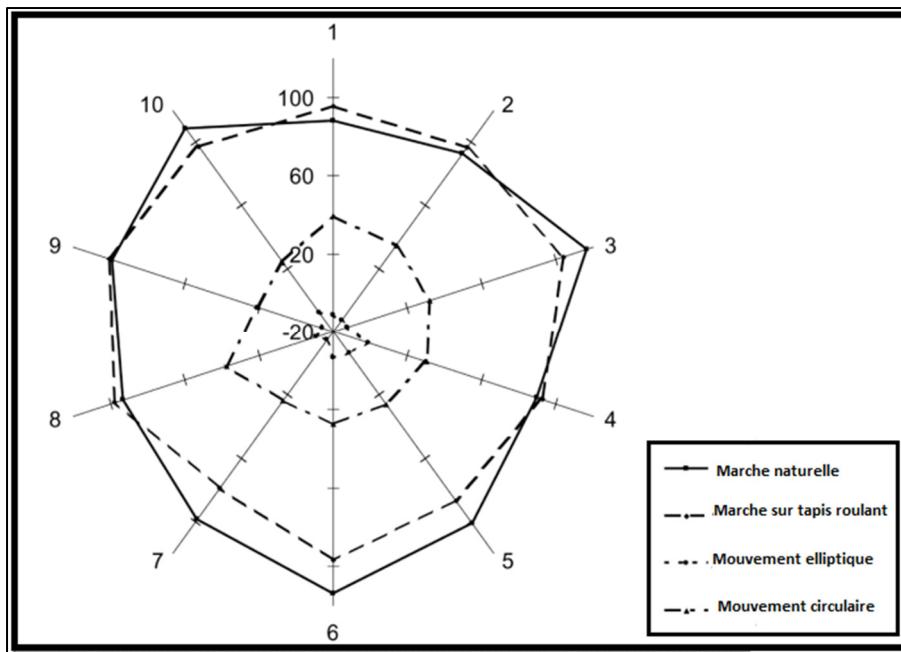


Figure 1.26 Scores GDI de la comparaison des trois mouvements avec la marche naturelle pour 10 participants
Adaptée de Damiano et al. (2011)

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

Dans ce chapitre, la problématique de la recherche sera exposée et les objectifs pour y répondre seront définis.

2.1 Problématique

La structure anatomique particulière de la moelle épinière lui permet de jouer un rôle crucial dans le traitement et l'intégration des informations nerveuses. Cette structure, vulnérable, bien que bien protégée à l'intérieur du canal rachidien, est exposée à une variété d'atteintes, y compris les blessures médullaires traumatiques. Ayant des étiologies diverses, les blessures médullaires sont fréquentes sur le plan national et international, notamment chez les jeunes hommes. Également, les fardeaux économiques, à vie, qui en découlent, sont particulièrement importants. En tenant compte des diverses complications secondaires, il s'agit d'une atteinte dont la récupération des fonctions est difficile.

En ce qui concerne les stratégies thérapeutiques contemporaines, la revue de la littérature révèle un progrès remarquable dans la prise en charge des BM. En particulier, en promouvant la neuroplasticité, une propriété du système nerveux qui permet une possibilité de récupération des fonctions motrices et sensorielles. Dans cette optique, les traitements à base d'exercice ont été considérablement intégrés aux programmes thérapeutiques, en tant que thérapie non seulement rééducative, mais aussi neuroprotectrice et neurogénératrice. Ces traitements sont néanmoins régis par des principes fondamentaux, y compris la formation à la tâche spécifique. Ce qui signifie qu'il est indispensable que le mouvement d'entraînement reproduise le mieux possible la tâche que l'on veut récupérer. Cependant leur efficacité est restreinte par divers facteurs, notamment la chronicité de la blessure au moment de l'initiation de l'entraînement. En effet, il est notable que la réceptivité du corps aux entraînements se réduise au fil du temps. Cela sous-tend l'intérêt particulier que les chercheurs portent à l'étude du moment précoce le plus propice. En milieu hospitalier, cette pratique se définit par la mobilisation précoce du

patient qui désigne un ensemble de techniques planifiées et séquentielles intégrées dans les 48h à la suite de l'admission aux soins intensifs.

Tel que prévu par l'expérience de Mac-Thiong et al. (2021), la réalisation d'une mobilisation précoce auprès des BM semble possible à condition de surveiller la stabilité de l'état de santé du patient. Cela étant, d'autres investigations sont nécessairement préconisées afin d'optimiser son efficacité. L'un des facteurs d'influence les plus importants est le mouvement utilisé pour effectuer l'exercice, notamment les ergomètres au lit. À la suite de la comparaison des appareils existants à l'heure actuelle, il ressort de cela qu'ils se différencient en termes des caractéristiques techniques, d'adaptation au patient et de réponse aux événements indésirables (exemple : Spasmes). En revanche, tous les appareils adaptés aux lits hospitaliers utilisent le même mouvement circulaire. Néanmoins, en le comparant à d'autres mouvements en posture debout ou semi-couchée, la littérature suggère qu'il s'agit du mouvement le moins similaire à la MN. Cependant, la littérature considère la MN comme une activité principale locomotrice pour laquelle la récupération est un besoin majeur chez les blessées médullaires et un objectif principal pour les cliniciens. Cela dit, la reproduction de la marche est souvent un critère d'évaluation des mouvements de réadaptation. Il est également à noter que les études de comparaison entre la marche et les différents mouvements ne sont pas concluantes en termes de supériorité compte tenu de l'influence du changement de posture (debout vs alité). Ainsi, le choix du mouvement le plus approprié pour la mobilisation précoce des patients BM n'est pas suffisamment éclairé par le manque de données de comparaison.

Étant donné l'importance de la marche dans la vie quotidienne et selon le principe de l'entraînement à une tâche spécifique, il est donc pertinent d'examiner la possibilité d'améliorer la conception de l'appareil de mobilisation précoce (ergomètre au lit) auprès des BM en identifiant le mouvement qui reproduit au mieux la MN.

2.2 Objectifs

Au regard de la problématique, l'objectif principal de ce travail est de :

- OP Mieux comprendre la meilleure configuration du mouvement et de la posture qui favorise la neuroplasticité chez les BM à un stade précoce.

Plus précisément, cet objectif général se divise en trois sous-objectifs distincts :

- OS1 Élaborer un cahier des charges permettant d'identifier et de hiérarchiser les caractéristiques techniques les plus pertinentes d'un dispositif de mobilisation précoce.
- OS2 Établir une étude biomécanique de comparaison entre la MN et trois appareils en étudiant l'influence de la posture et du mode d'entraînement afin d'identifier celui qui reproduit au mieux la MN.
- OS3 Tirer parti des résultats de l'étude biomécanique afin de prodiguer des recommandations sur la configuration d'un dispositif de mobilisation précoce des BM.

CHAPITRE 3

CAHIER DES CHARGES

Ce chapitre cherche à répondre au premier sous-objectif établi dans le chapitre précédent. Il s'agit de l'élaboration du cahier des charges du dispositif de mobilisation précoce pour les BM. Ainsi, les clients cibles, les attributs des clients, leurs spécifications techniques et les contraintes imposées seront précisés. Ensuite, une analyse de la maison de la qualité est abordée afin de hiérarchiser les différents critères et de relever ceux qui sont les plus critiques pour le projet.

3.1 Description de l'objet du cahier des charges

L'objet de cette étude est un appareil de mobilisation des membres inférieurs des BM adultes durant la phase d'hospitalisation aiguë (ou précoce) en vue de la récupération neurologique. Cet appareil est dédié à reproduire un mouvement similaire à la marche en cinématique et en mise en charge.

3.2 Usagers ciblés

Il est essentiel pour l'élaboration d'un cahier des charges d'identifier clairement à qui l'appareil s'adresse directement. À cet égard, il faut distinguer deux catégories : les usagers internes et les usagers externes.

Dans le cas de ce projet, les usagers internes sont les cliniciens prenant en charge les BM lors de la phase aigüe du traitement dans les hôpitaux spécialisés en traumatologie de la colonne vertébrale et de la moelle épinière. Plus spécifiquement, dans le cadre de ce projet réalisé au centre de traumatologie du CIUSSS Nord de l'île de Montréal (CIUSSS-NIM), installation Hôpital du Sacré-Cœur, les usagers internes principaux sont Dr Jean-Marc Mac-Thiong, chirurgien orthopédiste spécialiste en traumatologie de la colonne vertébrale et Andréane

Richard-Denis, physiatre spécialiste en neuro-réadaptation précoce des BM, qui prennent en charge les BM au CIUSSS-NIM.

Les usagers externes sont principalement des victimes de traumatismes de la moelle épinière. Par extension, tout patient exposé au syndrome d'immobilisation dû à une longue hospitalisation peut également bénéficier de ce dispositif. Les hôpitaux sont par ailleurs susceptibles d'utiliser ce type d'appareil de mobilisation, alors considéré comme un dispositif médical, afin d'améliorer leurs services de prise en charge aiguë des BM. En outre, les centres de réadaptation qui assurent la continuité des traitements de réadaptation des blessures médullaires. Enfin, tous les chercheurs ayant des travaux connexes sur la mobilisation précoce peuvent bénéficier, dans le cadre de leurs propres recherches, des données générées par les tests effectués avec ce dispositif.

3.3 Déploiement de la fonction qualité (DFQ)

La méthode utilisée pour élaborer le cahier des charges est le déploiement de la fonction qualité (DFQ). Elle s'intègre généralement dans un projet de conception ou d'amélioration de produits basée sur l'approche client, permettant de passer de la demande du client aux spécifications précises du produit. Elle est basée sur l'intégration de la voie du client dans l'ensemble du processus de conception, dès les premières phases, en prenant en compte son avis et en analysant ses besoins et exigences. L'amorce précoce des discussions proactives avec le client, en écoutant et en posant des questions, résulte plusieurs avantages tels que la résorption des conflits de développement du produit (dus aux différences des domaines d'expertises, des langues, des outils, etc.) et la réduction des coûts de fabrication (Duret & Pillet, 2005).

3.3.1 Attributs clients et spécifications techniques

Les attributs sont les besoins et les attentes du client traduits en un ensemble de critères qualitatifs du dispositif auxquels sont associées une ou plusieurs caractéristiques techniques avec un objectif quantitatif. L'ensemble de la caractéristique et son objectif forment la spécification technique qui permet d'évaluer quantitativement le critère identifié. Ainsi, une

discussion sur les besoins et les mesures à respecter dans la conception de l'appareil a été menée avec Dr Jean-Marc Mac-Thiong et Dre Andréane Richard-Denis. Les résultats de cette discussion ont été traduits dans les attributs énumérés, expliqués et évalués selon leur importance relative ci-dessous.

Attribut 1 : Le système de support des membres inférieurs s'adapte aux différentes morphologies des patients adultes

Importance : 4/5

Type d'attribut : besoin

Spécifications techniques associées et cibles : Percentiles de la population adulte auxquels il est possible de s'adapter : cible 99%ILE (maximiser)

Description : Le système de support des membres inférieurs s'ajuste en longueur et en largeur aux membres inférieurs du patient pour permettre un soutien adéquat lors du mouvement.

Un éventail de population aussi vaste que possible est ciblé afin de fournir plus de chance d'accès à l'entraînement aux patients. Ce but exige l'analyse de la variation des mesures morphologiques au sein de la population adulte. Le Tableau 3.1 rapporte les mesures anthropométriques des membres inférieurs issus des abaques d'une enquête américaine en 2002 (Tilley & Henry Dreyfuss).

Tableau 3.1 Dimensions anthropométriques des membres inférieures
Adapté de Tilley et Henry Dreyfuss (2002)

Population	Homme				Femme			
	1%ILE	50%ILE	99%ILE	SD	1%ILE	50%ILE	99%ILE	SD
Largeur de Pied(mm)	86	99	114	6	76	90	104	6
Longueur de Pied(mm)	232	264	298	15	172	241	298	25
Largeur de Mollet(mm)	89	117	135	8	97	107	117	4
D*(mm)	373	422	457	15	338	384	417	14
Largueur de jambe(mm)	123	160	197	16	117	155	196	18

*D : Distance entre le centre de genou et le centre de la cheville

Les mesures représentent 98% de la population américaine, soit entre 99 percentiles et 1 percentile pour les deux sexes. Par rapport à la longueur de pied, le minimum est accordé au 1%ILE femme et le maximum au 99%ILE homme. Avoir une marge de réglage entre ces deux extrémités accroît les chances d'adaptation au patient. Par la même logique, pour la largeur de pied et la largeur de mollet (à noter que la valeur minimale est celle de 1%ILE d'homme). Aussi, les patients BM nécessitent un guidage du mouvement des jambes (en mode passif). De fait, un réglage est prévu pour la longueur des jambes. En résumé, il est souhaitable que le système de soutien des membres inférieurs permette un ajustement en quatre points : diamètre du mollet, longueur de la jambe, longueur et largeur du pied, qui s'adapte au maximum de la population adulte. Afin d'évaluer le respect de ce besoin, le percentile de la population auquel le système peut s'adapter sera mesuré.

Attribut 2 : L'appareil assure le guidage des membres inférieurs du patient blessé médullaire

Importance : 4/5

Type d'attribut : besoin

Spécifications techniques associées

- Amplitude maximale de mouvement de la hanche dans le plan frontal : cible 5° (minimiser)
- Charge maximale supportée par l'appareil: cible 135kg (maximiser)

Description : Un patient blessé médullaire (présentant une paralysie partielle ou totale) est souvent incapable de générer le mouvement d'une manière autonome. Cependant, son mouvement peut présenter parfois une irrégularité de nature spastique (stimulation irrégulière des muscles). De ce fait, il est souhaitable que l'appareil supporte et guide ses membres inférieurs lors de l'exécution de l'exercice.

Selon l'enquête de Tiley, la limite confortable de l'adduction de la hanche est de 5°. Il est donc souhaitable de laisser au patient une certaine liberté de mouvement dans le plan frontal, soit 5°, tout en empêchant les grandes déviations qui pourraient affecter sa sécurité. De plus, en se référant aux caractéristiques des appareils similaires, le poids permis est compris entre 135 kg (MOTOMed) et 180 kg (Bemo 620). Ainsi, afin de faciliter le prototypage et la conformité aux essais de rigidité, on choisit 135 kg comme une valeur cible à maximiser.

Attribut 3: L'appareil fournit une vitesse proche de la vitesse naturelle de la marche

Importance : 4/5

Type d'attribut : Besoin

Spécifications techniques associées

- Vitesse tangentielle = cible 2.09 m/s (cible)

Description : Lorsque l'appareil est utilisé avec une mobilisation passive des membres inférieurs, il serait souhaitable de fournir une vitesse proche de la vitesse naturelle de la marche. Cependant, la vitesse de la MN est susceptible de changer en fonction de l'accélération

(lent, rapide), de l'âge (jeune adulte ou personne âgée) et du sexe. En se référant à une métanalyse récente (Fukuchi, Fukuchi, & Duarte, 2019) incluant 19 études sur des sujets adultes, une marge de variation de vitesse entre 0,65 et 2.09 m/s est identifiée. Ainsi, il est souhaitable que la vitesse tangentielle de l'appareil permette d'atteindre 2.09 m/s.

Attribut 4: L'appareil permet une manipulation facile par l'opérateur

Importance : 4/5

Type d'attribut : attente

Spécifications techniques associées

- Temps total de la mise en place : cible 30 min (minimiser)

Description : La mise en place de l'appareil et du patient dans l'appareil doit nécessiter peu d'effort et de temps pour l'opérateur.

La mise en place de l'appareil et son adaptation au patient est l'un des facteurs importants lors de la séance d'entraînement. La littérature rapporte une estimation du temps requis entre 30 et 55 min (Burtin et al., 2009b; Kho et al., 2015). Une durée de 30 min est ainsi ciblée.

Attribut 5 : L'appareil est compact

Importance : 3/5

Type d'attribut : attente

Spécifications techniques associées :

- Surface au sol de l'appareil : cible 1.3 m² (minimiser)

Description : Étant donné l'espace réduit dans certaines salles d'hôpital, les dimensions de l'appareil ne doivent pas dépasser une surface donnée autour de lit.

En examinant les dimensions des trois appareils: RT300, MOTomed letto2 et Bemo 620 (voir Tableau 3.2), le volume de MOTomed letto2 et Bemo 620 est de $V = 2 \text{ m}^3$. Il sera avantageux de se tenir en dessous de cette valeur. Cependant, la surface au sol est une caractéristique technique qui représente mieux l'encombrement, sa valeur vaut $S = 1.3 \text{ m}^2$ pour le Bemo 620. Ainsi, il y aura un intérêt de réduire cette valeur.

Tableau 3.2 Caractéristiques des appareils concurrentiels

	RT300 Supine	MOTomed letto2	Bemo 620
Hauteur (cm)	81 à 120	124 à 155	118 à 158
Largeur(cm)	86 à 118	70 à 100	143
Longueur (cm)	-	118 à 129	89
Surface au sol (m²)	-	-	1.3
Poids(kg)	-	65	86.5

Attribut 6: L'appareil s'adapte à plusieurs modèles de lit

Importance : 3/5

Type d'attribut : attente

Spécifications techniques associées

- Plage de réglage en largeur de l'appareil : cible $I_{largeur} = 70 \text{ cm}$ (maximiser)
- Plage de réglage en hauteur de l'appareil : cible $I_{hauteur} = 50 \text{ cm}$ (maximiser)

Description : l'appareil doit être compatible avec plusieurs modèles de lits, de tailles et de formes différentes. À l'HSCM, les lits utilisés aux soins intensifs et intermédiaires sont fournis par la compagnie Hillrom :

- VersaCare principalement pour les BM
 - VersaCare MD P500 Therapeutic Surface
 - VersaCare® Med Surg Bed
- TotalCare régulier

- Centrella™ Smart+ Bed

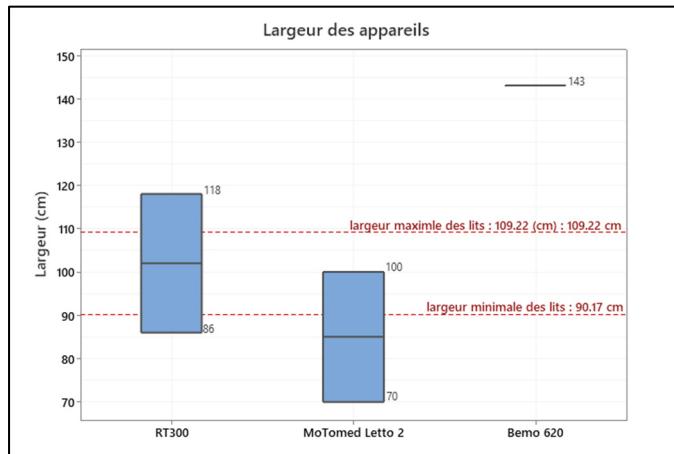


Figure 3.1 Comparaison des largeurs des appareils et des lits de l'USI de l'HSCM

Tel qu'illustré par la Figure 3.1, l'appareil Bemo 620 propose une adéquation extérieure aux lits, sa largeur est fixée à 143 cm. Il s'agit d'une solution économique, mais peu conviviale pour le transport, notamment l'environnement autour du lit souvent occupé par d'autres accessoires médicaux. Cependant, le MOTomed letto2 suggère une adéquation intérieure avec variation de la largeur de 70 cm à 1m. La solution est plus flexible toutefois, elle n'est pas optimale puisqu'elle ne permet pas la possibilité d'adéquation extérieure. D'où la nécessité d'ajouter plus de marge à la longueur de l'appareil (118 à 129 cm, voir Tableau 3.2) afin de se rapprocher du patient parce que l'appareil est bloqué par le bord de lit. La largeur du RT300 permet une marge plus adaptable aux lits. Toutefois, sa valeur minimale est proche de la valeur minimale de la largeur des lits ($90,17 - 86 = 4,17$ cm). Il ressort de cela que la plage de réglage en largeur de l'appareil doit permettre de varier en largeur afin d'être en adéquation extérieure et intérieure avec les différents lits, soit $I_{Largeur} = 70$ cm.

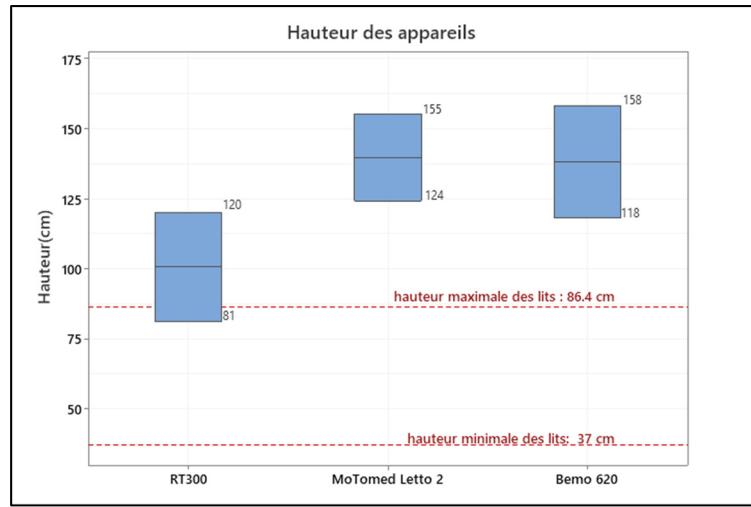


Figure 3.2 Comparaison des hauteurs des appareils et des lits de l'USI de l'HSCM

Le MOTOMed et le Bemo gardent une hauteur minimale de 124cm et 118 cm respectivement. Les deux appareils respectent la hauteur maximale des lits. Cependant, ils peuvent nécessiter plus de temps d'installation si le lit est en position basse. Le RT300 propose 81 cm en minimum et 120 cm au maximum. Ce qu'il garde à 33,6 cm de la valeur maximale des lits. Il s'agit d'une valeur acceptable en prenant en considération la surépaisseur du matelas et du patient. Ainsi, afin de respecter tous les cas de figure, la plage de réglage de la hauteur de l'appareil doit tenir compte de l'épaisseur du matelas et du patient ainsi que la position du lit, soit $I_{Hauteur} = 50$ cm.

Attribut 7 : L'appareil est facilement transportable

Importance : 3/5

Type d'attribut : attente

Spécifications techniques associées :

- La masse maximale de l'appareil : cible $M = 65$ kg (minimiser)

Description : l'appareil doit être transporté jusqu'au bord du lit du patient, par conséquent son transport doit se faire facilement par une personne sans nécessiter un effort physique excessif.

En comparant les dispositifs existants, il ressort de cela que le MOTOMed a le poids le plus faible avec une masse de 65 kg. Ainsi, l'appareil doit avoir un poids maximal de 65 kg.

Attribut 8 : L'appareil est stable

Importance : 4/5

Type d'attribut : besoin

Spécifications techniques associées :

- Déplacements latéraux = cible 4,5 cm (minimiser)

Description : Lors de l'entraînement, l'appareil doit être maintenu rigide en place pour reproduire un mouvement uniforme. De plus, une déviation importante du dispositif est susceptible de présenter un risque de blessure pour le patient. D'où la nécessité de minimiser son mouvement pendant l'entraînement.

Soit L la longueur de la jambe d'une personne adulte de 99%ILE, selon Tilley et Henry Dreyfuss (2002) $L \approx 1\text{m}$, et θ_{limite} l'angle de déviation maximale de l'articulation de la hanche dans le plan frontal, soit $\theta_{\text{limite}} = 5^\circ$. Un déplacement latéral limite de l'appareil est alors calculé approximativement par :

$$D = L \sin \theta_{\text{limite}} \approx 9\text{cm} \quad (3.1)$$

En prenant un coefficient de sécurité $s=2$, le déplacement latéral maximal de l'appareil durant l'entraînement ne doit pas dépasser 4.5 cm.

Attribut 9 : L'appareil est abordable

Importance : 3/5

Type d'attribut : attente

Spécification technique associée

- Le coût de prototype : cible 1000\$ (minimiser)

Description : Le coût de fabrication de l'appareil doit rester bas pour permettre aux hôpitaux et aux centres de réadaptation de s'en procurer plusieurs.

Attribut 10 : Le mouvement, entraîné par l'appareil, reproduit au mieux la MN

Importance : 5

Type d'attribut : besoin

Spécifications techniques associées

- Le pourcentage de l'intervalle de mouvement dans le plan sagittal, des trois articulations : hanche, genou et cheville, généré par le mouvement par rapport à la MN : cible 100% (maximiser)
- Le GDI du mouvement par rapport à la MN : cible 100 (maximiser)
- Le pourcentage moyen de la force de réaction maximale et moyenne générée par le mouvement par rapport à la MN : cible 100% (maximiser)
- Le CMC de la courbe de la force de réaction aux pédales par rapport à la force de réaction au sol : cible 1 (maximiser)

Description : Afin de maximiser la neuroplasticité du patient, le mouvement de mobilisation précoce doit être le plus proche possible de la tâche cible, soit la MN.

Dans l'optique d'évaluer l'aptitude de l'appareil à reproduire la MN, quatre indicateurs ont été choisis. Les deux premiers indicateurs sont de nature cinématique, il s'agit de l'indice GDI et des pourcentages des intervalles de mouvement, dans le plan sagittal, des trois articulations : hanche, genou et cheville. Soit I_{hanche} , I_{genou} et I_{cheville} les intervalles de mouvement dans le plan sagittal respectivement de la hanche, du genou et de la cheville pour un mouvement donné. Un pourcentage de l'intervalle de mouvement de chaque articulation dont le mouvement peut couvrir par rapport à la marche peut être calculé en divisant l'intersection des deux intervalles par rapport à l'amplitude de mouvement de la MN. Un exemple de calcul du pourcentage de l'intervalle de la hanche est donné ci-dessous (voir équation(3.2)). La pertinence de cet indicateur réside dans le fait qu'il estime la capacité du mouvement à atteindre les angles articulaires caractéristiques de la MN et pas seulement leur amplitude de mouvement.

$$\text{Mvt hanche \%} = \frac{I_{\text{hanche}}(\text{appareil}) \cup I_{\text{hanche}}(\text{marche})}{\text{Amplitude}(I_{\text{hanche}}(\text{marche}))} \times 100 \quad (3.2)$$

Les deux autres indicateurs sont des indicateurs cinétiques : la force de réaction (maximale et moyenne) et le CMC de la courbe de force par cycle complet. Pour ce qui est de la force, celle de la réaction aux pédales de l'appareil est rapportée en pourcentage par rapport à la force de réaction au sol durant la MN. Quant aux CMC, il sera calculé entre la courbe de la variation de la force de réaction aux pédales contre celle de la réaction au sol pour un cycle complet de mouvement.

La classification des attributs par catégorie et leurs degrés d'importance sont récapitulés dans le Tableau 3.3.

Tableau 3.3 Regroupement et classification des attributs

Catégorie	Attribut	Cote
Mobilisation du patient	Attribut 1 : Le système de support des membres inférieurs s'adapte aux différentes morphologies des patients adultes	4
	Attribut 2 : L'appareil assure le guidage des membres inférieurs du patient blessé médullaire	4
	Attribut 3 : L'appareil fournit une vitesse proche de la vitesse naturelle de la marche	4
	Attribut 10 : Le mouvement, entraîné par l'appareil, reproduit au mieux la MN	5
Sécurité	Attribut 8 : L'appareil est stable	4
Ergonomie	Attribut 4 : L'appareil permet une manipulation facile par l'opérateur	4
	Attribut 5 : L'appareil est compact	3
	Attribut 6 : L'appareil s'adapte à plusieurs modèles de lit	3
	Attribut 7 : L'appareil est facilement transportable	3
Fabrication	Attribut 9 : L'appareil est abordable	3

La liste des spécifications techniques et leurs valeurs cibles est donnée au Tableau 3.4.

Tableau 3.4 Spécifications techniques

Attribut	Spécifications techniques associées	Objectif	Valeur Cible
1	Percentiles de la population adulte auxquels il est possible de s'adapter	↑	99%ILE
2	Amplitude maximale de mouvement de la hanche dans le plan frontal	↓	5°
	Charge maximale supportée par l'appareil	↑	135 kg
3	Vitesse tangentielle	↑	2,09 m/s
4	Temps total de la mise en place	↓	30 min
5	Surface au sol de l'appareil	↓	1,3 m ²
6	Plage de réglage en largeur de l'appareil	↑	70 cm
	Plage de réglage en hauteur de l'appareil	↑	50 cm
7	Masse maximale de l'appareil	↓	65 kg
8	Déplacements latéraux	↓	4,5 cm
9	Coût de prototype	↓	1000\$
10	Pourcentage d'intervalle de mouvement	↑	100%
	GDI de l'exercice par rapport à la MN	↑	100
	Pourcentage de la force de réaction	↑	100%
	CMC de la courbe de la force de réaction	↑	1

3.3.2 Contraintes

Après une entrevue avec le client, les contraintes suivantes ont été imposées :

Contrainte1 : l'appareil ne doit pas générer de la douleur

Un patient BM est susceptible de souffrir de douleurs chroniques à la suite de sa blessure. Il faut donc veiller à ce que l'entraînement avec le dispositif conçu n'entraîne pas de douleur supplémentaire pour lui. L'échelle visuelle analogique (EVA), allant de 0 à 10 ou de 0 à 100, est l'un des méthodes utilisées pour mesurer la douleur. Plus la douleur est intense, plus l'EVA

est élevée (Haefeli & Elfering, 2006). Si la valeur de EVA $\geq 4/10$ (échelle de 0 à 10 en cm) ou EVA $\geq 40/100$ (échelle de 0 à 100 en mm), la douleur est considérée comme modérée et une prise en charge est nécessaire (Haute Autorité de santé, 2022). Ainsi, le pourcentage de douleur ressentie par le patient pendant l'entraînement ne doit pas dépasser le seuil de 40% sur l'échelle EVA.

Contrainte 2 : l'appareil ne doit pas créer des plaies de pression pour le patient blessé médullaire

La pression maintenue sur la surface de la peau cause la compression des vaisseaux sanguins ce qui conduit à la mort des tissus conjoints d'où l'apparition des plaies. Les plaies de pression sont une complication très dangereuse pour les BM ; tout ce qui touche le patient risque de créer des plaies de pression. De ce fait, il faut minimiser le mouvement du bassin et la génération des frictions. Selon une étude faite sur les risques de formation des ulcères, l'intégrité de la peau est conservée sous une pression capillaire critique de 32 mmHg. Toute pression qui excède ce seuil risque d'endommager irréversiblement la peau (Kosiak, 1961).

Contrainte 3 : l'appareil doit être équipé par un arrêt d'urgence

Un patient BM peut présenter une paralysie spastique (ou spasmodique) : autrement dit, les muscles se contractent excessivement sans contrôle volontaire. Ils sont « durs », « raides » quand ils se contractent. Forcer contre un spasme peut créer une blessure. Il est donc nécessaire de pouvoir facilement arrêter le mouvement si la situation l'exige.

Contrainte 4 : l'appareil doit permettre un réglage continu de la vitesse de rotation

Avant de commencer l'exercice, il peut être nécessaire de débuter par un échauffement à faible vitesse. Dans d'autres cas, l'opérateur peut choisir une vitesse faible pour soulager les spasmes ou les accroupissements. D'où la nécessité de varier la vitesse en continu afin de permettre une meilleure adaptation aux situations d'utilisation.

Contrainte 5 : la hauteur et la largeur de l'appareil ne doivent pas dépasser les dimensions des portes conventionnelles de l'hôpital

Pour garantir un accès facile aux chambres d'hôpital, la hauteur et la largeur de l'appareil ne doivent pas dépasser les dimensions standard d'une porte conventionnelle de chambre hospitalière. Conformément à la norme CAN/CSA-O132.2.1 selon le guide de performance des centres hospitaliers universitaires de Montréal, la hauteur et la largeur d'une porte intérieure valent respectivement 203 cm et 91 cm (Canadian Standards Association, 1990, p. 131).

Contrainte 6 : la largeur de l'appareil doit permettre une adéquation intérieure au lit

Les chambres hospitalières sont souvent compactes et encombrées par les accessoires médicaux, ainsi permettre une adéquation intérieure au lit est nécessaire afin de faciliter l'installation de l'appareil, notamment en termes de temps. Selon l'analyse des dimensions des lits hospitaliers, la largeur à atteindre vaut 65 cm.

Contrainte 7 : la hauteur de l'appareil doit être adaptée à une position basse des lits

Toujours dans l'optique de minimiser l'effort et le temps nécessaires pour l'installation de l'appareil, il arrive que le lit soit en position basse. Dans ce cas, il est nécessaire que la hauteur de l'appareil s'ajuste à cette position pour deux raisons : d'une part afin de prévenir une maladaptation aux membres inférieurs du patient (autrement dit, prévenir l'étirement des muscles) et d'autre part afin d'optimiser le temps d'installation. Soit une hauteur minimale de 87 cm.

3.3.3 Maison de la qualité

Afin de hiérarchiser les spécifications techniques précédemment identifiées, une évaluation en termes d'importance relative est établie entre elles à l'aide de la maison de la qualité. Il s'agit

d'un outil de qualité qui met en contraste les différents attributs et leurs spécifications techniques en analysant leurs concordances.

Comme les montres la Figure 3.3, les attributs sont énumérés dans la pièce (1) de la maison de la qualité avec leurs cotes d'importance en pièce (2), tandis que les spécifications techniques figurent dans la pièce (3) et leurs cibles en pièce (4). Ensuite, pour chacune des spécifications, une note de concordance par rapport à chacun des attributs est estimée dans la case associée en pièce (5). La note varie en valeur algébrique impaire entre 1 et 5 : si la satisfaction d'une spécification donnée contribue positivement au respect d'un attribut, la note est alors positive (1 : une concordance faible, 3 : une concordance moyenne et 5 : une concordance forte). Dans le cas contraire, le score est négatif. Dans le cas où aucune concordance n'est identifiée, rien n'est inscrit dans la case correspondante. Une importance relative totale est ainsi calculée pour chacun des spécifications techniques comme étant la somme des produits des notes en pièce (5) par les cotes des attributs (pièce (2)).

Finalement, la corrélation entre les spécifications est étudiée dans le toit de la maison de la qualité (pièce (7)) : si l'amélioration d'une spécification impacte l'amélioration d'une autre, elles sont dites en « synergie » et un signe « + » est par la suite inscrit à leur intersection, au contraire, si le respect d'une spécification introduit un impact négatif à l'autre, un « compromis » entre elles est donc détecté et représenté par un signe « - » à leur intersection. En absence de corrélation, aucun signe n'est transcrit.

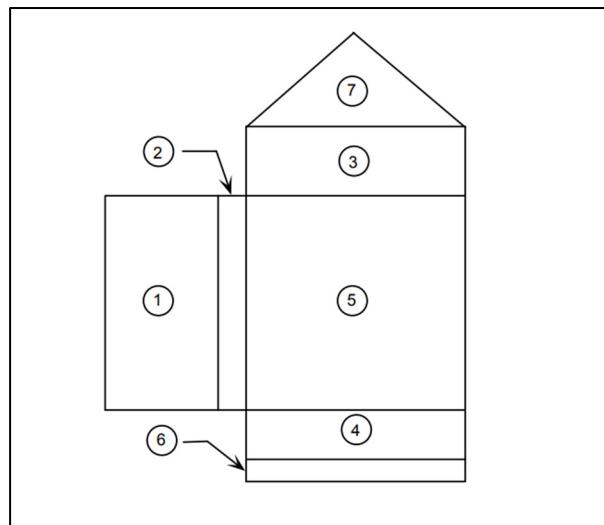
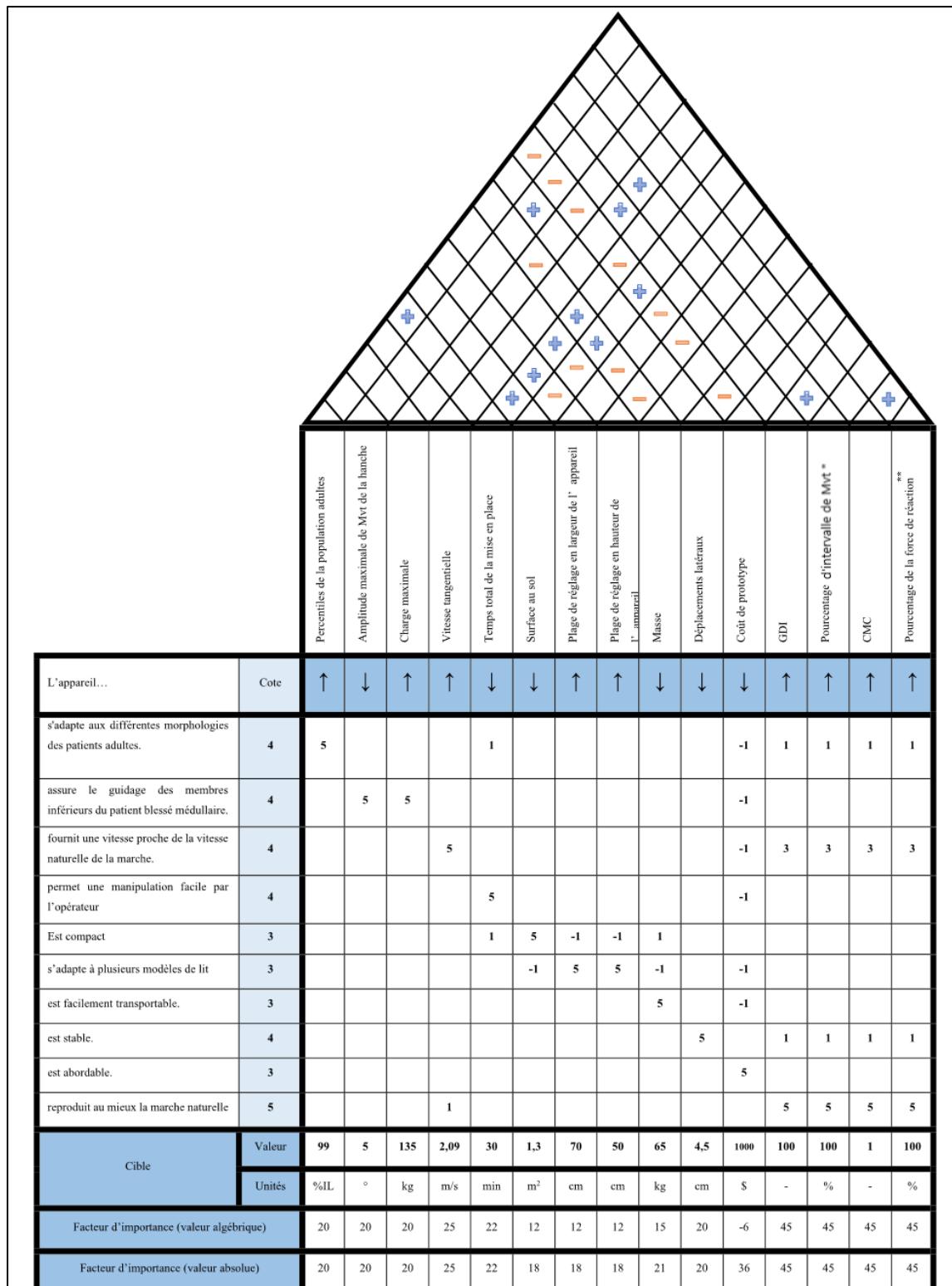


Figure 3.3 Pièces d'une maison de la qualité

La maison de la qualité élaborée dans le présent projet est présentée à la Figure 3.4. L'ordre de priorité des spécifications techniques est ensuite établi, dans le Tableau 3.5, en tenant compte de leurs importances relatives calculées dans la maison de la qualité.

.



* pour les trois articulations dans le plan sagittal ** maximales et moyennes

Figure 3.4 Maison de la qualité

Tableau 3.5 Ordre de priorité des spécifications techniques selon la maison de la qualité

Spécifications techniques	Facteur d'importance absolue	Importance relative
Pourcentage d'intervalle de mouvement des 3 articulations dans le plan sagittal	45	11%
GDI du mouvement par rapport à la MN	45	11%
Pourcentage de la force de réaction maximale et moyenne	45	11%
CMC de la courbe de la force de réaction	45	11%
Coût du prototype	36	9%
Vitesse tangentielle	25	6%
Temps total de la mise en place	22	5%
Percentiles de la population adulte auxquels il est possible de s'adapter	20	5%
Amplitude maximale de mouvement de la hanche dans le plan frontal	20	5%
Charge maximale supportée par l'appareil	20	5%
Déplacements latéraux	20	5%
Masse maximale de l'appareil	21	5%
Surface au sol de l'appareil	18	4%
Plage de réglage en largeur de l'appareil	18	4%
Plage de réglage en hauteur de l'appareil	18	4%

En analysant les importances relatives rapportées dans le Tableau 3.5, il est notable que les quatre spécifications techniques liées à la satisfaction de l'attribut 10, reproduire la MN, ont enregistré les plus grandes importances avec des pourcentages égaux de 11% chacun, suivis par le coût de fabrication de l'appareil de 9% et la vitesse tangentielle, également caractéristique de la MN, de 6%. Les caractéristiques techniques liées à la mobilisation et la

sécurité du patient ont enregistré le même degré d'importance de 5%, précédées par le temps de mise en place qui les ait surpassées en facteur d'importance absolue. Cependant, les caractéristiques techniques liées à l'ergonomie et la fabrication de l'appareil ont eu la plus petite importance relative de 4%, à l'exception de la masse (importance relative = 5%). Il est constatable que l'ordre d'importance relative est en cohérence avec les côtés attribués à chacune des caractéristiques à l'exception du coût de fabrication qui a eu le second rang en importance relative en revanche de sa cote faible de 3/5. Cette hétérogénéité est explicable étant donné que son facteur d'importance algébrique est de -6. En effet, la réduction du coût de fabrication se fait souvent au détriment de la satisfaction des attributs. Dans ce cas, les attributs ayant une cote plus élevée seront priorisés.

3.4 Analyse de Pareto et barème d'évaluation

Le diagramme de Pareto est un outil statistique qui classe les éléments en pourcentage cumulé d'importance faisant apparaître ceux qui sont à l'origine du plus grand nombre d'effets selon la règle 20/80. En effet, 20% des causes sont à l'origine de 80% des conséquences. Ainsi, la concentration d'énergie sera orientée vers les éléments les plus influents ("Diagramme de Pareto," 2022).

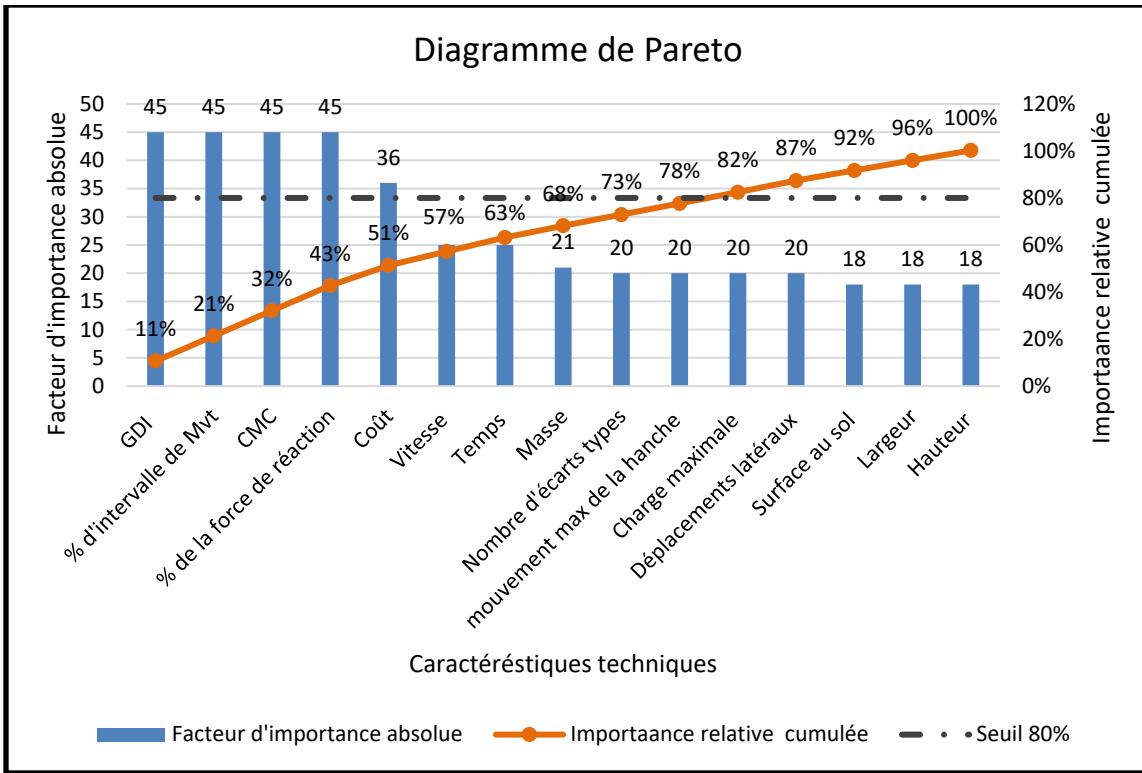


Figure 3.5 Diagramme de Pareto

3.5 Priorisation du cahier des charges

Au regard des résultats de l'analyse Pareto, parmi les 10 attributs, la reproduction de la MN a eu une importance relative cumulée de 44% pour les caractéristiques qui la représentent. Cette constatation a mis le point sur la nécessité de satisfaire ce besoin particulier. Cependant, au regard à la revue de littérature, le mouvement précoce qui reproduit au mieux la MN n'est pas clairement défini. De plus, la revue de la littérature a fait ressortir que les études antérieures de comparaison entre la marche et les différents mouvements ne sont pas concluantes en termes de supériorité compte tenu de l'influence du changement de posture (debout vs alité). Ainsi, il apparaît important d'examiner la possibilité d'améliorer la conception de l'appareil de mobilisation précoce (ergomètre au lit) adapté aux BM en identifiant le mouvement qui reproduit au mieux la MN. Le Tableau 3.6 présente le barème d'évaluation qui va être utilisé pour évaluer les performances des mouvements selon les quatre spécifications techniques reliées à la reproduction de la MN.

Tableau 3.6 Barème d'évaluation

Spécifications techniques	Objectif	Valeur Cible	Côtes	Barèmes
Pourcentage d'intervalle de mouvement	↑	100(%)	3	$P_{moy} \geq 75$
			2	$75 > P_{moy} \geq 50$
			1	$50 > P_{moy} \geq 25$
			0	$25 > P_{moy}$
GDI du mouvement par rapport à la MN	↑	100	3	$GDI \geq 75$
			2	$75 > GDI \geq 50$
			1	$50 > GDI \geq 25$
			0	$25 > GDI$
Pourcentage de la force de réaction	↑	100(%)	3	$P_{Force} \geq 75$
			2	$75 > P_{Force} \geq 50$
			1	$50 > P_{Force} \geq 25$
			0	$25 > P_{Force}$
CMC de la courbe de la force de réaction	↑	1	3	$CMC \geq 0,75$
			2	$0,75 > CMC \geq 0,50$
			1	$0,50 > CMC \geq 0,25$
			0	$0,25 > CMC$

CHAPITRE 4

ÉTUDE DE L'INFLUENCE DU TYPE DE MOUVEMENT, DE LA POSTURE ET DU MODE D'UTILISATION SUR LA SIMILARITÉ AVEC LA MARCHE NATURELLE

4.1 Introduction et rappel des objectifs

L'objectif principal de cette étude est de répondre au deuxième sous-objectif de ce mémoire : parmi les trois mouvements (cyclique circulaire, elliptique et linéaire), identifier celui qui reproduit au mieux la MN tout en examinant l'influence d'un changement de posture (debout ou couchée) et de mode d'utilisation (actif ou passif).

Cet objectif est divisé en sous-questions décrites ci-dessous :

- Entre le mouvement cyclique circulaire, elliptique et linéaire, quel mouvement reproduit au mieux la MN dans une posture couchée ?
- Le changement de posture (debout vers couché) affecte-t-il significativement la similarité entre ces mouvements et la MN ?
- Le changement de mode d'entraînement (actif ou passif) affecte-t-il significativement la similarité entre ces mouvements et la MN ?

Dans cette optique, ce chapitre apportera tous les points techniques nécessaires à la compréhension du travail réalisé dans cette étude comparative. En particulier, la méthodologie expérimentale est détaillée, puis la méthodologie d'analyse statistique est abordée.

4.2 Méthodologie expérimentale

Cette section présente d'abord le plan expérimental choisi afin de répondre aux objectifs de l'étude comparative. Dans cette optique, le nombre estimé de participants et leurs critères d'inclusion et d'exclusion sont déterminés. Ensuite le matériel utilisé lors des séances d'acquisition est présenté. Cela inclut les appareils et leurs configurations ainsi que les systèmes de mesure. Enfin, le protocole des séances d'acquisition est détaillé. Le projet de

recherche a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'École de technologie supérieure (ÉTS) le 22 septembre 2021 (référence H20210605) (voir ANNEXE I).

4.2.1 Plan de l'expérience

Comme mentionné plus haut, cette étude vise à étudier l'influence du type de mouvement (elliptique, cyclique circulaire ou linéaire), de la posture (debout ou couchée) et du mode d'entraînement (actif ou passif) sur la similarité biomécanique avec la MN. Pour fins d'analyse, le type de mouvement et le mode d'entraînement sont regroupés en un facteur (le type d'exercice) à cause de l'absence d'un simulateur d'escalier électrique sur le marché au moment de la préparation de l'étude. Ainsi un plan factoriel complet à deux facteurs 5 X 2 est retenu (voir Tableau 4.1). Subséquemment, 10 essais sont générés tels qu'illustrés dans le Tableau 4.2.

Tableau 4.1 Plan factoriel de l'étude

Facteur	Niveaux par facteur	Codage
Type d'exercice	Elliptique actif	2
	Cyclique circulaire actif	1
	Linéaire actif	0
	Cyclique circulaire passif	-1
	Elliptique passif	-2
Posture d'entraînement	Debout	1
	Couchée	-1

Tableau 4.2 Matrice expérimentale

Posture d'entraînement	Type d'exercice				
	Elliptique		Cyclique circulaire		Linéaire
	Actif	Passif	Actif	Passif	Actif
Debout	(+1 ; +2)	(+1; -2)	(+1; +1)	(+1 ; -1)	(+1 ; 0)
Couchée	(-1 ; +2)	(-1 ; -2)	(-1 ; +1)	(-1 ; -1)	(-1 ; 0)

Les abréviations des niveaux des facteurs utilisés dans les tests sont les suivants :

- **ECA:** Elliptique actif couché
- **EDA:** Elliptique actif debout
- **SCA:** Linéaire actif couché
- **SDA:** Linéaire actif debout
- **VCA:** Cyclique circulaire actif couchée
- **VDA:** Cyclique circulaire actif debout

Les variables dépendantes sont :

- Le pourcentage de l'intervalle de mouvement dans le plan sagittal, des trois articulations : hanche, genou et cheville, généré par le mouvement par rapport à la MN : Mvt% hanche, Mvt% genou et Mvt% cheville
- Le score GDI du mouvement par rapport à la MN
- Le pourcentage moyen de la force de réaction maximale et moyenne générée par le mouvement par rapport à la MN : Fmax% et Fmoy%
- Le coefficient CMC de la courbe de la force de réaction aux pédales par rapport à la force de réaction au sol lors de la MN

4.2.2 Estimation du nombre de participants

Il existe une relation entre la puissance d'un plan factoriel, la différence maximale détectée et la taille de l'échantillon (voir ANNEXE II). Ayant la valeur de l'écart-type de la variable

dépendante, et en choisissant une puissance cible et une valeur maximale détectée, le logiciel Minitab permet de réaliser un algorithme itératif sur la formule de puissance afin d'estimer le nombre de répétitions (Minitab-Support, 2020). Dans cette étude, un niveau de signification de 0,05 (à 95% IC) est souhaité pour cette analyse. Les interactions simples sont étudiées (ordre de modèle = 2).

Premièrement, on s'intéresse à la taille de l'échantillon suffisante pour étudier l'effet des facteurs sur le score GDI. En se référant aux résultats de la recherche de Damiano, l'écart-type du GDI est estimé à 10 points ($SD_{GDI} = 10$) (2011). En conséquence, on désire que le plan factoriel soit capable de détecter une différence de 10 points entre le niveau le plus haut et le niveau le plus bas des facteurs avec une puissance de 90% ($P_{cible} = 0,9$). Le Tableau 4.3 présente les résultats du test d'estimation du nombre de répétitions (Rep). Avec 16 répétitions, le plan factoriel sera capable de détecter une différence de 10 points avec une puissance effective ($P_{effectif}$) proche de la puissance souhaitée ($P_{cible} = 0,9$). La courbe de la Figure 4.1 illustre l'évolution de la puissance du plan en fonction de la différence maximale détectée pour différents nombres de répétitions Rep = 12, 16 et 20. En comparant le gain en termes de différence maximale détectée pour de différents nombres de répétitions au même niveau de puissance, on peut conclure que 16 est un nombre optimal.

Tableau 4.3 Estimation du nombre de répétitions nécessaires pour le GDI

Différence maximale	Rep	Nb total des essais	P cible	P effectif
10	16	160	0,9	0,900890

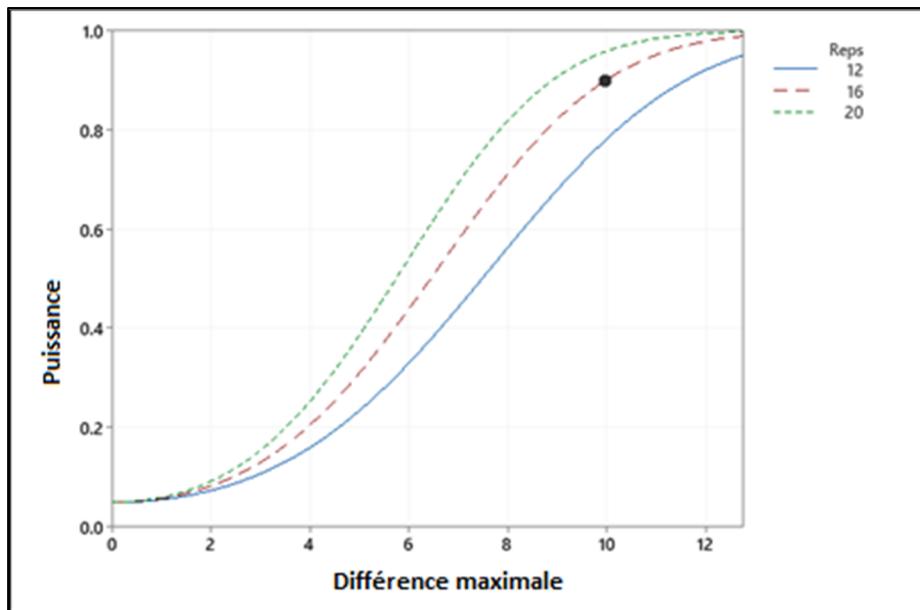


Figure 4.1 Courbes de puissance du plan factoriel en fonction de la différence maximale détectée pour le GDI pour Rep = 12, 16, 20

Ensuite, un second test est réalisé afin de valider l'adéquation du nombre de répétitions pour les forces de réaction. Le plan factoriel avec 16 répétitions déterminé par le premier test de puissance sera capable de détecter une différence maximale de 5.11%BW avec une puissance $P= 0.9$ (voir Tableau 4.4). Cette différence étant proche de l'écart-type sur l'amplitude de la composante verticale de la force de réaction au sol durant la marche documentée par Lu et al. (2007), soit $SD_{FRS} = 5.12\%BW$, cette valeur est jugée acceptable. La Figure 4.2 confirme la justesse du nombre de répétitions. Ainsi, 16 participants sont requis pour cette étude.

Tableau 4.4 Estimation du nombre de répétitions nécessaires pour les forces de réaction

Rep	Nb total des essais	Puissance effective	Différence maximale
16	160	0,9	5,10398

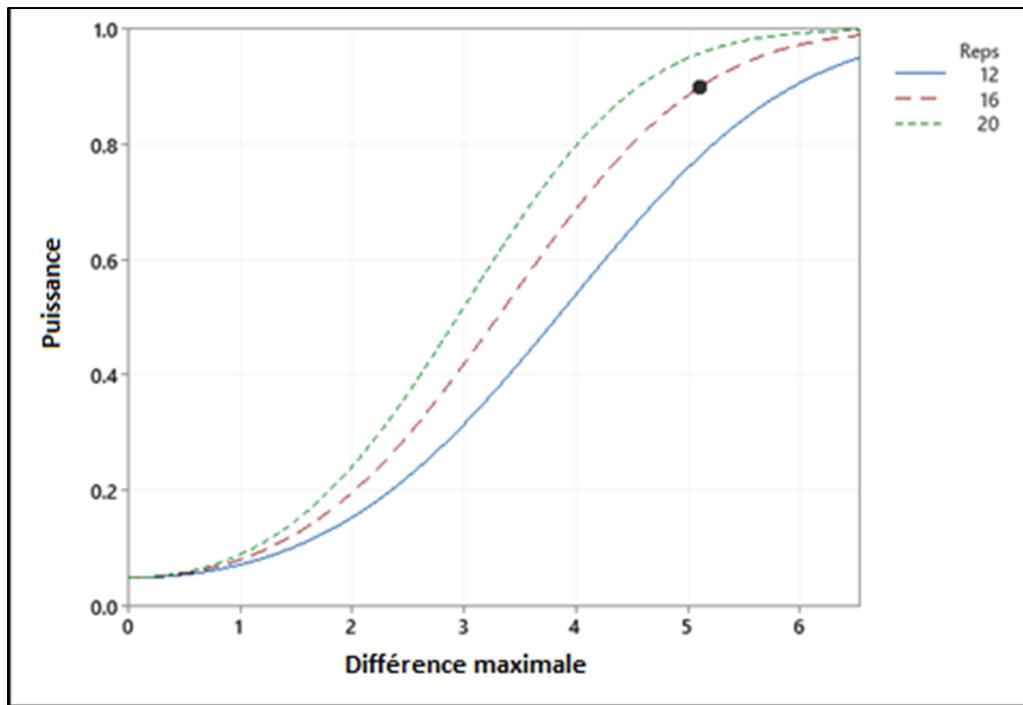


Figure 4.2 Courbes de puissance du plan factoriel en fonction de la différence maximale détectée pour les forces de réaction pour Rep =12, 16, 20

4.2.3 Participants

Les critères d'inclusion :

- Nous proposons de faire l'étude sur des personnes adultes et saines au lieu des BM afin de minimiser le risque de participation relié à la présence des exercices en posture debout. Les résultats de l'étude pourront être généralisés par la suite à la population cible (BM).

Les critères d'exclusion :

- Souffrir des troubles musculo-squelettiques, cardiovasculaires, vestibulaires, visuels, neurologiques ou d'équilibre pouvant affecter la capacité à la marche ou à faire l'exercice ou avoir des antécédents de blessure musculosquelettique nécessitant un traitement médical au cours de l'année écoulée.
- Poids ≥ 100 kg, exigence reliée à la capacité maximale permise par les appareils.

Une étude quantitative récente démontre une différence significative entre les hommes et les femmes en termes d'amplitudes de mouvement aussi bien dans le plan frontal que transversal (Bruening, Frimenko, Goodyear, Bowden, & Fullenkamp, 2015). Précisément, l'obliquité et la rotation pelviennes, l'abduction/adduction et la rotation de la hanche et la dorsiflexion-flexion plantaire de la cheville. Il est à constater que 6 des 9 paramètres nécessaires pour calculer le score de GDI sont potentiellement influencés par le sexe. On en déduit qu'il s'agit d'une variable confondante potentielle. Par conséquent, nous prévoyons d'avoir un rapport équitable d'hommes et de femmes.

4.2.4 Matériel utilisé lors des séances d'acquisition

4.2.4.1 Appareils utilisés et configurations

Dans cette étude, 3 appareils sont utilisés (Figure 4.3) : (a) le mini elliptique ANCHEER électrique de bureau (Los Angeles-California, US), (b) le vélo stationnaire de bureau Sunny Sf-b0717 90 (Los Angeles-California, US) et (c) le mini simulateur d'escalier Pooboo, L Now. Leurs caractéristiques techniques sont données au Tableau 4.5.



Figure 4.3 Les trois appareils utilisés dans l'étude
Tirée de site Amazon (<https://www.amazon.ca>)

Tableau 4.5 Caractéristiques techniques des appareils

Appareil	Caractéristiques techniques				
	Dim L x L x H (cm)	Poids (kg)	Capacité Max (kg)	Mode	D* (cm)
Mini-elliptique ANCHEER électrique de bureau	45 x 37 x 25	7,71	-	Assisté ou Manuel	12
Vélo stationnaire de bureau, Sunny	52,1 x 45,7 x 36,2	7,71	100	Assisté ou Manuel	10
Mini-simulateur d'escalier Pooboo, L Now	55,88 x 38,1 x 29,21	7,71	100	Manuel Système hydraulique	12

* Diamètre de pédalage ou course

La campagne des tests est exécutée dans 2 postures différentes : couché et debout. La première posture (debout) correspond à la configuration d'utilisation des appareils en posture debout. Le participant est entièrement debout sur l'appareil elliptique et le simulateur d'escalier, mais assis sur un siège pour le vélo, car l'appareil utilisé n'est pas suffisamment puissant pour entraîner le mouvement en posture debout. Quant à la deuxième posture (couchée), elle simule le cas d'un patient couché dans son lit. Pour des raisons de confort, le participant est couché sur un tapis de sol. Les appareils sont fixés sur un support (voir Figure 4.4 à Figure 4.9) composé d'une base prismatique (1) ou (2) qui s'installe sur une planche horizontale (3) selon 6 configurations afin de reproduire les 10 combinaisons de mouvement, posture et mode d'utilisation. Les bases prismatiques et la planche horizontale ont été conçues spécifiquement pour le positionnement des appareils.

Configuration 1 : Mouvement elliptique debout

L'appareil elliptique est assemblé sur la base prismatique (1) inclinée à 22° afin d'assurer que les pédales sont à l'horizontale dans leur point mort haut pour assurer une posture debout en

équilibre au sujet. La planche triangulaire est assemblée à la planche horizontale (3) à l'aide de système rainure-languette en queue d'aronde. Un guidon de vélo est fixé à la planche horizontale par l'intermédiaire d'une tige métallique de longueur ajustable afin de former un point de rappel haptique tout comme les barres utilisées pour les appareils elliptiques standards. La longueur de la tige est ajustée de façon à ce que les bras des participants soient à 90° en tenant le guidon (voir

Figure 4.4). Il est à noter que le guidon sert également à uniformiser la posture entre les différents appareils en posture debout.

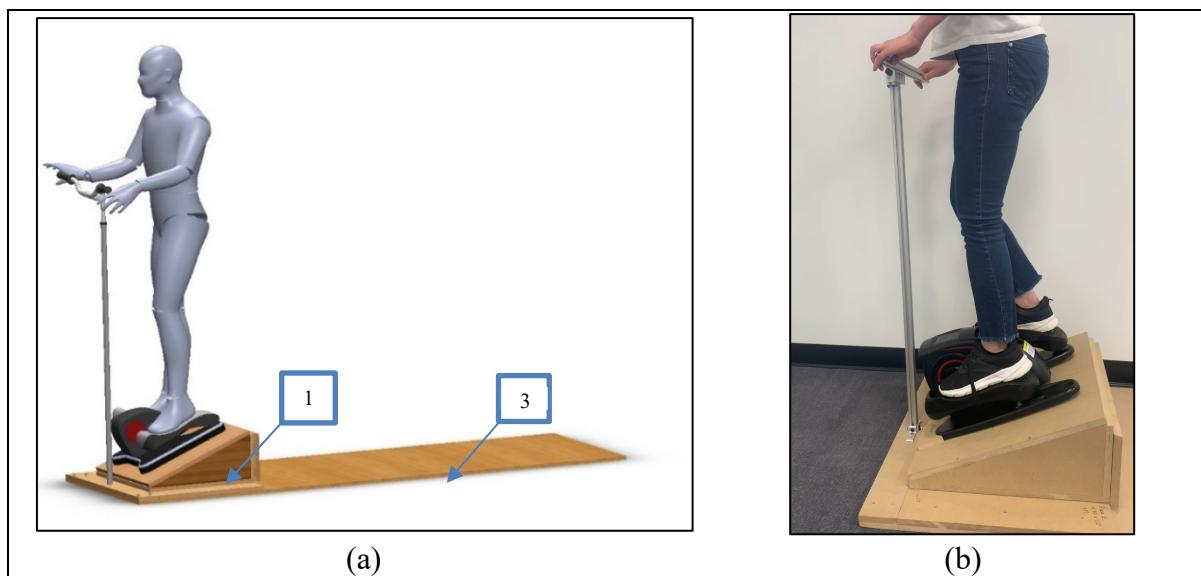


Figure 4.4 Mouvement elliptique debout : a) schéma du montage, b) exemple de sujet sur l'appareil

Configuration 2 : Mouvement linéaire debout

Le simulateur d'escalier est placé à l'horizontale directement sur la planche horizontale, ses extrémités enrobées en caoutchouc antidérapant garantissent son immobilisation lors de l'exercice. Les pédales du simulateur d'escalier sont parallèles à l'horizontale. Par ailleurs, le guidon de vélo servira également de point de rappel haptique pour assurer l'équilibre du participant lors de l'exercice. Ainsi, le participant reçoit l'instruction de maintenir une posture

debout pendant l'entraînement en tenant ses bras à 90° sur le guidon et ses pieds au centre des pédales (voir Figure 4.5).

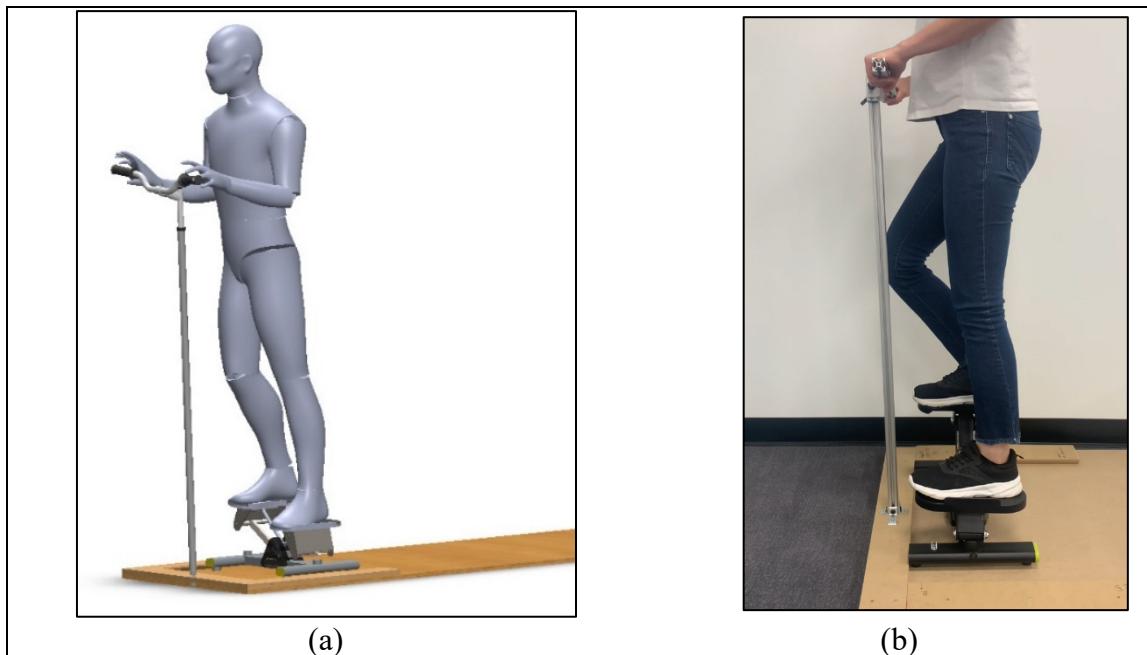


Figure 4.5 Linéaire-debout : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil

Configuration 3 : Mouvement cyclique circulaire debout

Afin de reproduire au mieux la posture debout, une selle de vélo est attachée à un support ajustable. La longueur du support est ajustée de façon à ce que la distance entre la selle et les pédales soit de 95% de la distance entre le grand trochanter du participant debout et le sol (Jorge & Hull, 1986). Également, la distance horizontale entre l'appareil et la selle est ajustée de sorte à conférer une posture verticale confortable à l'utilisateur, soit le genou légèrement plié lorsque la jambe est en extension maximale (Bouillon, Baker, Gibson, Kearney, & Busemeyer, 2016). La Figure 4.6 (a) présente la conception de la configuration alors qu'un exemple de sujet utilisant l'appareil est illustré dans la Figure 4.6(b).

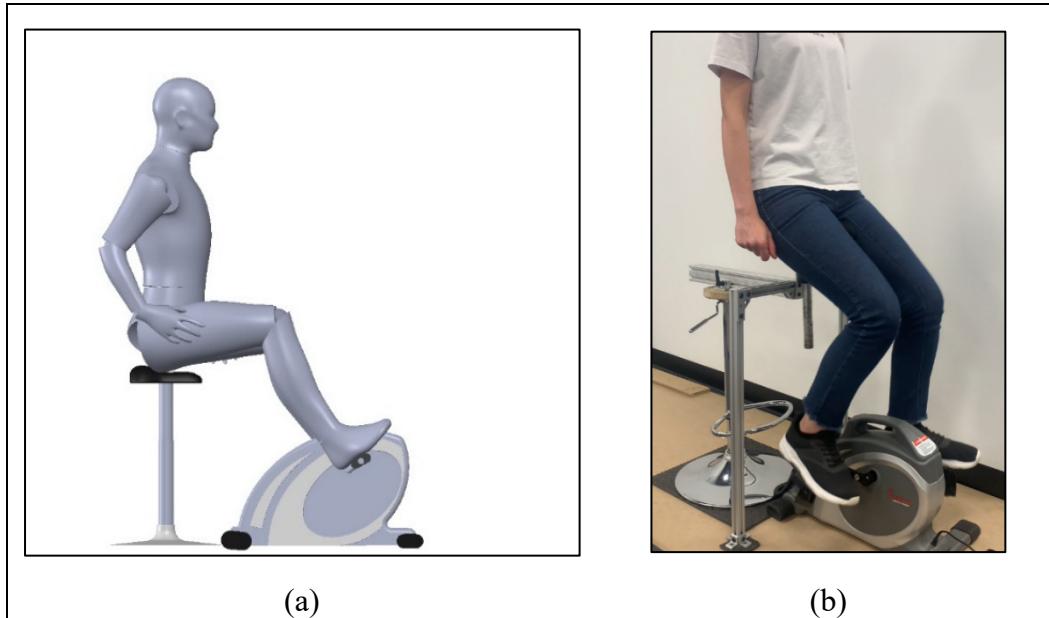


Figure 4.6 Mouvement cyclique circulaire debout : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil

Configuration 4 : Mouvement elliptique couché

Pour la posture couchée, le participant est allongé sur un tapis de sol déposé sur la planche horizontale de telle façon que le poids du participant stabilise le montage (voir Figure 4.7). En s'appuyant sur un oreiller épais, le participant est placé confortablement en une posture couchée (Burtin et al., 2009a, 2009b). Le tapis et l'oreiller sont également utilisés pour le simulateur d'escalier et le vélo en posture couché. La distance entre le grand trochanter du participant et l'appareil est ajustée jusqu'à permettre une extension complète de la jambe au point le plus distant de la révolution lors de pédalage. Quant à l'appareil elliptique, il est orienté par la base prismatique et fixé au système de montage tel qu'illustré dans la Figure 4.7 (b). Le participant reçoit l'instruction de maintenir le contact avec les pédales durant l'entraînement.

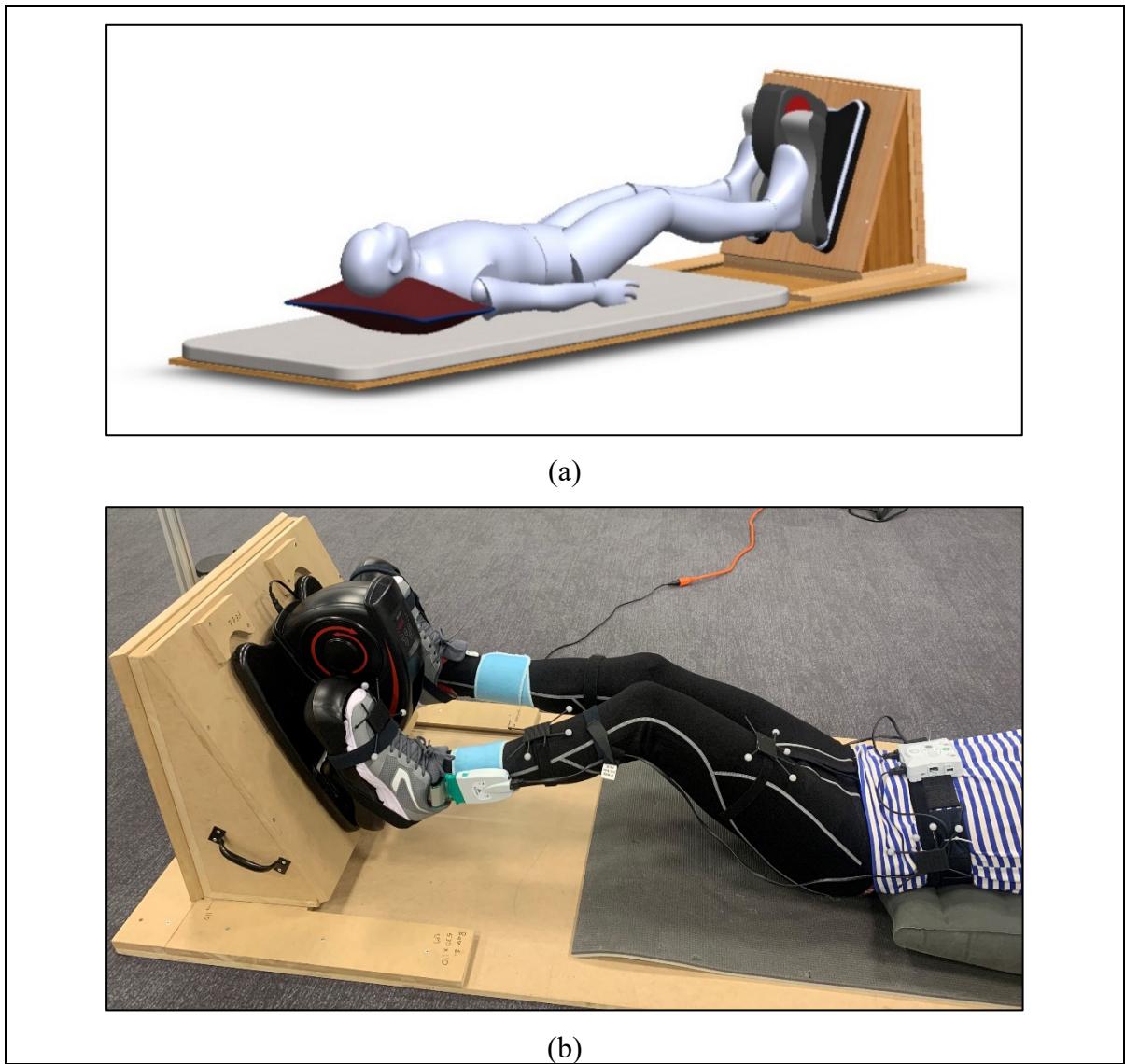


Figure 4.7 Mouvement elliptique en posture couchée : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil

Configuration 5 : Mouvement linéaire couché

La base prismatique (2) est conçue de façon à permettre de fixer le simulateur d'escalier en posture couchée (Figure 4.8). Le positionnement du participant par rapport à l'appareil est tel que la distance entre le grand trochanter et les pédales permet une extension maximale de la jambe au point le plus distant du mouvement. Le participant reçoit l'instruction de maintenir le contact entre les pieds et les pédales pendant l'entraînement.

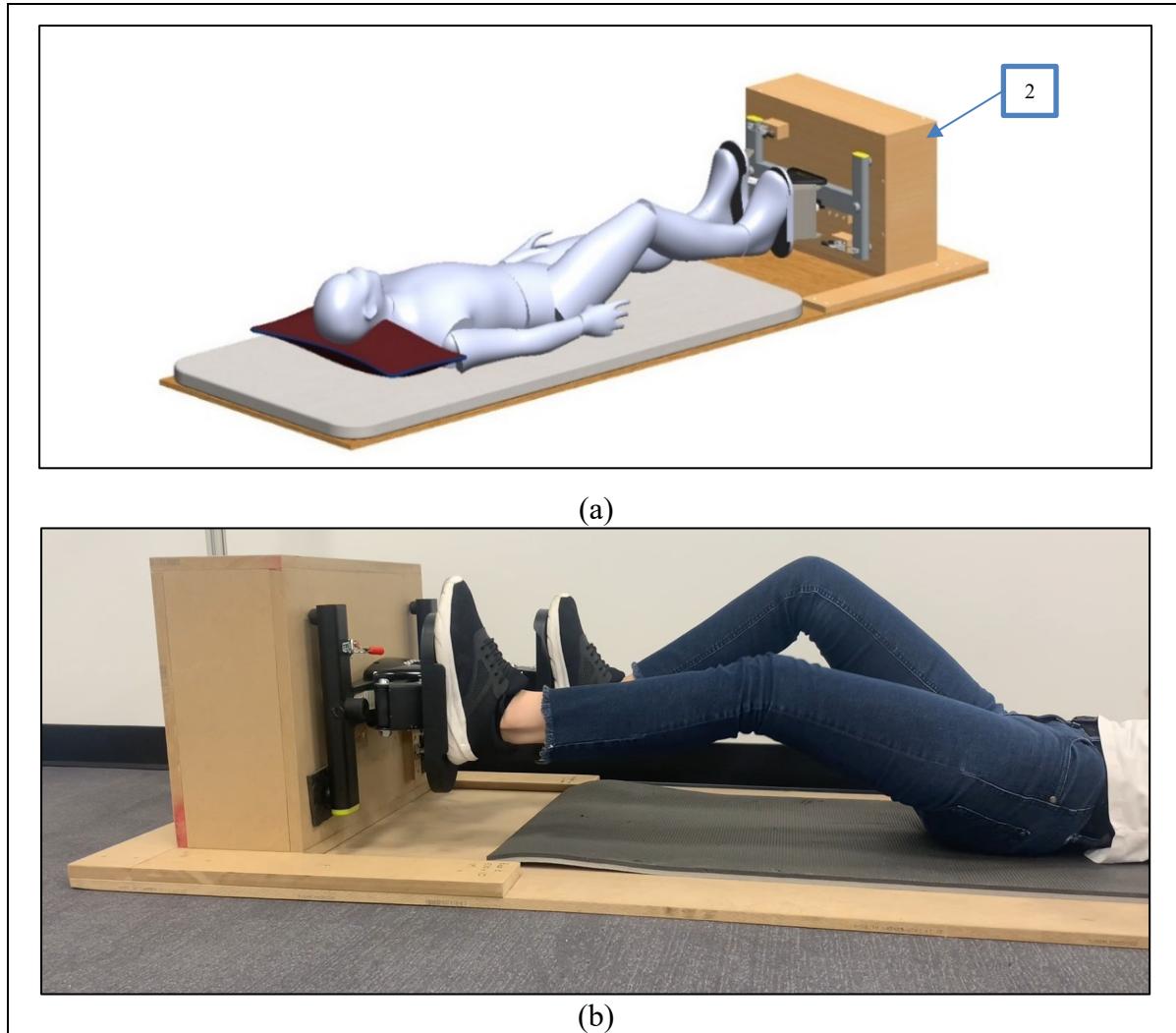


Figure 4.8 Mouvement linéaire couché : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil

Configuration 6 : Mouvement cyclique circulaire couché

Quant au vélo, il peut être utilisé pour la posture couchée sans un support prismatique vu le profil circulaire du mouvement. Ainsi, l'appareil sera fixé sur la planche horizontale afin de bloquer son glissement lors de l'entraînement. Le grand trochanter du participant est distant par rapport au vélo de façon que le genou soit légèrement plié en extension maximale au point

mort bas. Le participant reçoit l'instruction de placer l'arche métatarsienne de ses pieds sur les pédales du vélo et de maintenir le contact tout au long de l'entraînement (voir Figure 4.9).

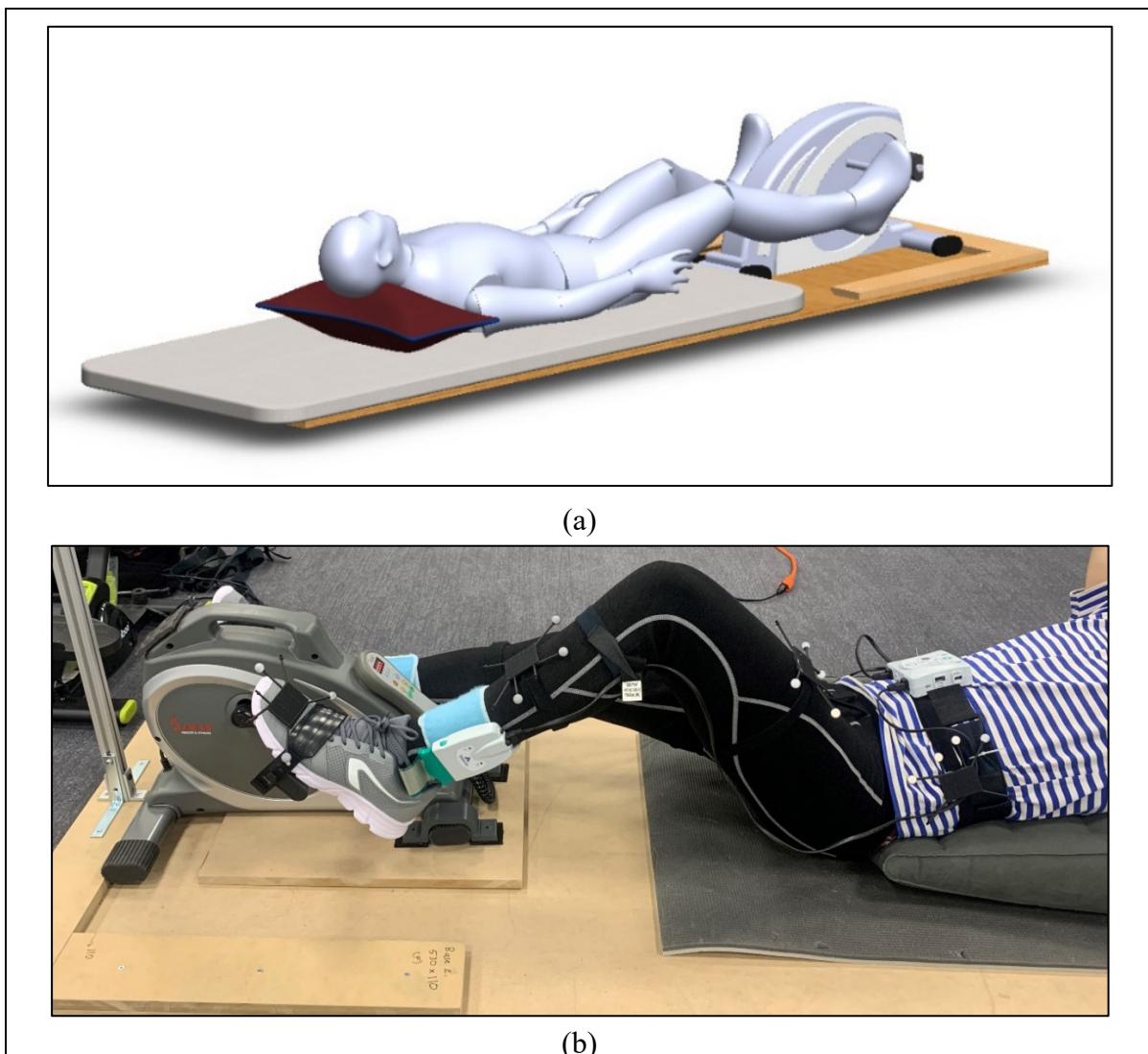


Figure 4.9 mouvement cyclique circulaire couché : (a) schéma du montage, (b) exemple de sujet sur l'appareil

4.2.4.2 Systèmes de mesure

Système d'analyse du mouvement

Le système optique OptiTrack (Natural Point, Oregon, États-Unis) à 20 caméras est utilisé afin de mesurer la cinématique des membres inférieurs du participant durant les essais au laboratoire de cinématique du mouvement et de biomécanique des chocs (LCMBC) de l'ETS. Le système de coordonnées est défini de sorte que l'axe y est aligné selon la gravité (axe vertical), l'axe x est aligné selon la direction de la progression du mouvement (antéro-postérieure) et enfin l'axe z est orienté selon la direction médiolatérale. La fréquence d'acquisition est de 120 images /seconde.

Des corps rigides formés de 3 à 5 marqueurs réfléchissants de diamètre de 12,7 mm sont attachés au bassin, au fémur, au tibia et au pied par l'intermédiaire de bandes Velcro élastiques en respectant les directives mentionnées par Cappozzo et al. (1995)¹. Cette solution technique permet de réduire les erreurs de mesure généralement due à l'artefact des tissus mous et à l'identification des repères anatomiques (Rácz, Nagymáthé, & Kiss, 2017). Pour assurer le confort du participant, des justaucorps noirs de taille adéquate sont fournis (voir Figure 4.10 (a)). Le corps rigide relié au bassin est placé sur la crête iliaque de côté de la jambe dominante afin de garantir la visibilité des marqueurs tout au long de l'entraînement, particulièrement en posture couchée (Liew, Morris, Robinson, & Netto, 2016). Plus des détails sur le protocole expérimental sont rapportés dans l'ANNEXE III.

¹ Les exigences expérimentales à respecter lors de l'emplacement des corps rigides dans le protocole de Cappozzo et al. :

1. Chaque marqueur doit être orienté de façon qu'il soit détectable par un nombre suffisant des caméras en tout temps de l'acquisition.
2. Le mouvement relatif entre les marqueurs et l'os sous-jacent est minimisé,
3. La distance entre les corps rigides est suffisamment grande de sorte à minimiser les erreurs de construction des coordonnées des marqueurs
4. Le montage des marqueurs sur le sujet expérimental doit être une opération rapide et facile.

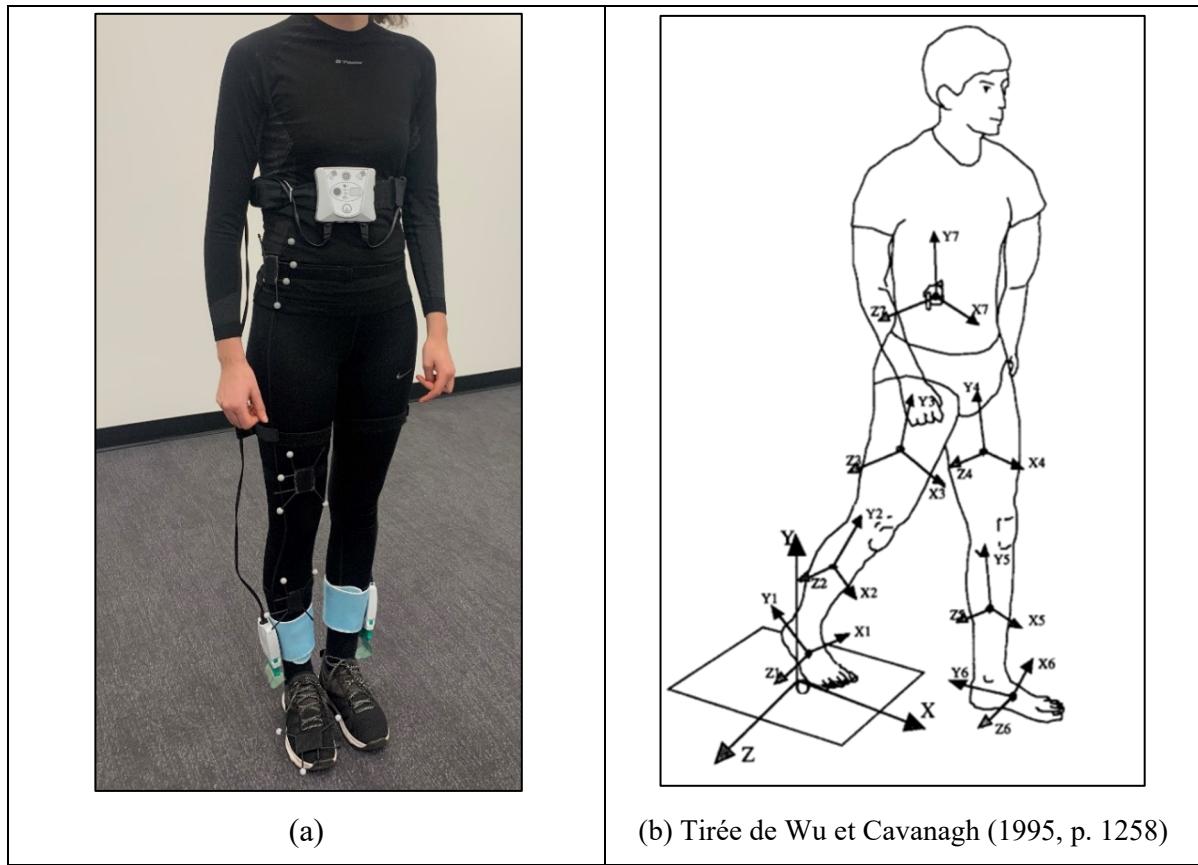


Figure 4.10 Configuration de système d'analyse de mouvement(a) emplacement des corps rigides et des semelles (b) orientation de système d'axe

Afin d'analyser le mouvement, nous définissons un système d'axes associé à chacun des cinq corps rigides selon les directives de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) décrites en détail dans l'article de Wu et Cavanagh (1995). La Figure 4.10(b) permet de visualiser les positions et les orientations des corps rigides associés à chaque segment du corps par rapport au repère global.

Semelles de force

Dans le but de mesurer les forces de réaction au sol ou aux pédales, les semelles de force sans fil F-Scan (Tekscan, US) avec une fréquence d'acquisition de 100 Hz, 960 cellules tactiles (résolution spatiale de 3,9 cellules/cm²) et une plage de mesure de 0 à 86.2 N/cm² sont utilisées

(voir Figure 4.11). Les transmetteurs reliés aux semelles sont attachés aux jambes du participant par des bandes élastiques (voir Figure 4.10). Des chaussures de sport de trois différentes tailles sont fournies pour choisir la taille la plus appropriée à chaque participant.

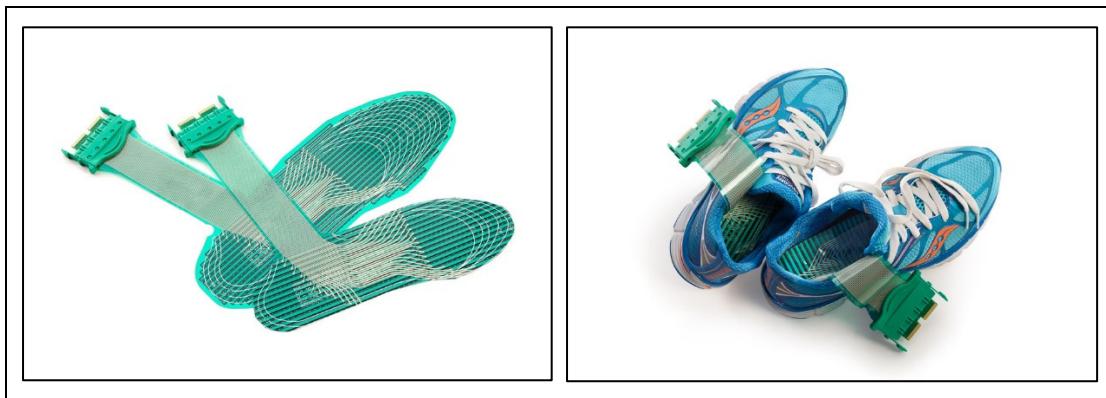


Figure 4.11 : Semelles de force sans fils F-Scan
Tirée de Tekscan (2016)

4.2.5 Protocole d'acquisition

Une invitation à la participation a été diffusée par communication interne aux membres du Laboratoire LIO et aux étudiants de l'ETS. Après avoir porté intérêt à l'étude, une séance d'information en visioconférence a été organisée avec le candidat afin de lui expliquer les critères de sélection et répondre à ses questions. Par la suite, le formulaire d'information et de consentement signé et un questionnaire de vérification des critères de sélection ont été transmis par courriel avant de se présenter à la séance. Le questionnaire a comporté des questions sur les informations générales (âge, sexe), l'état de santé et les antécédents de blessure musculosquelettiques. Les participants inclus ont été contactés afin d'identifier le moment de participation. La campagne d'essais s'est déroulée dans LCMBC du 12 novembre au 1er décembre 2021. Elle a été répartie en cinq étapes détaillées ci-dessous :

Étape 1 : Validation d'éligibilité

Tout d'abord, les informations incluses dans le questionnaire de vérification des critères de sélection ont été validées avec le participant. Par la suite, le poids a été relevé avec un pèse-personne électronique.

Étape 2 : Préparation

Une fois jugé éligible, le participant passe à l'étape de préparation. D'abord, les données anthropométriques (la taille et la longueur de la jambe) ont été enregistrées. D'ailleurs, la jambe utilisée spontanément pour lancer un ballon été considérée comme dominante. Les marqueurs y ont été attachés. Ensuite, le participant a revêtu les justaucorps dans une pièce séparée. Trois tailles ont été mises à la disposition selon sa morphologie : grand, moyen et petit. Après, les semelles de force et les corps rigides des marqueurs passifs ont été placés conformément à la procédure décrite dans l'ANNEXE III.

Étape 3 : Analyse de la marche

Dans le but de mesurer la cinématique, le participant a effectué 10 passages du parcours de marche dans l'espace d'acquisition du système d'analyse du mouvement (5 m) à vitesse naturelle (non contrôlée). Pour chaque passage, seulement les cycles centraux ont été retenus afin d'éliminer l'effet de l'accélération et de la décélération. La cadence moyenne a été calculée en vue d'identifier la cadence imposée lors des entraînements en mode passif. Les données de mouvement ont été enregistrées grâce au système optique. Simultanément, les forces de réaction au sol ont été acquises avec les semelles de force. Elles ont été subséquemment utilisées pour identifier les limites des cycles de marche.

Dans le but de prévenir la fatigue du participant, une pause de 15 min a été accordée avant de commencer les séries d'exercices. Ce temps de pause a permis également de préparer la première configuration.

Étape 4 : Première série d'exercices

La première série a consisté à faire 5 des 10 combinaisons possibles. Leur ordre est randomisé au préalable lors de la génération du plan d'expérience à l'aide du logiciel d'analyse statistique (Minitab). La configuration de l'appareil, selon la posture, a été décrite précédemment dans la section 4.2.4.1. En mode actif, le participant a été guidé afin d'atteindre la cadence moyenne de la MN, à l'aide d'un métronome (application mobile Soundbrenner). Dans le cas où le mode passif était utilisé (à l'exception du simulateur d'escalier), nous avons utilisé la cadence de l'appareil la plus proche de la cadence naturelle du participant. Ainsi, pour chacune des combinaisons, le temps nécessaire pour se familiariser avec l'appareil, l'orientation et le mode d'entraînement a été d'abord alloué au participant. Lorsque les conditions d'entraînement optimales (le positionnement adéquat du participant par rapport à l'appareil, l'atteinte de la cadence cible et la familiarisation du participant avec l'appareil) ont été atteintes l'enregistrement simultané des données cinématiques et des forces a pris lieu pour 2 min par combinaison. Il y avait un temps de pause de 2 min alloué entre chaque exercice. Ce temps de pause était utilisé pour changer la configuration en vue de la prochaine combinaison.

Dans le but de prévenir la fatigue du participant, les 10 combinaisons ont été divisées en deux séries séparées par 15 min de pause.

Étape 5 : Deuxième série d'exercices

Le participant a effectué les 5 dernières combinaisons restantes à la suite de la première série d'exercices conformément à l'ordre randomisé préétabli. Un récapitulatif du déroulement de la séance d'acquisition est présenté au Tableau 4.6.

Tableau 4.6 Récapitulatif des essais

No d'étape	Nom de l'étape	Durée (minutes)
1	Préparation	30
2	Le test de marche	20
Pause		15
3	Première série d'exercices	50
Pause		15
4	Deuxième série d'exercices	50
Total		180

4.3 Méthodologie de l'analyse statistique

Cette section présente les méthodes d'analyse post-acquisition et d'analyse statistique employées pour ce projet de recherche.

4.3.1 Visionnement des séances d'acquisition et filtrage des données brutes

Pour chacun des participants et pour chacune des 10 reprises de MN et les essais sur les appareils, les traitements post-acquisition suivante ont été appliqués :

- **Pour les données cinématiques**

À la suite de chaque acquisition, un nettoyage préliminaire des données brutes était réalisé à l'aide du logiciel Motive. Les tests ont été visionnés et les marqueurs qui n'étaient pas détectés automatiquement ont été identifiés ou reconstruits en cas de besoin, notamment pour le corps rigide lié au bassin dont la détection était souvent perturbée en posture couchée. Afin d'éliminer, les valeurs aberrantes, un filtrage, Butterworth passe-bas, 4^e degré à une fréquence de coupure de 6 Hz, ont été appliqués aux trajectoires cinématiques des marqueurs des corps rigides (Gourdou, 2010, p. 35). Ensuite, les données des corps rigides ont été résolues et auto-identifiées. Néanmoins, si un déplacement d'un corps rigide par rapport à sa position initiale

sur le corps du participant supérieur à 10 cm a été détecté, par défaut de fixation par exemple, le test est alors invalidé.

Particulièrement pour la posture couchée, une rotation de 90° autour de l'axe Z du repère global a été appliquée aux repères liés aux corps rigides. Cette transformation est retenue pour permettre ensuite de comparer les rotations absolues respectives du bassin et du pied en posture couchée à leurs rotations homologues dans la MN.

Les données cinématiques des corps rigides sont ainsi extraites en format .csv à une fréquence de 120 Hz. Les informations retrouvées dans les fichiers étaient : le temps absolu de début d'enregistrement, les déplacements (en cm), les rotations absolues (en degré) en séquence ZXY et l'erreur moyenne de chacun des cinq corps rigides : bassin, fémur, tibia et pied.

- **Pour les données de force de réaction**

En ce qui concerne les forces de réaction, les tests ont été visionnés et les données de force ont été extraites en un fichier .csv qui contient le temps de début d'enregistrement de chacune des acquisitions et les données de forces en pourcentage du poids du corps (BWP) collecté à une fréquence de 100Hz pour les deux pieds.

4.3.2 Analyse post-acquisition

Afin de les utiliser pour calculer les sorties envisagées, les données récupérées sont traitées et analysées à l'aide de scripts préparés à cet effet sur Matlab R2020b selon la procédure suivante :

- **Pour la MN**

Pour chacune des 10 répétitions, après avoir synchronisé les données cinématiques et les forces de réaction au sol, les cycles de marche ont été délimités en déterminant les instants du premier

contact du talon au sol (début de la phase d'appui). La méthode utilisée consiste à repérer les minima locaux inférieurs à un seuil de 1% de la force maximale et à sélectionner ceux dont la différence entre deux minima consécutifs est supérieure au temps de la phase d'appui (déduit de Tekscan). La Figure 4.12 illustre un exemple de délimitation des cycles de marche pour un essai de l'un des participants. Ensuite, le premier et le dernier cycle ont été éliminés afin de réduire l'impact des accélérations et décélérations. Cela étant, les cycles ont été moyennés et normalisés en 100 points.

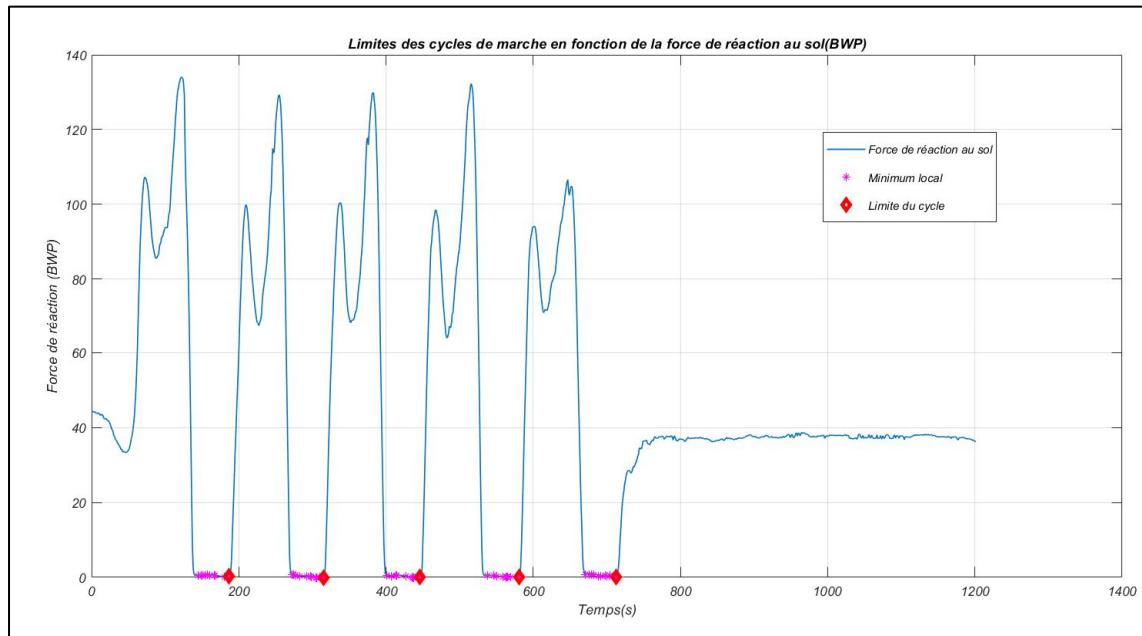


Figure 4.12 Détermination des limites des cycles de la marche

Les angles articulaires ont été calculés comme suit :

- Les rotations du bassin et du pied ont été conservées en les rapportant directement par rapport au repère global.
- Pour les rotations des articulations de la hanche, du genou et de la cheville, elles ont été calculées en mesurant les rotations du segment distal par rapport au segment proximal (voir les équations (4.1) et (4.2)). Autrement dit, le fémur par rapport au bassin pour les rotations de la hanche, le tibia par rapport au fémur pour les rotations du genou, et le pied par rapport au tibia pour les rotations de la cheville.

$$\begin{matrix} \text{Proximal} \\ \text{Distal} \end{matrix} [T] = \begin{matrix} \text{Global} \\ \text{Proximal} \end{matrix} [T]^{-1} \begin{matrix} \text{Global} \\ \text{Distal} \end{matrix} [T] \quad (4.1)$$

Où

$$\begin{matrix} \text{Proximal} \\ \text{Distal} \end{matrix} [T] = \begin{pmatrix} R & d \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

Avec :

R : la matrice de rotation de segment distal par rapport au segment proximal,
de : le vecteur déplacement de segment distal par rapport au segment proximal.

- Pour $0 \leq i \leq 2$ et $0 \leq j \leq 2$, la matrice de rotation $R = [r_{ij}] = R_y(\theta_y)R_x(\theta_x)R_z(\theta_z)$ est donné par :

$$\begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_y c_z + s_x s_y s_z & c_z s_x s_y - c_y s_z & c_x s_y \\ c_x s_z & c_x c_z & -s_x \\ -c_z s_y + c_y s_x s_z & c_y c_z s_x + s_y s_z & c_x c_y \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

- Finalement, les angles d'Euler sont extraites pour une séquence de rotation ZXY telle que décrit par Eberly (2020, p. 6) et donné par l'équation (4.4).

$$\theta_x = \text{asin}(-r_{12}), \quad \theta_y = \text{atan2}(r_{02}, r_{22}), \quad \theta_z = \text{atan2}(r_{10}, r_{11}) \quad (4.4)$$

Dans le but de calculer le score GDI, les données des dix répressions ont été moyennées et transformées en une seule matrice à un incrément de 2% (51 points). Les détails de calcul du score GDI sont donnés au ANNEXE IV.

- **Pour les exercices**

Pour chacun des 10 exercices, les données cinématiques et les forces de réaction au sol ont été synchronisées. Ensuite, dépendamment de la posture d'entraînement, le déplacement du corps rigide associé au pied a été utilisé en tant que norme de délimitation des cycles. Pour la posture d'entraînement debout, le début du cycle (homologue au premier contact du talon) correspond au maximum que le pied peut atteindre sur l'axe Y du repère global (Y maximum) en reposant sur la pédale de l'appareil (voir Figure 4.13). La fin du cycle consiste alors à revenir à cette même position pour le même pied (un cycle est limité par deux maximum consécutifs sur l'axe Y). Quant à la posture allongée, puisqu'il s'agit d'une rotation de -90° approximativement, c'est le déplacement selon l'axe X qui est utilisé et le début de cycle est alors la position minimale sur l'axe X du repère global. Le même calcul des angles articulaires pour la marche a été appliqué aux essais des exercices.

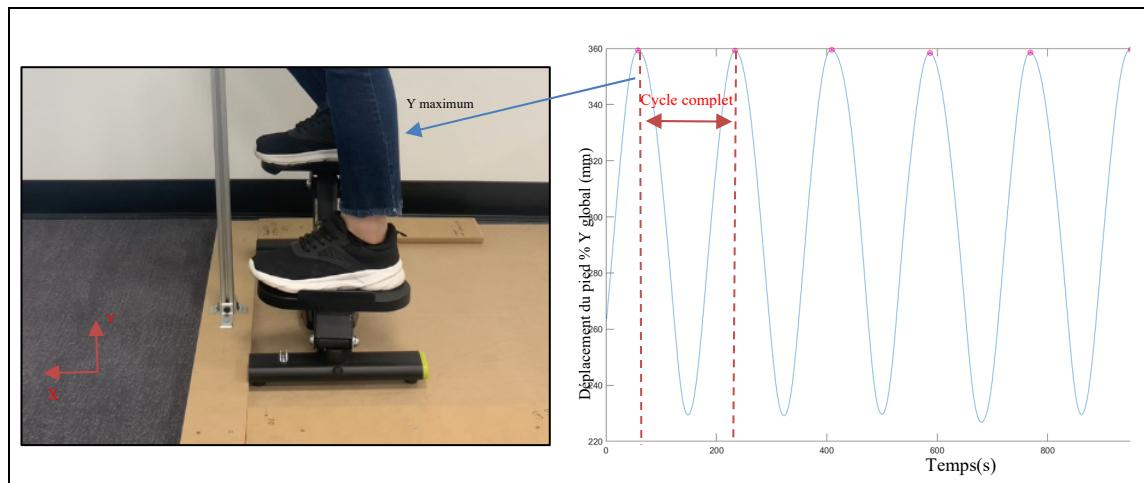


Figure 4.13 Détermination des limites des cycles pour les exercices en posture debout

4.3.3 Calcul des variables dépendantes

Les données cinématiques et cinétiques, normalisées par cycle et moyennes sur les participants, sont ensuite utilisées afin de calculer les variables dépendantes suivantes à l'aide des scripts préparés à cet effet sur Matlab R2020b :

- Les pourcentages moyens des mouvements des trois articulations dans le plan sagittal: hanche (Mvt% hanche), genou (Mvt% genou) et cheville (Mvt% cheville) générés lors de l'entraînement par rapport à la MN (voir équation (3.2))
- Le score GDI dont les détails de calcul sont donnés à l'ANNEXE IV
- Les pourcentages moyens de la force de réaction maximale (Fmax%, équation (4.5) et moyenne (Fmoy%, équation (4.6), générée lors de l'entraînement par rapport à la MN

$$Fmax \% = \frac{\text{Force de réaction maximale aux pédales(appareil)}}{\text{Force de réaction maximale au sol(marche)}} \times 100 \quad (4.5)$$

$$Fmoy \% = \frac{\text{Force de réaction moyenne aux pédales(appareil)}}{\text{Force de réaction moyenne au sol(marche)}} \times 100 \quad (4.6)$$

- Le coefficient de corrélation multiple (CMC) issu de la comparaison entre les courbes des forces de réaction aux pédales et au sol associés à chaque exercice dont les détails de calcul sont donnés à l'ANNEXE V.

4.3.4 Analyse statistique

L'analyse descriptive a été réalisée avec Excel. Les moyennes et les écarts-types ont été calculés pour les caractéristiques des participants (âge, masse, taille, longueur de jambe) et les caractéristiques de la MN (cadence moyenne et durée de la phase d'appui).

Au total, 14 participants ont été inclus dans l'analyse. Ainsi, en prenant en considération de la taille réduite de l'échantillon (14 participants) et des essais éliminés en raison de la visibilité des marqueurs (modèle déséquilibré), l'étude statistique a été divisée en deux parties afin de répondre à l'objectif OS2 de ce projet de recherche :

- Une première étude a été réalisée afin d'examiner les effets du type de mouvement et de la posture lors de l'entraînement sur les variables dépendantes en considérant seulement les essais en **mode actif**.

- Une seconde étude a été réalisée afin d'examiner les effets de type de mouvement et de mode de l'entraînement sur les variables dépendantes en considérant seulement les essais en **posture couchée d'entraînement**.

L'analyse statistique a été réalisée avec SPSS Statistics V29 (IBM, É-U). Pour chacune des deux études, pour chacune des variables dépendantes et pour chaque combinaison des niveaux des facteurs, les valeurs aberrantes ont été évaluées par l'inspection des diagrammes en boîte. Ainsi, les valeurs dépassant trois écarts types ($\pm 3\sigma$) par rapport à la moyenne ont été considérées comme aberrantes et éliminées. L'hypothèse de la normalité a été inspectée à l'aide du test de normalité de Shapiro-Wilke et l'homogénéité de la variance a été inspectée à l'aide du test de Levene. Les résultats des tests ont été exploités afin de sélectionner le modèle statistique approprié. Les détails des tests sont rapportés dans l'ANNEXE VI.

Comme indiqué au Tableau 4.7, l'hypothèse de la normalité est souvent respectée, mais l'hypothèse d'homogénéité de la variance est très rarement respectée. En prenant en considération que les plans sont déséquilibrés, les modèles linéaires mixtes généralisés (GLMM) ont été choisis afin d'effectuer les deux études. Les modèles mixtes linéaires généralisés sont des méthodes statistiques qui tolèrent la non-homogénéité de la variance et les plans déséquilibrés (contrairement aux méthodes de régression linéaire standard ou d'ANOVA) et sont également robustes contre les légères violations de l'hypothèse de la normalité des données (IBM, 2021).

La robustesse des modèles est évaluée en rapportant le pseudo- R^2 . Pour tous les tests statistiques, la valeur de signification a été fixée à $p < 0.05$. Des comparaisons multiples par paires ont ensuite été effectuées afin d'identifier le mouvement qui reproduit au mieux la MN et la posture qui favorise la similarité ainsi que la variation de la similarité des différents mouvements avec la MN en fonction de la posture et du mode d'entraînement.

Tableau 4.7 Résultats des tests de la normalité et de l'homogénéité de la variance

Variables dépendantes	Étude 1		Étude 2	
	Normalité	Homogénéité de la variance	Normalité	Homogénéité de la variance
Mvt% hanche	Non respectée	Non respectée	Non respectée	Non respectée
Mvt% genou	Non respectée	Non respectée	Non respectée	Non respectée
Mvt% cheville	Respectée	Non respectée	Respectée	Non respectée
GDI	Respectée	Respectée	Respectée	Respectée
Fmax%	Respectée	Non respectée	Respectée	Respectée
Fmoy%	Respectée	Non respectée	Respectée	Non respectée
CMC	Respectée	Non respectée	Respectée	Non respectée

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

Ce chapitre rapporte d'abord un résumé des caractéristiques des participants. Il présente ensuite une analyse descriptive des données cinématiques et cinétiques qui ont été collectées lors des sessions d'acquisition. Après, les résultats des deux études biomécaniques de similarité avec la MN sont dévoilés : 1. l'influence du type de mouvement et de la posture lors de l'entraînement sur les paramètres dépendants en considérant seulement les essais en mode actif, 2. l'influence du type de mouvement et du mode d'entraînement sur les paramètres dépendants en considérant seulement les essais en posture couchée d'entraînement. Enfin, ces résultats permettent d'identifier le mouvement qui reproduit le mieux la MN.

5.1 Résumé des caractéristiques des participants

Au total, 17 participants ont pris part à cette étude : 9 hommes et 8 femmes âgés respectivement de 26 ± 2 et 28 ± 4 ans. Le Tableau 5.1 présente en détail leurs caractéristiques générales et morphologiques. Sur le plan morphologique, les masses corporelles étaient de 47,2 kg à 85,9 kg et significativement différents entre les femmes et les hommes ($p=0,016$). Quant à la taille, elle varie entre $1,65\pm0,03$ m pour les femmes et $1,75\pm0,05$ m pour les hommes avec une différence significative entre les deux groupes ($p=0,000$). Concernant la MN, la cadence moyenne des participants était lente, avec des valeurs comprises entre 96 ± 10 pas/min et 96 ± 11 pas/min pour les hommes et les femmes respectivement. La valeur moyenne pour la durée de la phase d'appui était de 76 ± 8 ms pour les hommes et de 76 ± 9 ms pour les femmes. Aucune différence significative n'est constatée entre les deux groupes en termes de cadence ou de durée de la phase d'appui. Un seul participant masculin (masse= 85,9 kg) a été exclu à cause de la difficulté à effectuer l'exercice elliptique en mode passif debout. De plus, pour éviter de cumuler les erreurs d'approximation des angles de rotation, deux participants masculins ayant la jambe gauche dominante ont été exclus de l'analyse. Ainsi, les données de 14 participants ont été traitées dans ce projet.

Tableau 5.1 Données générales et morphologiques des participants

Variable	Sexe	Total	Moyenne	Écart type	Minimum	Maximum	Valeur p
Âge (ans)	Homme	9	26	2	22	29	0,324
	Femme	8	28	4	22	37	
Masse (kg) *	Homme	9	70,6	8,2	60,2	85,9	0,016
	Femme	8	60,1	7,4	47,2	68,2	
Taille (m) *	Homme	9	1,75	0,05	1,67	1,85	0,000
	Femme	8	1,65	0,03	1,60	1,69	
Longueur de la jambe (cm)	Homme	9	93	2	88	96	0,345
	Femme	8	91	5	82	95	
Cadence moyenne (pas/min)	Homme	9	96	10	79	109	0,924
	Femme	8	96	11	86	120	
Durée de la phase d'appui (ms)	Homme	9	76	9	66	91	0,882
	Femme	8	76	8	60	84	

* différence significative entre les hommes et les femmes

5.2 Analyse descriptive

Dans cette section, les données cinématiques (les amplitudes de mouvements des trois articulations dans le plan sagittal) et cinétiques (les forces de réaction moyennes et maximales) qui ont été collectées lors des séances d'acquisition sont présentées. C'est à partir de ces données que les paramètres dépendants sont calculés afin d'établir la comparaison entre la MN et les exerciseurs.

5.2.1 Analyse descriptive des données cinématiques

En termes d'amplitude de mouvement, la hanche se déplace d'environ $25\pm8^\circ$ dans la MN (Tableau 5.2). Le mouvement cyclique circulaire couché actif et passif debout produisent l'amplitude la plus proche de la MN, avec une amplitude de $25\pm10^\circ$ et aucune différence significative. Le mouvement linéaire est également proche avec $24\pm12^\circ$ et $23\pm10^\circ$ dans les postures couchées ($p = 0,676$) et debout ($p = 0,500$) respectivement (note : le mode est uniquement actif pour le mouvement linéaire). Cependant, le mouvement elliptique enregistre une amplitude de mouvement de la hanche plus faible que la MN ($p < 0,05$ pour toutes les configurations), en particulier en mode passif (moyenne de 8° en mode passif). Indépendamment de la posture et du mode d'entraînement, les trois mouvements ont enregistré une plus grande flexion de la hanche que le MN.

Tableau 5.2 Cinématique de la hanche dans le plan sagittal pour les différents exercices

Exercice	Amplitude de mouvement* (°)	Valeur - p**	Valeur maximale* (°)	
MN	25±8 (11- 37)	–	Extension	-6±6 (-17 - 4)
			Flexion	19±11 (3 - 38)
ECA†	16±8 (-3- 30)	0,006	Extension	44 ±16 (58- 66)
			Flexion	62±14 (35 - 83)
ECP†	8±9 (-3- 33)	0,000	Extension	54±21 (13 - 81)
			Flexion	63±19 (25 - 86)
EDA†	18±5 (12 - 25)	0,015	Extension	28±15 (4 - 53)
			Flexion	46±12 (26 - 67)
EDP†	8±3 (4- 14)	0,000	Extension	24±17 (-11- 43)
			Flexion	32±18 (-6 – 51)
SCA	24±12 (-3 - 44)	0,676	Extension	29±10 (14 - 49)
			Flexion	55±15 (34 - 81)
SDA	23±10 (-3 - 32)	0,500	Extension	23±13 (1 - 42)
			Flexion	48±14 (24 - 70)
VCA	25±10 (-3- 37)	0,902	Extension	42±10 (17 - 55)
			Flexion	70±8 (55- 82)
VCP	26±9 (-3- 35)	0,993	Extension	46±16 (22- 76)
			Flexion	74±16 (57 - 103)
VDA	23±9 (-3 - 32)	0,412	Extension	33±9 (14- 42)
			Flexion	59±9 (38 - 70)
VDP	25±10 (-3 - 43)	0,868	Extension	32±15 (6 - 66)
			Flexion	60±14 (40 - 88)

*moyen ±écart type (min-max)

** Test t de Student entre l'exercice et la marche naturelle en amplitude de mouvement

† Différence significative entre l'exercice et la marche naturelle en amplitude de mouvement

La Figure 5.1 présente une deuxième perspective de comparaison en contrastant non seulement les amplitudes, mais aussi les intervalles de variation de l'angle de mouvement de la hanche durant la MN avec les exercices selon différentes configurations. En guise d'explication, lorsqu'on examine la posture couchée en mode actif, le mouvement linéaire démontre une meilleure capacité à couvrir l'intervalle du mouvement de la hanche pendant la MN que le mouvement cyclique circulaire, bien que ce dernier soit le plus proche de la MN en termes d'amplitude. Il en va de même pour la posture debout, où les mouvements linéaire et elliptique se rapprochent visiblement mieux de l'intervalle de mouvement de la hanche pendant la MN que le mouvement cyclique circulaire. La significativité des différences observées sont examinées dans la section 5.3 en étudiant les facteurs d'influence sur le pourcentage de Mvt% hanche.

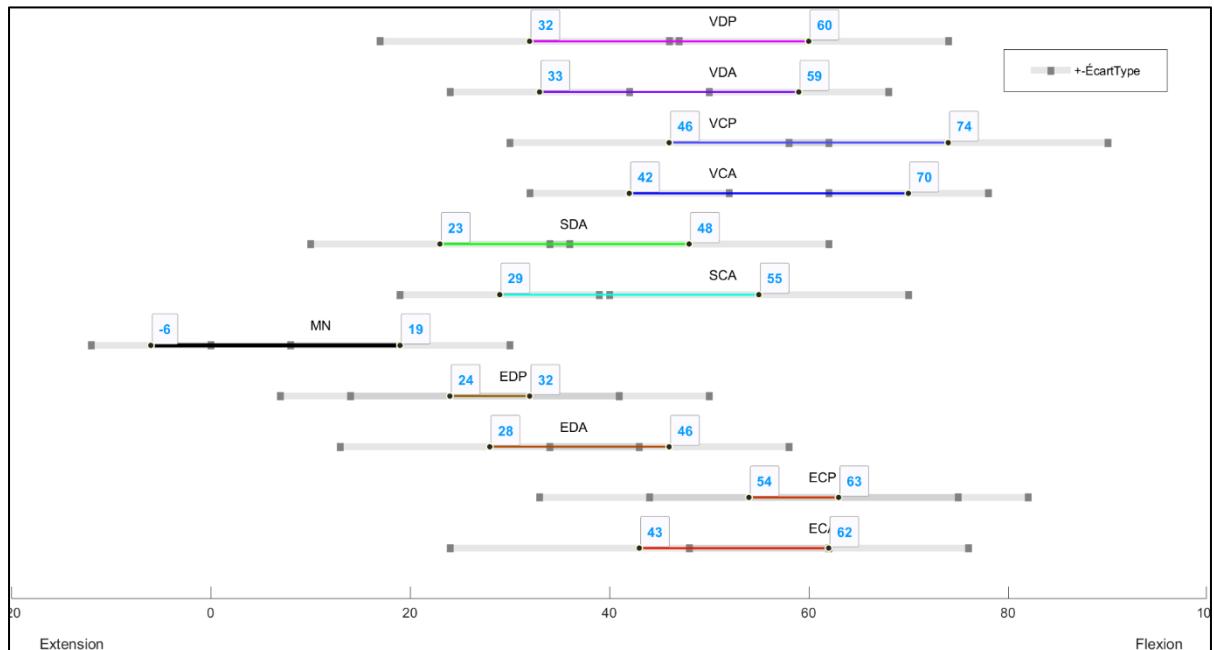


Figure 5.1 Intervalles de mouvement de la hanche dans le plan sagittal lors des différents exercices, moyennés pour les 14 participants

En termes d'amplitude lors de la MN (voir Tableau 5.3), le mouvement du genou atteint une moyenne de $41 \pm 11^\circ$ pour les 14 participants. L'amplitude de mouvement cyclique circulaire n'est pas significativement différente de la MN aussi bien en posture debout qu'en posture

couchée ($p > 0,05$ pour toutes les configurations du mouvement cyclique circulaire). L'amplitude du mouvement linéaire n'est pas non plus significativement différente de la MN ($p > 0,05$ pour les deux postures). L'amplitude de mouvement du genou en mode elliptique actif est en moyenne de 3 à 6° plus faible que lors de la MN ($p > 0,05$), mais une différence significative a été observée en mode passif ($p < 0,05$ pour le mode passif dans les deux postures).

Tableau 5.3 Cinématique du genou dans le plan sagittal pour les différents exercices

Exercice	Amplitude de mouvement* (°)	Valeur - p**	Valeur maximale* (°)	
MN	41±11 (18-59)		Extension	3±3 (-4-7)
			Flexion	44±12 (18-65)
ECA	38±8 (26-51)	0,482	Extension	32±21 (4-63)
			Flexion	70±15 (49-93)
ECP†	24±5 (17-34)	0,000	Extension	46±17 (19-79)
			Flexion	69±11 (53-89)
EDA	35±7 (26-49)	0,216	Extension	16±15 (-2-52)
			Flexion	51±13 (34-77)
EDP†	26±6 (10-35)	0,001	Extension	21±14 (-6-47)
			Flexion	47±17 (4-71)
SCA	51±16 (21-69)	0,060	Extension	18±19 (-4-67)
			Flexion	69±13 (50-88)
SDA	48±10 (26-60)	0,104	Extension	16±6 (10-31)
			Flexion	65±12 (53-90)
VCA	42±10 (26-61)	0,817	Extension	47±12 (28-68)
			Flexion	90±7 (81-99)
VCP	43±8 (26-54)	0,580	Extension	47±11 (29-67)
			Flexion	90±7 (81-102)
VDA	40±8 (26-55)	0,932	Extension	49±12 (30-65)
			Flexion	90±8 (77-104)
VDP	42±9 (26-58)	0,801	Extension	47±14 (25-66)
			Flexion	89±9 (79-108)

*moyen ±écart type (min-max)

** Test t-Student entre l'exercice et la marche naturelle en amplitude de mouvement

†Différence significative entre l'exercice et la marche naturelle en amplitude de mouvement

On remarque que le mouvement cyclique circulaire est caractérisé par une flexion du genou beaucoup plus importante que la MN. De même, mais dans une moindre mesure, les deux autres mouvements enregistrent une flexion du genou importante comparativement à la MN.

En se référant à la Figure 5.2, pour les deux postures, il est visiblement remarquable que le mouvement linéaire soit meilleur que le cyclique circulaire à couvrir l'intervalle de mouvement du genou dans la MN. Dans une moindre mesure que le mouvement linéaire, le mouvement elliptique en mode actif montre également une meilleure aptitude à couvrir le mouvement du genou que le mouvement cyclique circulaire. Toutes les différences observées en termes d'intervalle de mouvement sont évaluées en étudiant le pourcentage Mvt% genou à la section 5.3..

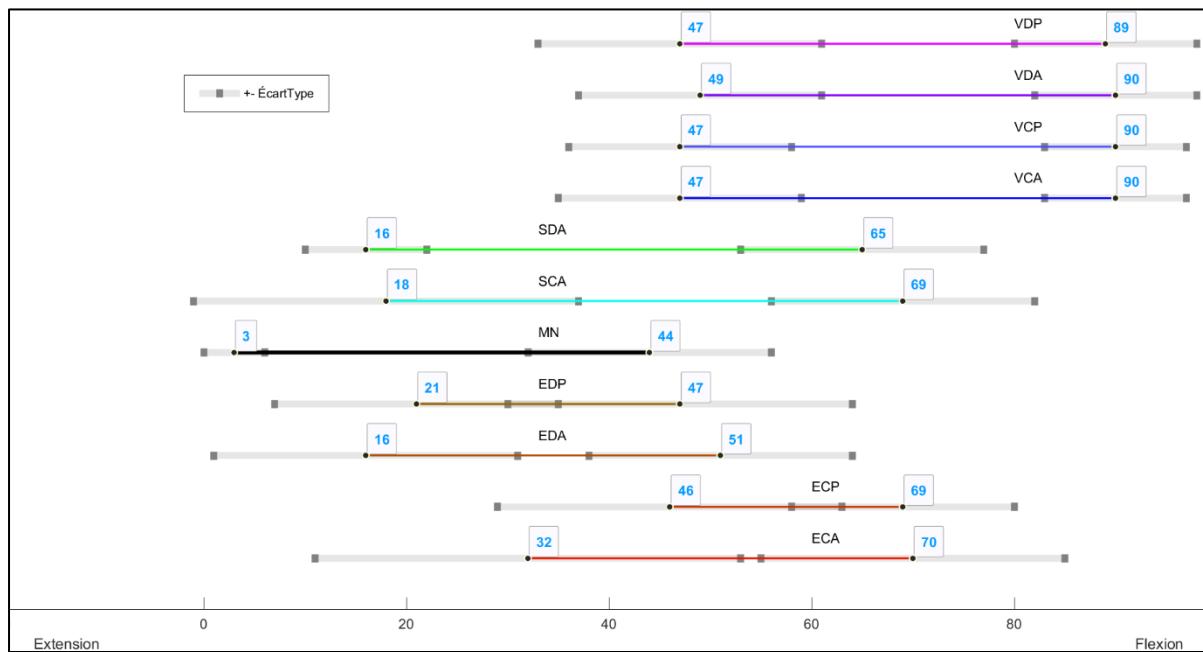


Figure 5.2 Intervalles de mouvement du genou dans le plan sagittal lors des différents exercices, moyennés pour les 14 participants

En termes d'amplitude, le mouvement de la cheville dans le plan sagittal est en moyenne de $18 \pm 8^\circ$ pour les 14 participants pendant la MN. Des trois mouvements, le mouvement linéaire est qui ne présente aucune différence significative avec la MN (couché : $22 \pm 9^\circ$, debout : $22 \pm 7^\circ$,

$p > 0,05$ pour les deux postures). Cependant, le mouvement elliptique produit une amplitude de mouvement bien supérieure à celle enregistrée lors de la MN, soit 31 à 45° en moyenne selon la posture et le mode d'entraînement ($p < 0,05$ pour toutes les configurations). Au contraire, le mouvement cyclique circulaire ne produit que moins de la moitié de l'amplitude de mouvement de la MN ($p < 0,05$ pour toutes les configurations) (voir Tableau 5.4).

Tableau 5.4 Cinématique de la cheville dans le plan sagittal pour les différents exercices

Exercice	Amplitude de mouvement* (°)	Valeur - p**	Valeur maximale* (°)	
MN	18 ±8 (9-34)		Flexion plantaire	-3 ±5 (-13-5)
			Dorsiflexion	15 ±6 (4-24)
ECA†	31 ±14 (6-51)	0,004	Flexion plantaire	-29 ±15 (-52-2)
			Dorsiflexion	5 ±15 (-29-28)
ECP†	36 ±13 (6-56)	0,001	Flexion plantaire	-20 ±19 (-51-5)
			Dorsiflexion	17 ±19 (-30-36)
EDA†	45 ±6 (38-54)	0,000	Flexion plantaire	-30 ±14 (-49--1)
			Dorsiflexion	15 ±10 (5-40)
EDP†	44 ±4 (38-53)	0,000	Flexion plantaire	-24 ±9 (-37--6)
			Dorsiflexion	20 ±9 (5-35)
SCA	22 ±9 (5-33)	0,248	Flexion plantaire	4 ±12 (-17-23)
			Dorsiflexion	27 ±11 (7-44)
SDA	22 ±7 (6-29)	0,185	Flexion plantaire	4 ±15 (-35-22)
			Dorsiflexion	29 ±12 (1-45)
VCA†	5 ±4 (2-13)	0,000	Flexion plantaire	-24 ±14 (-46--2)
			Dorsiflexion	-19 ±14 (-41-1)
VCP†	9 ±7 (3-30)	0,003	Flexion plantaire	-18 ±13 (-41-1)
			Dorsiflexion	-9 ±11 (-31-10)
VDA†	9 ±4 (3-15)	0,001	Flexion plantaire	-15 ±12 (-31-6)
			Dorsiflexion	-6 ±12 (-23-14)
VDP†	8 ±5 (1-16)	0,001	Flexion plantaire	-13 ±12 (-31-16)
			Dorsiflexion	-5 ±13 (-26-24)

*moyen ±écart type (min-max)

** Test t-Student entre l'exercice et la marche naturelle en amplitude de mouvement

† Différence significative entre l'exercice et la marche naturelle en amplitude de mouvement

Il est à noter que chacun des mouvements cycliques circulaire et elliptique a enregistré une importante flexion plantaire de la cheville par rapport à la MN, alors que le mouvement linéaire a enregistré une dorsiflexion plus importante que celle-ci.

En se concentrant sur la posture couchée en mode actif, le contraste entre les intervalles de mouvement dans le plan sagittal pour les différents exercices propose que le mouvement linéaire soit le meilleur pour reproduire le mouvement de la cheville lors de la MN, suivi du mouvement elliptique. Cependant, il n'y a pas de correspondance visible entre les intervalles de mouvement de la cheville dans la MN et l'entraînement cyclique circulaire actif en posture couchée (voir Figure 5.3). Quant à la posture debout, les correspondances observées ne suggèrent pas une prépondérance d'un mouvement sur l'autre. Les différences significatives sont examinées en étudiant l'influence des facteurs sur le pourcentage Mvt% cheville dans la section 5.3.

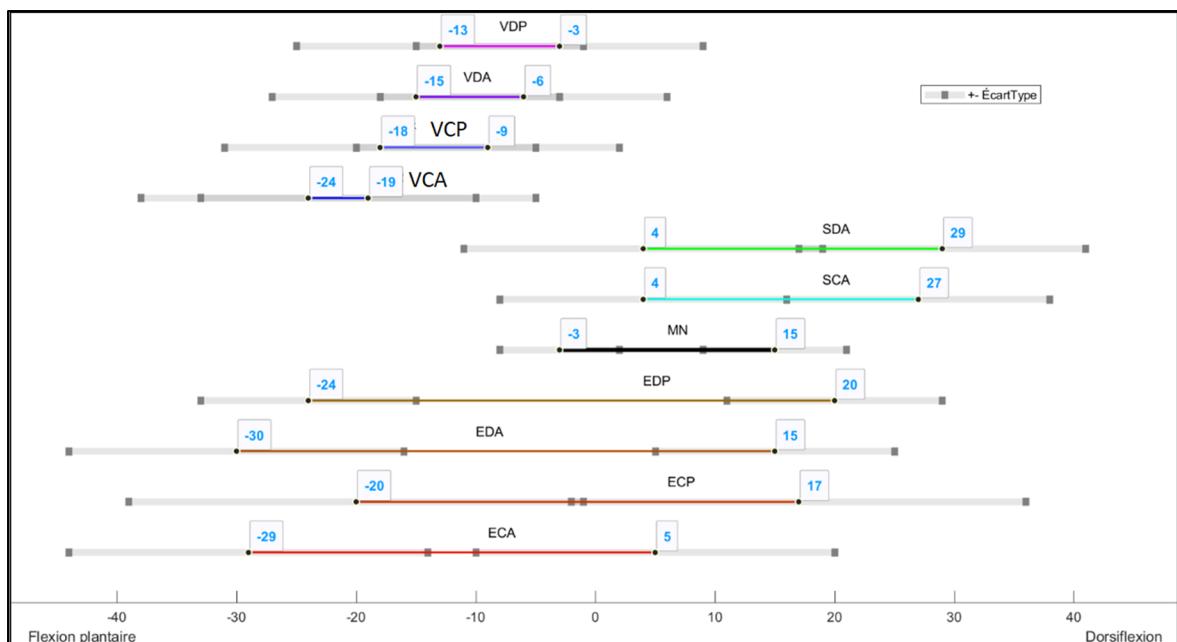


Figure 5.3 Intervalles de mouvement de la cheville dans le plan sagittal lors des différents exercices, moyennés pour les 14 participants

En résumant l'analyse descriptive des données cinématiques, il en ressort qu'il n'y a pas de différence significative entre le mouvement linéaire et la MN en termes d'amplitude de mouvement. Le mouvement cyclique ne présente pas non plus de différence significative en termes d'amplitude, sauf pour la cheville. À l'exception de l'amplitude du mouvement du genou en mode actif, l'entraînement au mouvement elliptique a enregistré des amplitudes significativement plus faibles que leurs homologues en MN.

En outre, le mouvement linéaire a entraîné une plus grande flexion du genou et une plus grande dorsiflexion de la cheville que la MN. Chacun des deux autres mouvements a généré une plus grande flexion de la hanche et du genou par rapport à cette dernière. Néanmoins, le mouvement elliptique se distinguait par une importante flexion plantaire de la cheville par rapport à la MN.

5.2.2 Analyse descriptive des données cinétiques

Telle qu'illustré à la Figure 5.4, la force de réaction maximale au sol est de 123 ± 17 BWP lors de la MN pour les 14 participants. En posture debout, la force de réaction maximale aux pédales pendant l'entraînement actif est significativement différente de la MN pour tous les mouvements. Toutefois, le mouvement linéaire semble donner la force de réaction la plus proche de cette valeur, soit 91 ± 21 BWP ($p = 0,001$) du mouvement elliptique (72 ± 9 BWP, $p = 0,000$), et bien moins important, l'entraînement en cyclique circulaire (13 ± 4 BWP, $p = 0,000$). Lors du passage à la posture couchée, la force de réaction s'éloigne davantage de la MN pour tous les mouvements, mais le mouvement linéaire reste en tête de classement (32 ± 11 BWP) devant l'elliptique (20 ± 5 BWP) et le cyclique circulaire (8 ± 5 BWP).

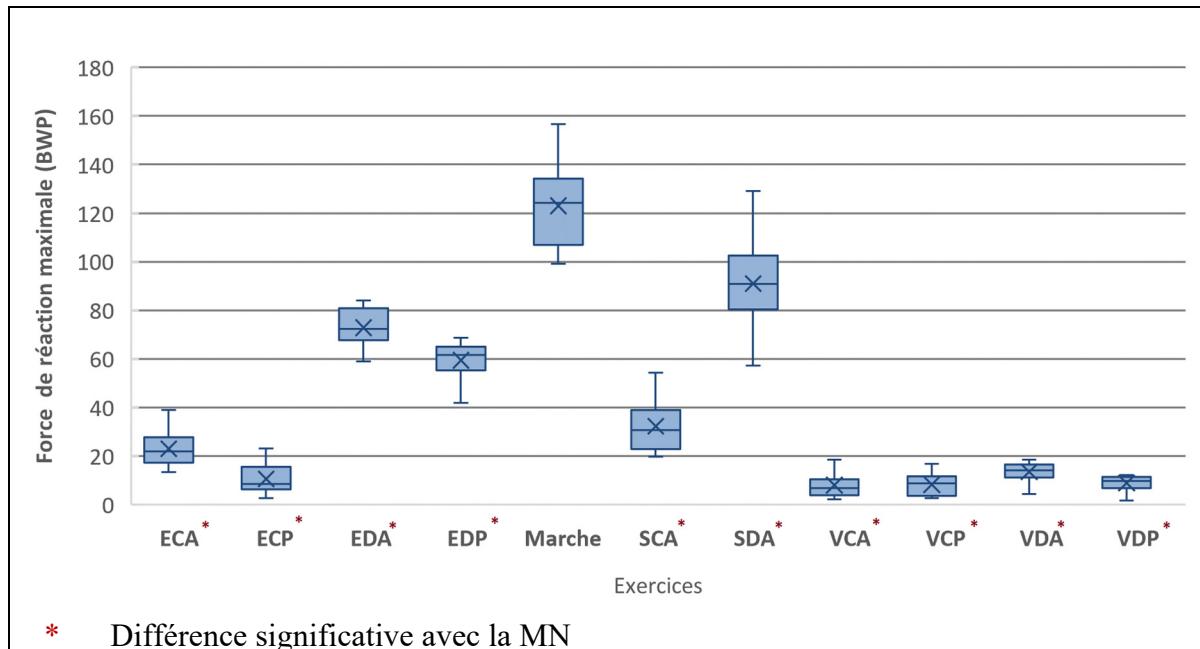


Figure 5.4 Diagrammes en boîte de la force de réaction maximale durant la MN et les différents entraînements moyens pour les 14 participants

La force de réaction au sol moyenne lors de la MN est de 50 ± 4 BWP (Figure 5.5). Le mouvement linéaire génère une force moyenne de réaction aux pédales qui ne présente pas de différence significative avec la MN lors de l'entraînement actif debout (49 ± 7 BWP, $p > 0,05$). Pour les mêmes conditions, le mouvement elliptique engendre une force moyenne de réaction aux pédales (46 ± 5 BWP) significativement différente de la MN ($p = 0,05$), tout comme le mouvement cyclique circulaire qui produit une valeur beaucoup plus faible (10 ± 3 BWP et $p = 0,000$). Toujours en mode actif, le passage à la posture couchée réduit considérablement la force moyenne de réaction pour tous les mouvements, mais ne modifie pas leur classement (mouvement linéaire : 15 ± 8 BWP, elliptique : 9 ± 2 BWP et cyclique circulaire 5 ± 3 BWP; $p = 0,000$ pour les trois mouvements).

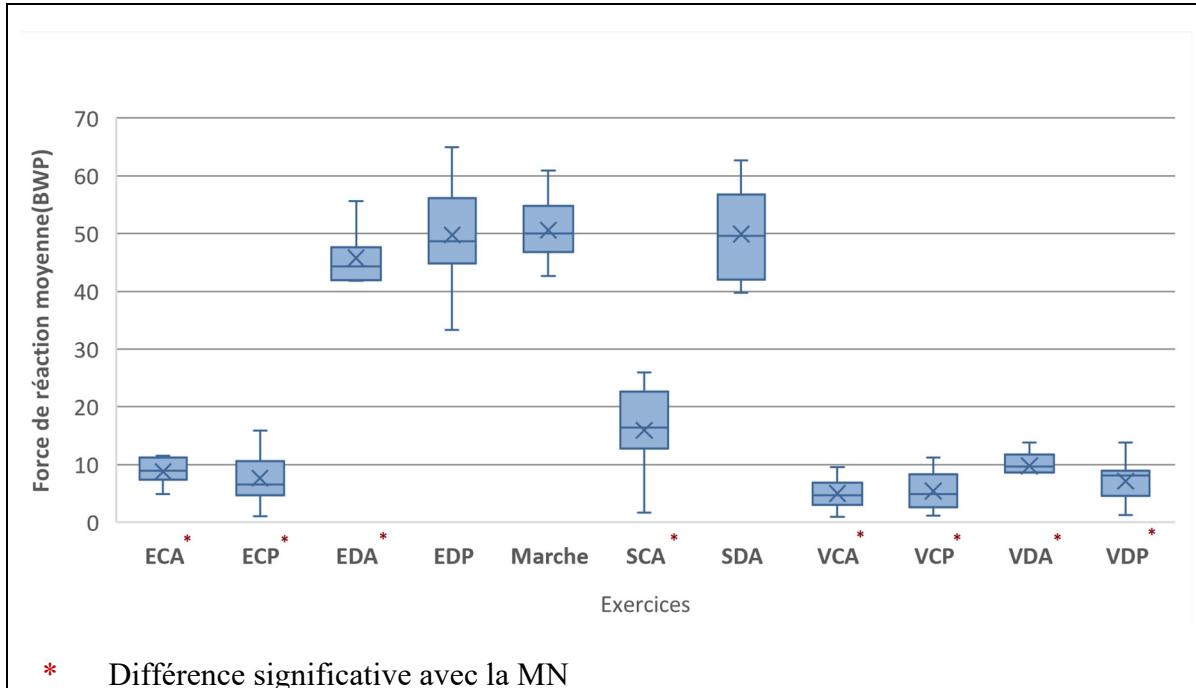


Figure 5.5 Diagrammes en boite de la force de réaction moyenne durant la MN et les différents entraînements, moyenne pour les 14 participants

5.3 Évaluation de l'influence du type de mouvement et de la posture d'entraînement sur la similarité avec la MN

Dans cette section, les résultats des modèles GLMM des paramètres dépendants en fonction du type de mouvement et de la posture sont présentés. Si les facteurs s'avèrent significatifs, des comparaisons multiples par paires des niveaux sont évaluées, soit:

- entre les deux postures, pour chacun des mouvements
- entre les trois mouvements en posture debout
- entre les trois mouvements en posture couchée.

Il est important de mentionner que les modèles GLMM estiment les moyennes et les intervalles de confiance (IC) à 95% pour chaque paramètre dépendant. Lorsque le paramètre dépendant est un pourcentage dont la valeur est proche de zéro, il arrive que l'estimation du bord inférieur

soit négative. Dans ce cas, l'estimation négative est remplacée par zéro dans les deux sous-études.

5.3.1 Influence sur les pourcentages de reproduction des intervalles de mouvement des trois articulations

Hanche

L'étude de l'influence du type de mouvement, de la posture d'entraînement et de leur interaction sur le pourcentage de l'intervalle de mouvement de la hanche que l'appareil peut couvrir par rapport à la marche ($Mvt\%_{hanche}$) démontre que les deux facteurs sont significatifs (mouvement $p = 0,038$ et posture $p = 0,023$) quoique leur interaction ne le soit pas ($p=0,273$).

La Figure 5.6 récapitule les résultats des comparaisons multiples du pourcentage de $Mvt\%_{hanche}$ par paires des deux facteurs significatifs. Notamment, le changement de la posture n'a pas influencé les pourcentages correspondants aux mouvements cycliques circulaire et elliptique ($p = 1,000$ et $p = 0,097$ respectivement), mais il a diminué significativement celui du mouvement linéaire en passant de la posture debout à la posture couchée ($p = 0,021$), concernant la posture couchée, la comparaison par paires ne montre qu'aucun des $Mvt\%_{hanche}$ des trois mouvements n'est significativement différent de l'autre. En revanche, en posture debout, le mouvement linéaire est significativement meilleur que le mouvement cyclique circulaire en son aptitude à couvrir le mouvement de la hanche en MN ($p = 0,004$). En fait, le pourcentage moyen associé au mouvement linéaire est estimé à 15, IC 95% de 8 à 22 contre un estimé faible, proche de zéro, associé au mouvement cyclique circulaire.

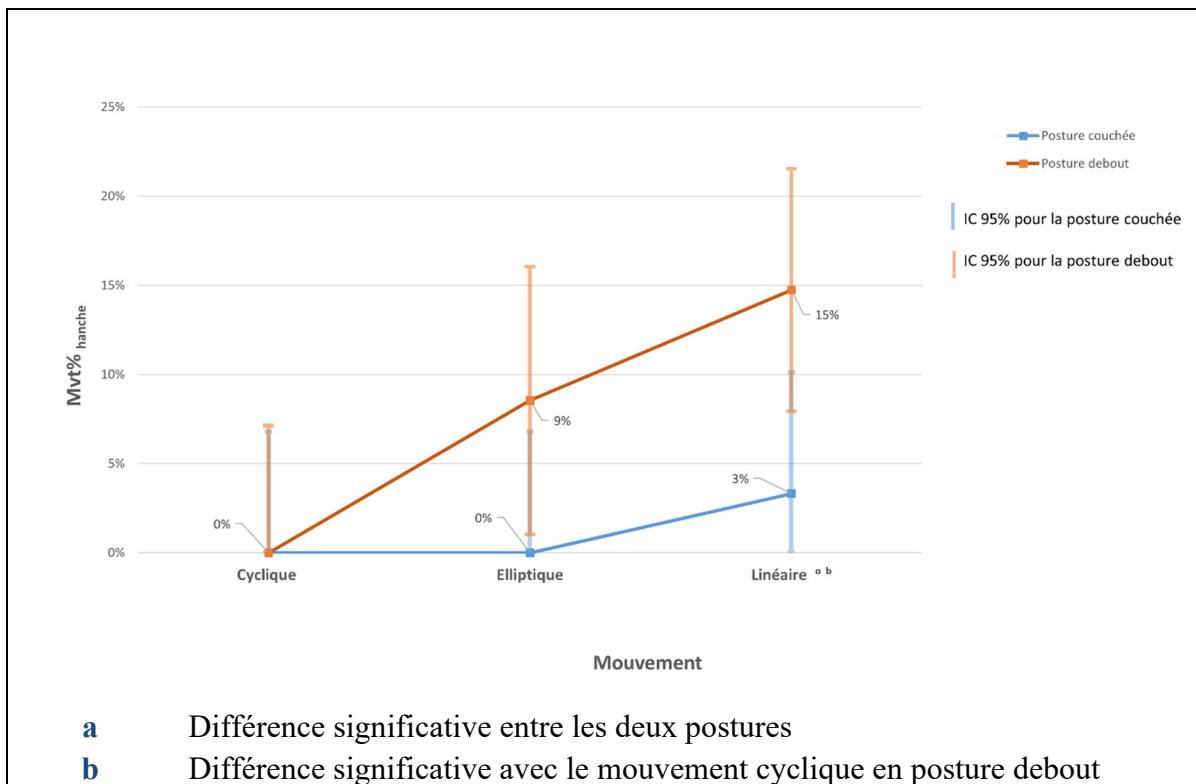


Figure 5.6 Estimation du pourcentage du mouvement de la hanche en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement

Genou

Selon un modèle de robustesse modérée (pseudo- $R^2 = 0,578$), seul le type de mouvement a un effet significatif sur le pourcentage du mouvement du genou couvert par l'entraînement par rapport à la MN ($p < 0,001$). Les comparaisons entre les niveaux de ce facteur révèlent que le mouvement linéaire est significativement meilleur (moyenne = 72% IC 95% de 58 à 87), en posture couchée, que le mouvement elliptique (moyenne = 39% IC 95% de 26 à 52 $p = 0,001$) et le mouvement cyclique circulaire (moyenne = 10 %, $p < 0,05$) pour reproduire le mouvement du genou en MN (voir Figure 5.7). Pour la même posture, le Mvt% genou du mouvement elliptique est significativement supérieur au Mvt% genou du mouvement cyclique circulaire ($p = 0,003$). En outre, la capacité du mouvement elliptique à reproduire la

cinématique du genou lors de la MN est significativement meilleure en posture debout qu'en posture couchée ($p= 0,019$).

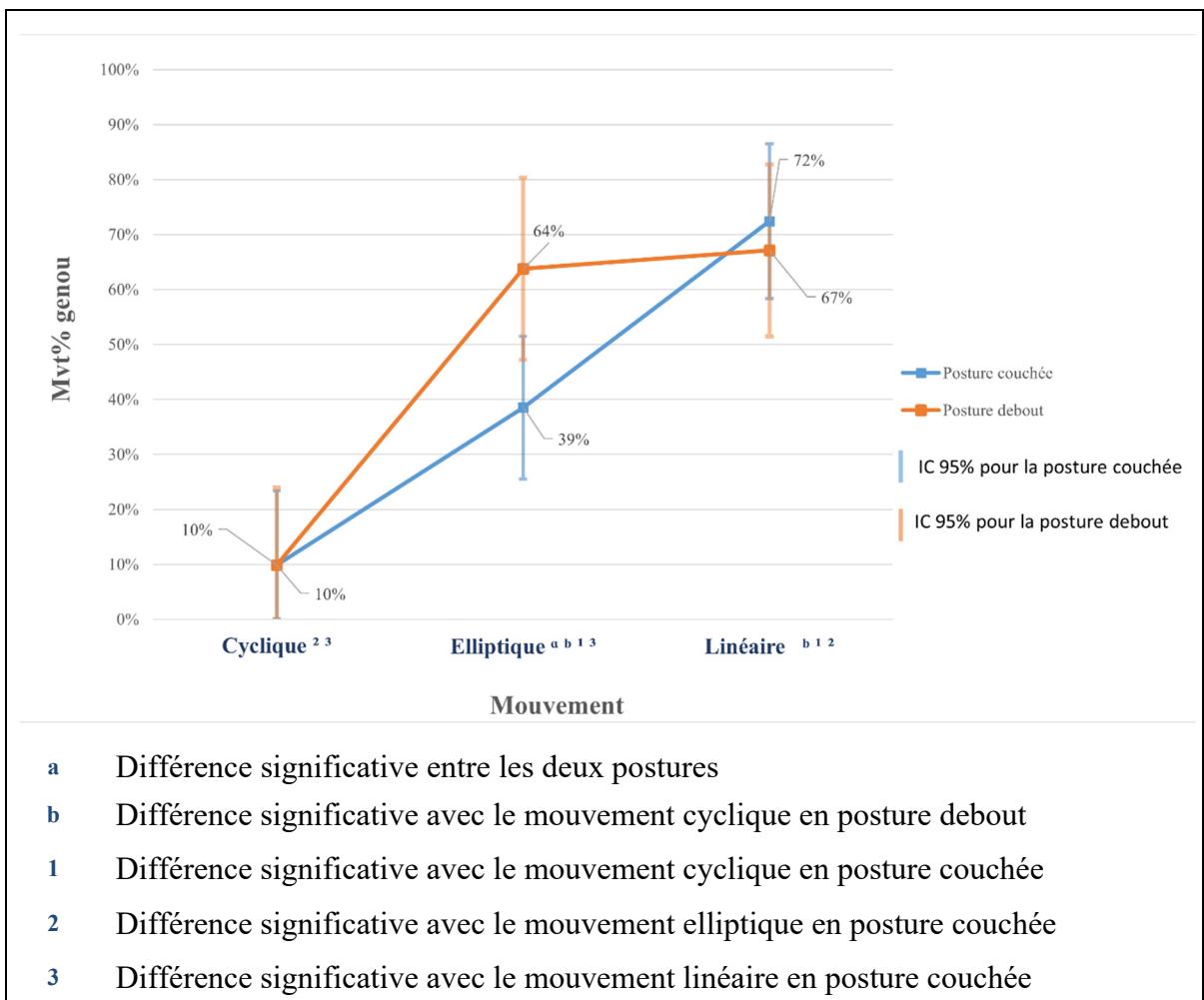


Figure 5.7 Estimation du pourcentage du mouvement du genou en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement

Cheville

En ce qui concerne le mouvement de la cheville, il est constatable que le seul facteur significativement influant le pourcentage couvert par l'entraînement par rapport à la MN ($Mvt\%_{cheville}$) est celui du type de mouvement ($p <0,001$, $pseudo-R^2= 0,44$). Selon les comparaisons multiples par paires rapportées dans la Figure 5.8, il est également important de

constater qu'en posture couchée, les mouvements elliptique (Mvt% cheville = 55% IC 95% de 38% à 71%) et linéaire (Mvt% cheville = 50% IC 95% de 35% à 66%) sont significativement meilleurs que le mouvement cyclique circulaire à reproduire le mouvement de la cheville en MN (pour les deux comparaisons $p < 0,05$),

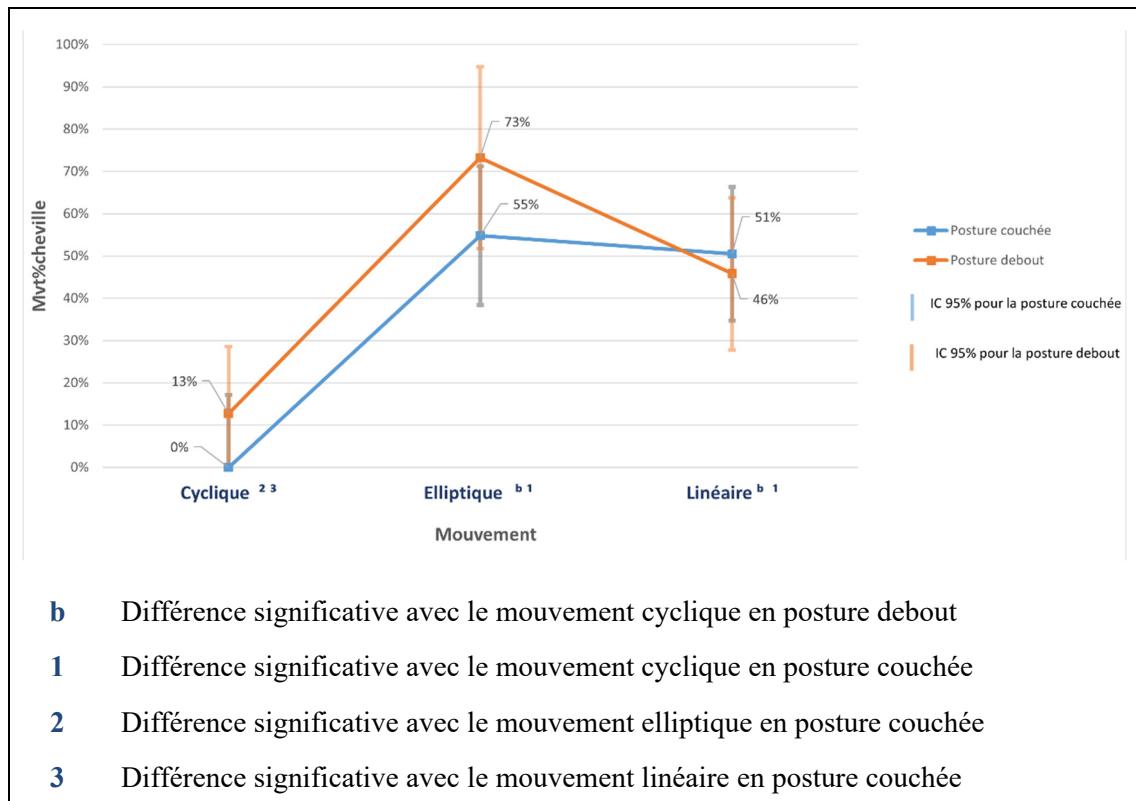


Figure 5.8 Estimation du pourcentage du mouvement de la cheville en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement

5.3.2 Influence sur le score GDI

La modélisation de la variation du score GDI de déviation de la MN en fonction du mouvement et de la posture d'entraînement et leur interaction démontre qu'aucun facteur n'est significatif : mouvement ($p = 0,207$), posture d'entraînement ($p = 0,377$) et interaction ($p = 0,594$) avec un modèle faiblement prédictible (Pseudo $R^2 = 0,073$). De manière plus détaillée, en posture couchée, les trois mouvements ont enregistré des scores GDI proches : mouvement circulaire : 20, mouvement elliptique : 25 et mouvement linéaire : 33. En passant à la posture debout, les

trois mouvements ont eu 23, 40 et 34 par ordre de correspondance (voir la Figure 5.9). Il est à noter que tous les scores GDI ont présenté une variabilité IC %95 de l'ordre de ± 15 points.

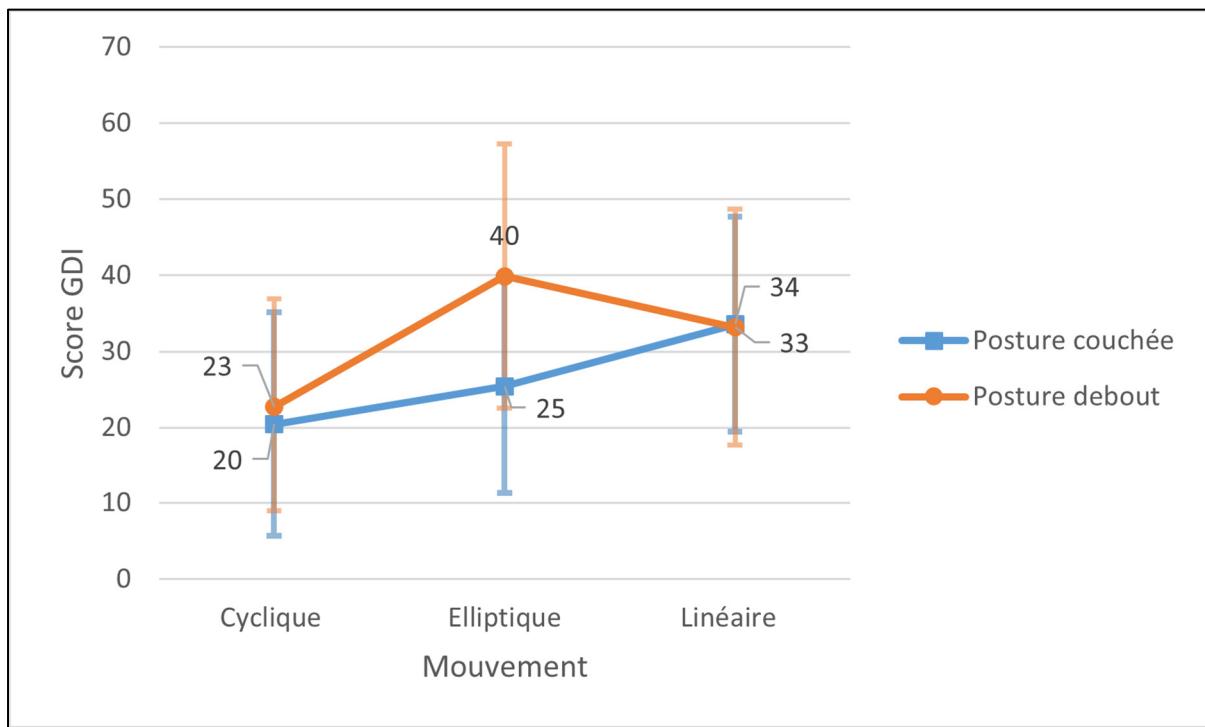


Figure 5.9 Estimation du score GDI en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement

5.3.3 Influence sur les pourcentages de reproduction des forces de réaction

Force maximale

Le modèle GLMM étudiant l'influence du mouvement et de la posture sur le pourcentage de force de réaction maximales aux pédales maximale par rapport à celle enregistrée en MN (Fmax%) est fortement prédictible (Pseudo- $R^2 = 0,914$). Les deux facteurs sont significatifs ainsi que leur interaction ($p < 0,001$).

D'abord, le passage d'une posture debout à une posture couchée d'entraînement réduit significativement le pourcentage maximal atteint de la force de réaction (voir Figure 5.10). De

plus, en passant d'une posture debout à une posture couchée, les mouvements sont significativement différents entre eux en termes de perte en pourcentage de force. En effet, le mouvement cyclique circulaire perd seulement un tiers ($F_{max\% \text{ moyen}} = 10\%$ en posture debout contre 6% en posture couchée) en contrepartie, les deux autres exercices perdent environ les deux tiers de leurs pourcentages. Les comparaisons par paire de niveau enregistrent également une différence significative entre les mouvements. En posture couchée, la force de réaction en entraînement en mouvement linéaire est la plus proche de celle en MN ($F_{max\% \text{ moyen}} = 25\%$ IC 95% de 21% à 29%) et elle est significativement supérieure à celle enregistrée par le mouvement elliptique ($F_{max\% \text{ moyen}} = 19\%$ IC 95% de 14% à 23%, $p = 0,045$) et par le mouvement cyclique circulaire ($F_{max\% \text{ moyen}} = 6\%$ IC 95% de 2% à 10%, $p < 0,05$). Pour la même posture, le $F_{max\%}$ du mouvement elliptique est significativement meilleur que celui du mouvement cyclique circulaire ($p < 0,05$).

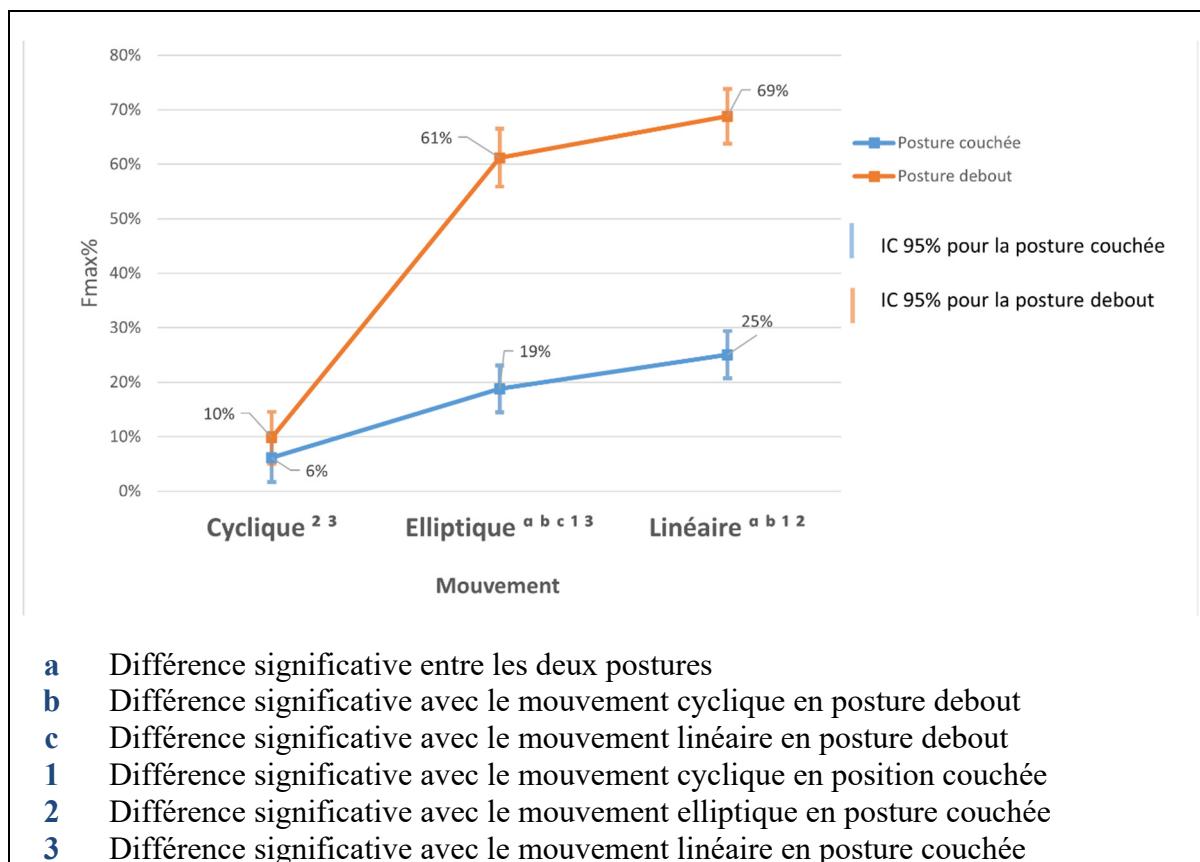


Figure 5.10 Estimation du pourcentage de la force de réaction maximale en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement

Force moyenne

Les pourcentages de forces moyennes de réaction lors d'entraînement par rapport à la MN (Fmoy%) sont significativement impactés par le type de mouvement et la posture d'entraînement ainsi que leur interaction selon un modèle GLMM à forte puissance prédictive (pseudo- $R^2 = 0,864$), $p < 0,001$ pour les trois prédicteurs.

Comme illustré par la Figure 5.11, le changement de posture a un effet qui diffère significativement d'un mouvement à un autre en termes de pourcentage de force moyenne. Le mouvement cyclique circulaire ne perd que 10% de la valeur moyenne du pourcentage de la force moyenne, tandis que les deux autres mouvements perdent plus que 50% de leurs Fmoy%

en changeant de posture. En posture couchée, les trois mouvements diffèrent significativement l'un de l'autre. Le mouvement linéaire est le meilleur mouvement à se rapprocher en pourcentage de force moyenne de réaction à la MN avec une valeur moyenne de 35% et IC 95% de 27% à 44%. Le mouvement elliptique est en second rang avec 21% en moyenne et IC 95% allant de 14% à 29%, le mouvement cyclique circulaire est le moins proche avec une moyenne de 10% et un IC 95% de 2% à 18%.

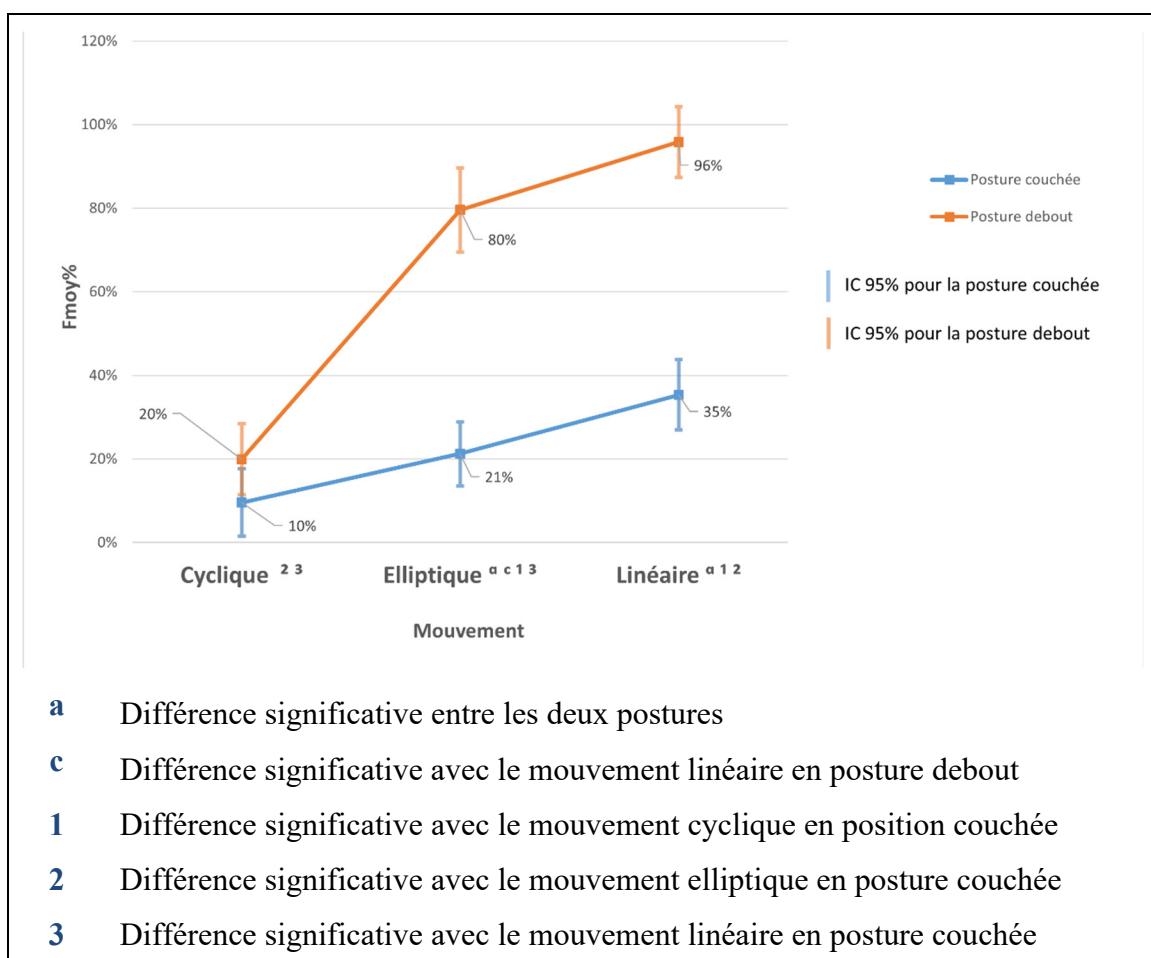


Figure 5.11 Estimation du pourcentage de la force moyenne de réaction en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement

5.3.4 Influence sur le coefficient CMC calculé entre les courbes de force de réaction

Les résultats de l'analyse du modèle GLMM (pseudo- $R^2 = 0,30$) du coefficient CMC en fonction de type de mouvement et de la posture d'entraînement démontrent que les deux facteurs sont significatifs (mouvement $p = 0,005$, posture $p = 0,003$) aussi bien que leur interaction ($p = 0,021$). Comme présenté par la Figure 5.12, en posture couchée, aucune différence n'est significative entre les coefficients CMC des trois mouvements. Cependant, en posture debout, le mouvement elliptique ($CMC_{moyen} = 0,77$ IC 95% de 0,71 à 0,84) a le meilleur coefficient CMC, qui est significativement supérieur aux deux autres coefficients (mouvement linéaire : $CMC_{moyen} = 0,64$ IC 95% de 0,58 à 0,69, $p = 0,003$; Mouvement cyclique circulaire: $CMC_{moyen} = 0,61$ IC 95% de 0,55 à 0,66, $p < 0,05$). De plus, le CMC associé au mouvement elliptique en posture couchée est significativement inférieur à son homologue en posture debout.

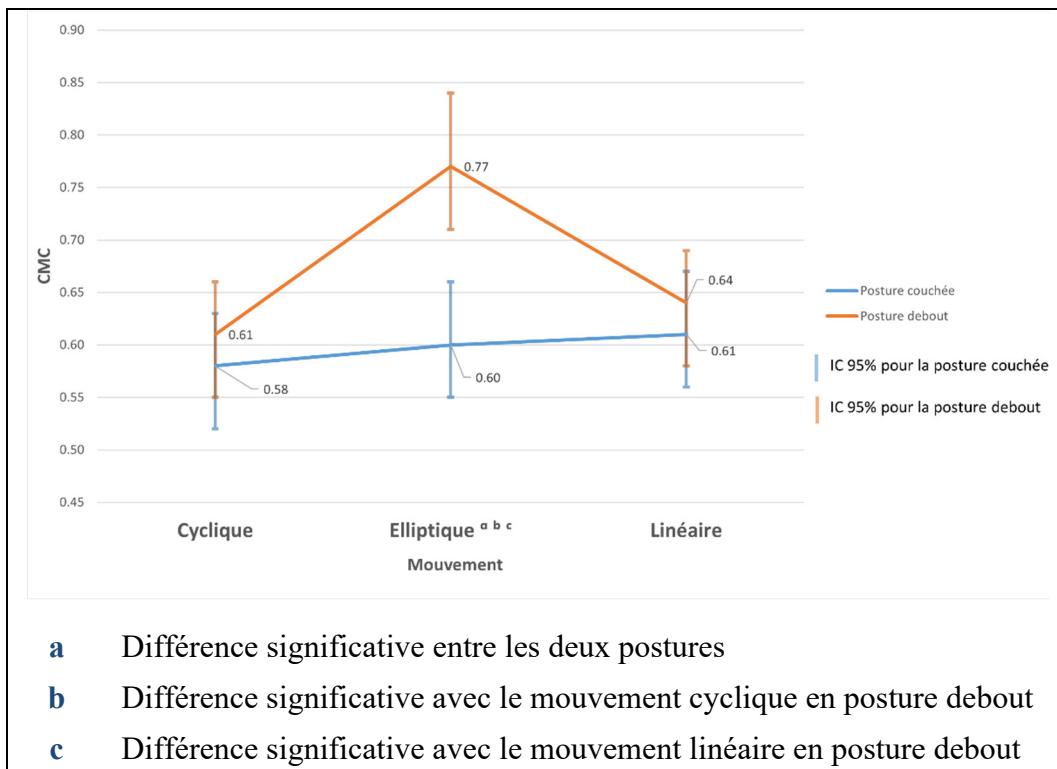


Figure 5.12 Estimation du coefficient CMC en fonction du type de mouvement et de la posture d'entraînement

5.3.5 Conclusion de la première sous étude

En résumant, l'évaluation de l'influence du type de mouvement sur la similarité avec la marche naturelle a été faite en deux perspectives : cinématique et cinétique.

Dans la perspective cinématique, le changement du type de mouvement, de cyclique à linéaire, améliore significativement l'aptitude de l'entraînement à reproduire les intervalles de mouvement des trois articulations indépendamment de la posture (sauf pour le Mvt% hanche où la différence entre les deux mouvements n'était pas significative en posture couchée). Quant au changement du mouvement cyclique au mouvement elliptique, il aboutit à favoriser significativement la reproduction des intervalles de mouvement du genou et de la cheville, mais ce n'est pas le cas pour la hanche. Entre les deux mouvements elliptique et linéaire, c'est le mouvement linéaire qui produit une meilleure reproduction de l'intervalle du mouvement du

genou en posture couchée. Hormis ce point, les deux mouvements n'ont pas montré de différences significatives dans leur capacité à reproduire les intervalles de mouvement des articulations pendant la MN. La perspective cinématique tridimensionnelle, traduite par le score GDI, n'a pas relevé des différences significatives du changement de type de mouvement, principalement à cause de la grande variation intragroupe observée dans le score GDI.

Dans la perspective cinématique, le passage du mouvement cyclique au mouvement linéaire maximise significativement la similarité entre l'entraînement et la MN en termes de pourcentage de force de réaction maximale et moyenne, indépendamment de la posture, mais il n'a pas eu d'effet significatif sur le coefficient CMC. Également, entre le mouvement linéaire et elliptique, c'est le premier qui favorise significativement le pourcentage de force de réaction maximale et moyenne. Cependant, le mouvement elliptique est celui qui a le meilleur coefficient CMC, significativement, en posture debout. En posture couchée, aucune différence significative n'est détectée entre les coefficients CMC des deux mouvements. Par ailleurs, le mouvement elliptique a été meilleur que le mouvement cyclique à maximiser tous les paramètres cinématiques, sauf le CMC en posture couchée.

L'analyse de l'effet du changement de la posture d'entraînement conduit à des résultats importants. En effet, il est notable que le changement de posture influence la similarité entre les mouvements et la MN de façon plus prononcée au niveau cinématique que cinématique. D'ailleurs, la migration vers une posture debout favorise significativement la similarité cinématique entre les mouvements et la MN, notamment pour les mouvements linéaire et elliptique. Ce n'est pas le cas pour le mouvement cyclique circulaire, qui montre une faible aptitude à reproduire la cinématique de la MN en plus d'une variation peu sensible au changement de posture.

Sur le plan cinématique, la posture debout favorise principalement la similarité entre le mouvement linéaire et la MN au niveau de la cinématique de la hanche et entre le mouvement elliptique et la MN au niveau de la cinématique du genou. Néanmoins, il n'a pas influencé de

manière significative la similarité cinématique entre les différents mouvements et la MN dans les autres cas étudiés.

5.4 Évaluation de l'influence du type de mouvement et du mode d'entraînement sur la similarité avec la MN

Cette section présente les modèles GLMM des paramètres dépendants en fonction du type de mouvement (elliptique ou circulaire), du mode d'entraînement (passif ou actif) et de leur interaction. Cette sous étude a pour but principal d'évaluer l'influence du mode d'entraînement sur la similarité avec la MN. Il convient de rappeler que le facteur de la posture est défini en position couchée pour cette sous étude.

5.4.1 Influence sur les pourcentages de reproduction des intervalles de mouvement des trois articulations

Hanche

Les deux mouvements ont eu des pourcentages nuls en leurs aptitudes à reproduire le mouvement de la hanche en mode actif. En passant au mode passif, le pourcentage calculé pour le mouvement cyclique demeure nul contre une amélioration de 4% pour celui elliptique (voir Figure 5.13). L'influence de changement de mode n'a pas significativement influencé le $Mvt\%_{hanche}$ selon son modèle GLMM (pseudo- $R^2 = 0,080$, $p = 0,266$).

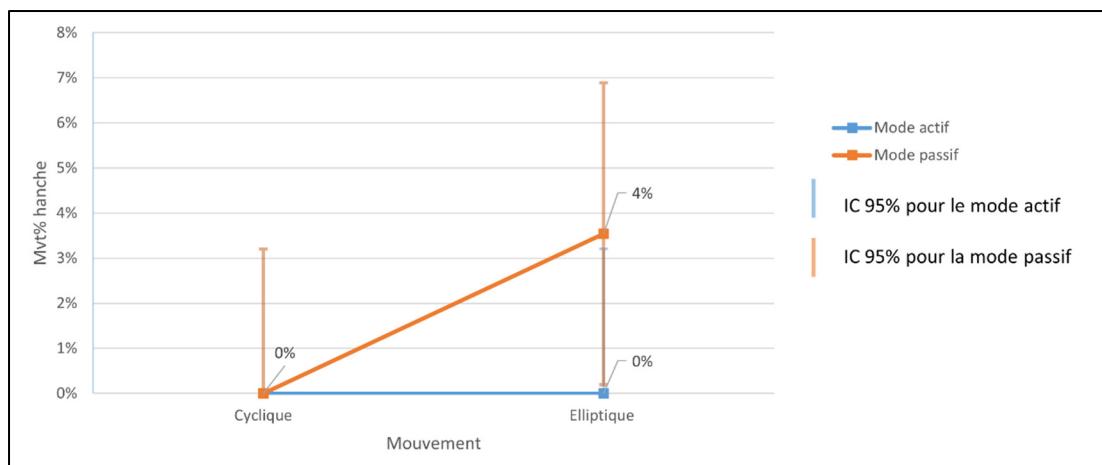


Figure 5.13 Estimation du pourcentage du mouvement de la hanche en fonction du type mouvement et du mode d'entraînement

Genou

Tel que démontré par le modèle GLMM ($\text{Pseudo-}R^2 = 0,345$), l'aptitude des entraînements à reproduire le mouvement de genou en MN, est significativement influencée par le mode ($p = 0,004$) et le type de mouvement ($p=0,013$). Toutefois, ce changement n'est significativement observé que pour le mouvement elliptique. En effet, selon les comparaisons par paires, présentées dans la Figure 5.14, le changement de mode d'actif à passif réduit significativement le Mvt\% genou associé au mouvement elliptique de 39% (IC 95% de 26% à 51%) à 7% (IC 95% de 0 à 22), avec $p = 0,000$. Contrairement au mouvement cyclique circulaire dont le Mvt\% à genou n'est pas significativement affecté par le changement de mode ($p = 0,317$).

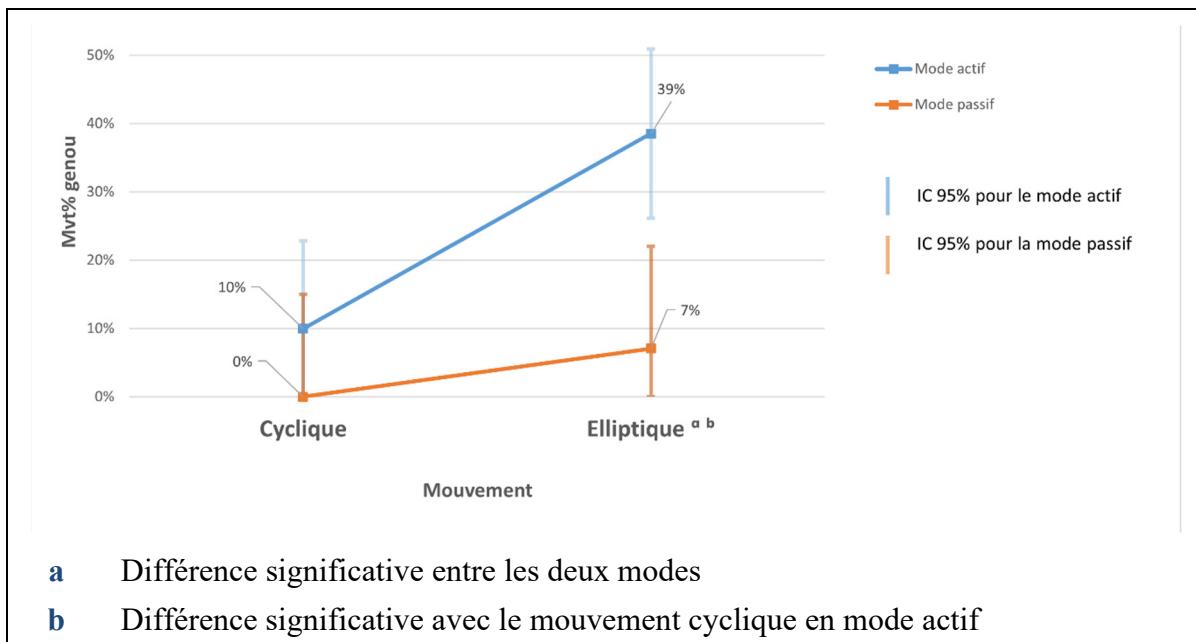


Figure 5.14 Estimation du pourcentage du mouvement du genou en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement

Cheville

Le changement de mode a non seulement entraîné un impact significatif sur l'aptitude de l'entraînement en posture couchée à reproduire le mouvement de la cheville lors de la MN (Modèle GLMM associé : Pseudo- $R^2 = 0,827$; Mode : $p < 0,001$), mais a également apporté un impact significativement différent entre le mouvement elliptique et le mouvement cyclique circulaire (Interaction : $p < 0,001$). En ce qui concerne le mouvement elliptique, le passage d'un mode d'entraînement actif à passif fait augmenter le pourcentage Mvt% cheville en moyenne d'environ 45% avec une différence significative entre les deux niveaux (p (actif -passif) < 0,001). En revanche, la moyenne estimée du pourcentage Mvt% cheville est quasiment nulle dans les deux modes d'entraînement par mouvement cyclique circulaire (p (actif -passif) = 1) (voir Figure 5.15).

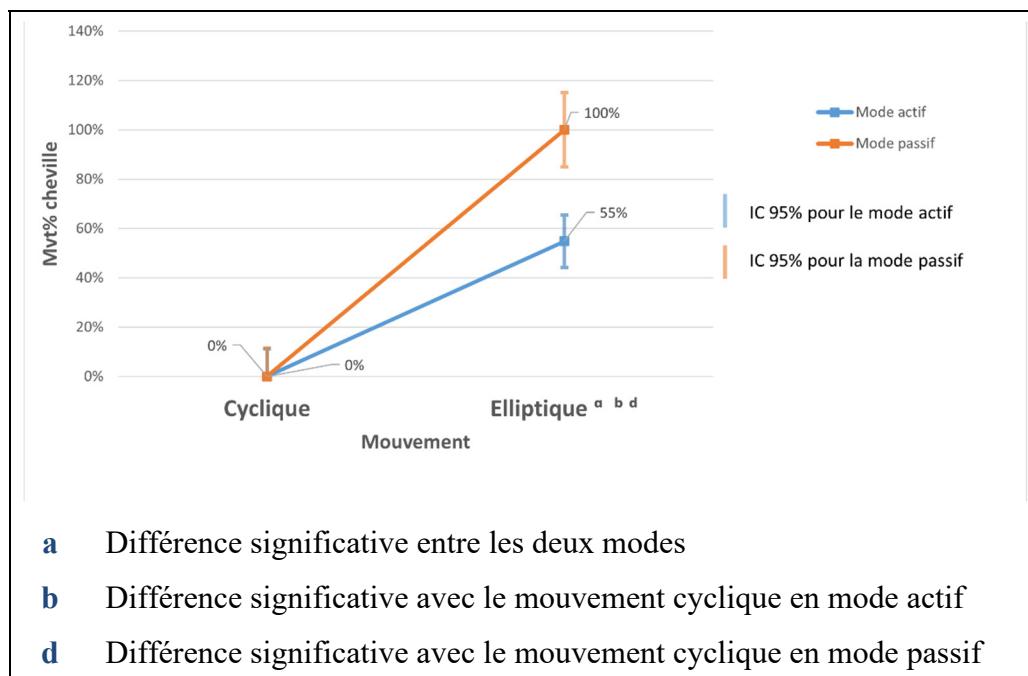


Figure 5.15 Estimation du pourcentage du mouvement de la cheville en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement

5.4.2 Influence sur le score GDI

En changeant le mode d'actif à passif, le mouvement circulaire a enregistré un GDI moyen de 20 à 22 en moyenne. En subissant le même changement de mode, le mouvement elliptique est passé d'un score GDI moyen de 25 à 33 (voir Figure 5.16). Selon le modèle GLMM associé ($\text{pseudo-}R^2=0,031$), le changement du mode d'entraînement n'a pas un effet significatif sur le score GDI ($p=0,548$), quel que soit pour le mouvement cyclique circulaire ou elliptique.

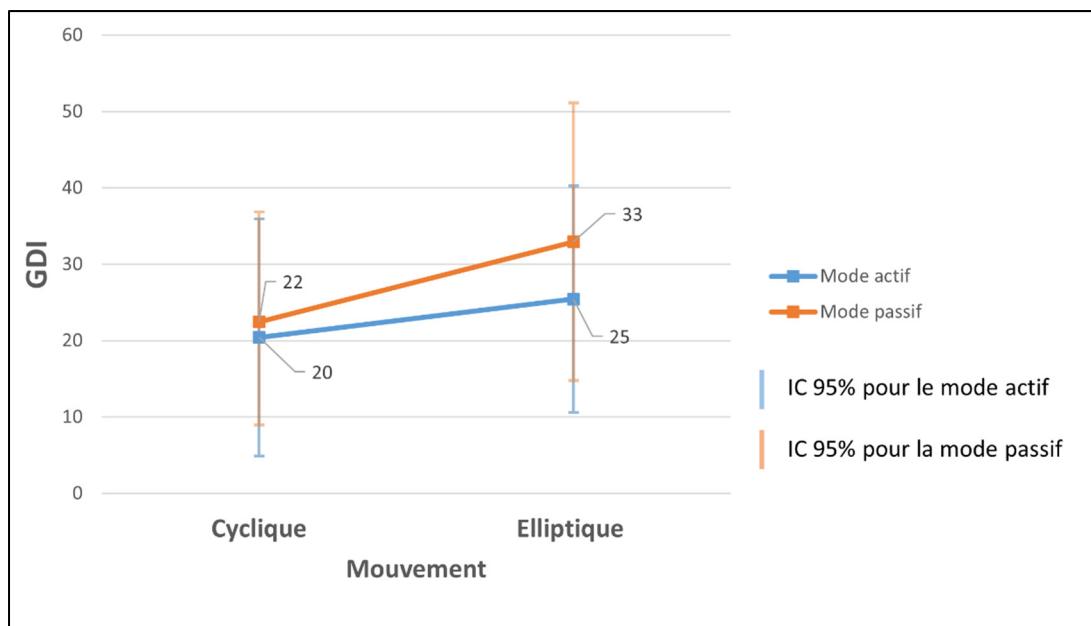


Figure 5.16 Estimation du score GDI en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement

5.4.3 Influence sur les pourcentages de reproduction des forces de réaction

Force maximale

Le changement de mode, d'actif à passif, a eu un impact significatif sur le pourcentage de la force maximale enregistrée pendant l'entraînement par rapport à la MN (Modèle GLMM : Pseudo- $R^2 = 0,543$; Mode : $p= 0,003$). Cependant, l'impact est bien différent selon le type de mouvement (Interaction : $p= 0,002$). En ce qui concerne le mouvement cyclique circulaire, le pourcentage de la force maximale n'a pas varié et a enregistré une valeur moyenne d'environ 6% dans les deux modes, comme la Figure 5.17 le montre. Dans le cas du mouvement elliptique, le passage du mode actif au mode passif a réduit significativement le pourcentage de la force de réaction maximale de 10% en moyenne (mode actif : 19% IC95% de 16% à 22%, mode passif : 9% IC95% de 5% à 12%, $p < 0,001$).

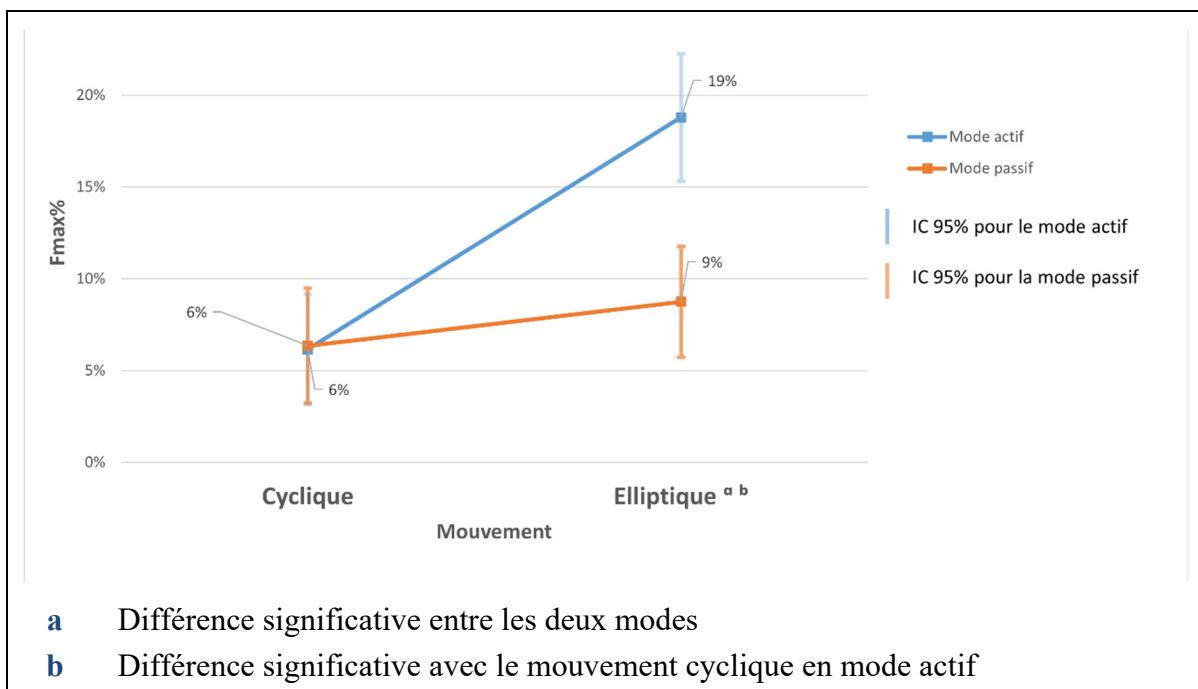


Figure 5.17 Estimation du pourcentage de la force de réaction maximale en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement

Force moyenne

En observant la Figure 5.18, on remarque que pour le mouvement elliptique, le $F_{moy\%}$ est diminué d'environ 6% en moyenne dans l'entraînement passif par rapport à l'entraînement actif. Quant au mouvement circulaire cyclique, son $F_{moy\%}$ n'est pas influencé par le changement de mode d'entraînement. Le modèle GLMM (Pseudo-R² = 0.290) révèle que le changement de mode n'a pas d'impact significatif sur le pourcentage de force moyenne (Mode : p=0,351).

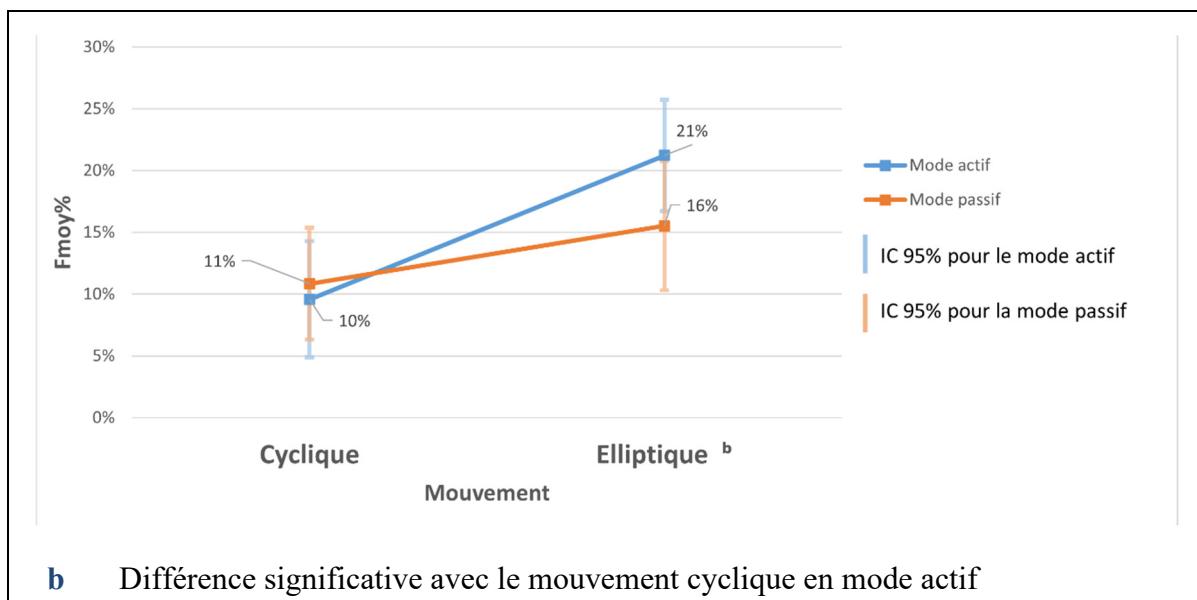


Figure 5.18 Estimation du pourcentage de la force moyenne de réaction en fonction du type de mouvement et du mode d'entraînement

5.4.4 Influence sur le coefficient CMC calculé entre les courbes de force de réaction

D'après la Figure 5.19, en mode passif, les deux mouvements ont eu le même CMC moyen, soit 0,58 chacun. Quant au mode actif, le mouvement elliptique a eu un CMC de 0,60, mais aucun changement pour le mouvement cyclique circulaire n'est noté. Selon le modèle GLMM (Pseudo- $R^2 = 0,086$), le coefficient CMC n'est pas significativement impacté par le changement de mode d'entraînement ($p = 0,428$), et ce pour les deux types de mouvements (mouvement cyclique circulaire : $p(\text{actif-passif}) = 0,672$, mouvement elliptique : $p(\text{actif-passif}) = 0,148$).

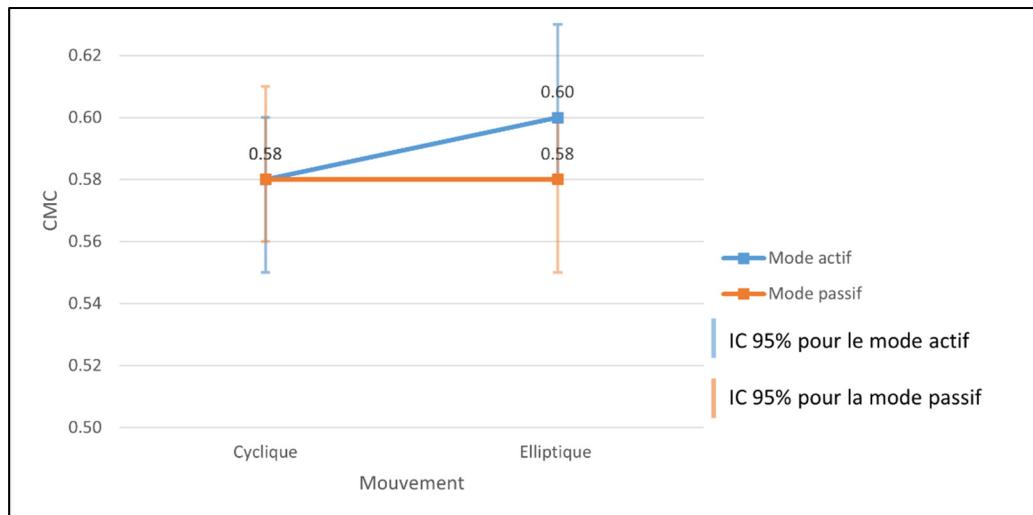


Figure 5.19 Estimation du coefficient CMC en fonction du type de mouvement et de mode d'entraînement

5.4.5 Conclusion de la deuxième sous étude

La deuxième sous étude a permis de tirer des constatations intéressantes vis-à-vis l'impact du mode d'entraînement sur la similarité avec la MN. D'abord, sur le plan cinématique, il est constatable que le mode d'entraînement influence la similarité avec la MN d'une manière dépendante de la nature du mouvement. En effet, bien que la similarité avec la MN du mouvement elliptique soit sensible au mode d'entraînement, celle du mouvement cyclique circulaire ne l'est pas. De plus, le passage du mode actif au mode passif agit différemment selon l'articulation, alors qu'il augmente significativement la similarité cinématique de la cheville dans le mouvement elliptique par rapport à la MN, il diminue significativement celle du genou et il n'exerce aucune influence sur celle de la hanche. Sur le plan cinétique, en posture couchée, seule la similarité de la force de réaction maximale avec la MN a diminué de manière significative en mode passif, et ce uniquement pour le mouvement elliptique.

5.5 Choix de la meilleure configuration qui reproduit la MN

Dans le but de répondre au OS_2, nous calculons le score total de chacun des trois mouvements pour les deux postures d'entraînement en mode actif (voir Tableau 5.5). Il s'agit de la somme

des produits du score de chaque mouvement par rapport à la satisfaction des spécifications techniques, selon l'estimation du modèle GLMM associé à la variable dépendante à et le barème d'évaluation établie par le cahier des charges (voir Tableau 3.6), pondéré par le pseudo- R^2 du modèle GLMM utilisé, tenant compte de la différence de robustesse des modèles.

Tableau 5.5 Scores totaux des trois mouvements dans les deux postures

Spécification technique	Puissance du modèle	Posture couchée			Posture debout		
		Cyclique	Elliptique	Linéaire	Cyclique	Elliptique	Linéaire
GDI	0,073	0	1	1	0	1	1
Mvt% hanche	0,214	0	0	0	0	0	0
Mvt% genou	0,578	0	1	2	0	2	2
Mvt% cheville	0,444	0	2	2	0	2	1
CMC	0,301	2	2	2	2	2	2
Fmax%	0,914	0	0	1	0	2	2
Fmoy%	0,864	0	0	1	0	2	3
Score total		0,602	2,141	4,497	0,602	6,275	6,695

Ainsi, nous montrons que, parmi les trois mouvements étudiés, le mouvement linéaire est celui qui reproduit le mieux la MN que ce soit en posture debout (score = 6.695) ou couchée (score=4.497) et que la posture d'entraînement debout favorise significativement la similarité entre le mouvement et la MN. En ce qui concerne le mode d'entraînement, nous concluons que le mode passif peut préserver le coefficient CMC et le pourcentage de la force de réaction moyenne d'entraînement en mode actif, mais il diminue de façon significative le pourcentage de la force de réaction maximale

CHAPITRE 6

DISCUSSION

6.1 Cahier des charges

Ce projet de recherche utilise la méthode de DFQ afin de répondre au premier sous objectif d'élaborer un cahier des charges qui identifie et hiérarchise les caractéristiques techniques les plus pertinentes d'un dispositif de mobilisation précoce des BM. La méthode se démarque principalement par la discussion ciblée avec le client interne, Dr Jean-Marc Mac-Thiong, permettant de mettre en exergue les besoins des clients à un stade initial. Au total, 10 attributs sont exprimés et concernent la mobilisation du patient, sa sécurité, ainsi que l'ergonomie et la fabrication du dispositif.

L'analyse de la maison de qualité permet de classer en premier rang quatre spécifications techniques liées à l'aptitude de l'appareil à reproduire la MN : le pourcentage moyen des mouvements des trois articulations, le score GDI de l'exercice par rapport à la MN, le pourcentage de la force de réaction et le coefficient CMC de la courbe de la force de réaction. Le pourcentage cumulé de l'importance des quatre spécifications présente 44% de toutes les spécifications techniques identifiées. Cependant, le projet de Amoun et al. (2019) identifie quatre différentes spécifications (la vitesse maximale de fonctionnement de la machine (en passif), le nombre de réglages morphologiques, le nombre de réglages de la force motrice (en actif) et le temps d'installation du patient) comme étant les plus pertinentes. Il est important de noter que 3 des 4 spécifications mentionnées dans le projet d'Amoun et al. sont aussi retenues après la sélection par diagramme de Pareto, mais avec un classement inférieur : la vitesse tangentielle, le temps total de la mise en place et les percentiles de la population adulte auxquels il est possible de s'adapter.

La différence de priorité de classement des spécifications techniques est explicable par la différence des objectifs des deux projets. En effet, dans le cas de projet de conception de

Amoun et al. (2019), le choix de travailler sur le mouvement linéaire était prédefini par le client. Ainsi, leur projet s'est orienté dès le départ vers la conception d'un dispositif permettant de mobiliser précocement les patients au USI par un mouvement linéaire. Dans le cas de notre projet, le choix de l'attribut client de la reproduction de la MN est issu de besoins primordiaux des patients BM à réacquérir leur capacité à marcher, controversés par la dissimilarité relevée par la littérature entre la MN et le mouvement cyclique circulaire habituellement utilisé en mobilisation précoce et l'insuffisance de l'information vis-à-vis le meilleur choix qui reproduit au mieux la MN. Ainsi, ce projet de recherche permet de redéfinir un cahier des charges du dispositif de mobilisation précoce qui répond au mieux aux besoins des BM.

À la fin du troisième chapitre, et après avoir établi le cahier des charges, le projet s'oriente vers une étude comparative entre la MN et trois mouvements, parmi lesquels le mouvement cyclique circulaire et le mouvement linéaire, dans le but de répondre au besoin le plus important selon la méthode de Pareto.

6.2 Étude de l'influence du type de mouvement, de la posture et du mode d'utilisation sur la similarité avec la marche naturelle

Ce projet de recherche a permis de comparer la similarité cinématique et cinétique entre la MN et trois types de mouvement : cyclique circulaire, elliptique et linéaire en deux postures d'entraînement et en investiguant l'influence du mode d'entraînement. Une étude (Damiano et al., 2011) a étudié la similarité cinématique de trois mouvements : tapis roulant, elliptique et cyclique circulaire, avec la MN. Néanmoins, cette étude présente certaines limites. Par exemple, le nombre de participants est limité à 10 hommes uniquement. De plus, l'étude s'est limitée à un entraînement standard (debout), ce qui ne permet pas de déterminer l'influence des facteurs liés à la posture et au mode d'entraînement.

Notre étude se distingue à plusieurs égards. D'abord, à notre connaissance, ce projet de recherche propose pour la première fois de comparer la similarité entre la MN et trois types de mouvements (linéaire, vélo et elliptique) en posture d'entraînement couché. De plus, il permet d'étudier l'influence de la posture et du mode d'entraînement. De plus, le mouvement linéaire

est pour la première fois comparé aux mouvements cyclique circulaire et elliptique. Par ailleurs, 14 participants ont pris part à l'essai dont 8 femmes. La proportion égale de femmes et d'hommes apporte plus d'inclusion, d'une part, et limite l'influence potentielle du sexe sur les paramètres dépendants (dont l'étude n'est pas un objectif dans notre projet).

Ce projet effectue une analyse du mouvement en utilisant le système optique OptiTrack (Natural Point, Oregon, USA) avec 20 caméras à une fréquence de 120 images/ seconde. La technique des corps rigides (marker cluster) a été adoptée en respectant les recommandations mentionnées par Cappozzo et al. (1995) et les directives de l'ISB. En particulier, l'analyse tridimensionnelle du mouvement de bassin est effectuée à l'aide d'un corps rigide placé sur la crête iliaque, à l'aide d'une ceinture Velcro placée sur un juste au corps, au lieu des épines iliaques supérieures antérieures et postérieures couramment utilisées dans la littérature. Ce choix a permis de suivre le mouvement du bassin en posture couchée (Liew et al., 2016).

En outre, des semelles de force F-Scan sans fil (Tekscan, É.-U.) avec une fréquence d'acquisition de 100 Hz ont été utilisées pour mesurer les forces de réaction au sol et aux pédales, ce qui a permis aux participants de se déplacer librement et de passer facilement d'un essai à l'autre, contrairement aux plateformes de force qui limitent leurs déplacements.

Dans cette étude, l'analyse descriptive de la cinématique de la marche chez les 14 participants inclus rapporte les amplitudes de mouvement des trois articulations de la jambe dominante dans le plan sagittal : la hanche : $25\pm8^\circ$, le genou : $41\pm11^\circ$, et la cheville: $18\pm8^\circ$. Il est à noter que les amplitudes trouvées sont relativement faibles par rapport à la littérature. Par exemple, Pietraszewski, Winiarski, et Jaroszczuk (2012), dont les résultats ont été utilisés comme référence dans l'étude de Yum, rapportent 42° pour la hanche, 56° pour le genou, et 27° pour la cheville. Une des explications de la différence observée est la cadence moyenne, dont la valeur est lente dans cette étude (hommes : 96 ± 10 pas/min et femmes : 96 ± 11 pas/min) par rapport à 103 ± 7 pas/min dans l'étude de Pietraszewski. En effet, dans cette dernière étude, il est montré que les amplitudes du mouvement diminuent significativement avec la diminution de la cadence. Une autre étude de Żuk et Trzeciak (2016) qui ont utilisé également la technique

des corps rigides et la crête iliaque comme étant un repère anatomique pour le bassin, ont rapportés des valeurs similaires à notre étude : la hanche : $23 \pm 14^\circ$, genou : $51 \pm 6^\circ$, cheville : $20 \pm 5^\circ$.

En outre, le corps rigide lié au pied a été placé sur les orteils, ce qui explique la réduction notable de l'amplitude de la flexion plantaire de la cheville. Cet emplacement particulier a été choisi afin de faire en sorte que le corps rigide puisse être éloigné des fixations montées en attachant les pieds aux pédales des différents appareils.

6.2.1 Influence du type de mouvement sur la similarité avec la MN

Cette étude a évalué l'influence de type de mouvement sur la similarité avec la MN en étudiant deux volets : cinématique et cinétique.

Pour le volet cinématique, quatre paramètres ont été utilisés : trois paramètres partiels, les pourcentages de recouvrement de l'intervalle de mouvement de chacune des trois articulations de la jambe dominante dans le plan sagittal durant la MN, et un paramètre général, celui du score GDI, qui évalue et regroupe la similarité tridimensionnelle des trois articulations et du pied en tout point de cycle.

En revenant sur les résultats de la première sous étude, nous démontrons que, parmi les trois mouvements, c'est celui linéaire qui maximise la similarité entre l'entraînement et la MN en termes de recouvrement de l'intervalle de mouvement des trois articulations dans le plan sagittal. Dans une moindre mesure, le mouvement elliptique améliore cette similarité par rapport au mouvement cyclique d'une manière significative au niveau du genou et de la cheville.

D'après la littérature, les études comparent, cinématiquement, les mouvements à la MN souvent par biais d'amplitude de mouvement des articulations des membres inférieurs. Bien que notre étude rapporte également ces amplitudes, elle les exploite davantage en les

transformant en pourcentages pour permettre la comparaison entre les trois mouvements par rapport à une référence qui est la MN. En ce qui suit, nous détaillons les résultats obtenus pour chaque mouvement par rapport à ce qui était rapporté dans la littérature en termes de similarité cinématique avec la MN.

Concernant le mouvement linéaire, deux études, rapportées dans la littérature, ont examiné la similarité entre le mouvement linéaire et la MN (Rhea & Wittstein, 2014; Stoloff et al., 2007), et ont présenté des différences par rapport à notre étude. D'une part, le mouvement linéaire est comparé à la marche sur un tapis roulant et non pas à la MN. D'autre part, tandis que Rhea et al. ont étudié un mouvement humain sans utiliser de dispositif pour l'assister (mouvement linéaire = marche stationnaire), Stoloff et al. ont utilisé un dispositif semi-couché. Néanmoins, les résultats des études sont en cohérence avec les résultats de notre étude.

De leur côté, Rhea et al. enregistrent une amplitude de mouvement du genou significativement plus importante pour le mouvement linéaire que pour la MN (66° vs 58°). Notre étude révèle la même différence, mais avec des valeurs plus faibles de $48\pm10^\circ$ et $41\pm11^\circ$ en SDA et MN, respectivement.

Le Tableau 6.1 contraste les amplitudes de mouvement des angles articulaires dans le plan sagittal durant l'entraînement au simulateur d'escalier semi-couché, trouvées dans l'étude de Stoloff et al., avec leurs valeurs correspondantes dans notre étude en entraînement linéaire debout (SDA) et couché (SCA). Il est à noter que les moyennes d'amplitude de mouvement sont similaires quelle que soit la posture au niveau du genou et de la cheville, mais qu'elles sont plus importantes dans l'étude de Stoloff au niveau de la hanche.

Tableau 6.1 Amplitude moyenne (\pm écart type), en degrés, des angles articulaires (hanche, genou et cheville) pour trois postures différentes d'entraînement linéaire

	Linéaire semi-couché*	Linéaire debout**	Linéaire couché**
Hanche	34 \pm 5	23 \pm 10	24 \pm 12
Genou	54 \pm 7	48 \pm 10	51 \pm 16
Cheville	22 \pm 3	22 \pm 7	22 \pm 9

*Extrait de l'étude de Stoloff et al. (2007), cadence : 71 \pm 3 pas/min ** Rapporté de cette étude, cadence : 96 \pm 10 pas/min

D'autre part, les données rapportées dans l'étude de Stoloff et al. concernant la flexion du genou et la dorsiflexion de la cheville indiquent qu'elles sont plus importantes en mouvement linéaire qu'en MN. En les comparant avec les valeurs correspondantes de notre étude, voir Tableau 6.2, il s'ensuit que notre étude permet de distinguer la même différence.

Tableau 6.2 moyen \pm écart type, en degrés, des maxima des angles de genou et de la cheville entre la MN et le mouvement linéaire dans l'étude de Stoloff et notre étude

	Étude de Stoloff et al.		Notre étude		
	MN	Linéaire semi-couché	MN	Linéaire debout	Linéaire couché
Flexion du genou	50 \pm 3	66 \pm 4	44 \pm 12	65 \pm 12	69 \pm 13
Dorsiflexion de la cheville	19 \pm 2	23 \pm 2	15 \pm 6	29 \pm 12	27 \pm 11

Quant au mouvement elliptique, la revue des connaissances cite deux études qui le comparent à la MN : Burnfield et al. (2010) et Lu et al. (2007). En contrastant les amplitudes de mouvement des articulations dans le plan sagittal durant l'entraînement elliptique dans les deux études et la nôtre, telle que récapitulée dans le Tableau 6.3, une différence est constatable. Alors que l'amplitude du mouvement du genou dans notre étude est proche de celle de l'étude de Burnfield, l'amplitude du mouvement de la hanche est inférieure à celle des deux études,

tandis que l'amplitude du mouvement de la cheville est beaucoup plus importante qu'elles. Cette différence peut s'expliquer par l'influence du type d'appareil. En effet, tandis que les deux études ont utilisé des appareils elliptiques dont la longueur de l'axe principal d'ellipse est de 55 cm et 51 cm (incliné de 6.1°) pour Burnfield et Lu respectivement, le mini elliptique, utilisé dans notre étude, a un axe principal de 12 cm (principalement incliné de 22° et ramené à l'horizontale par l'intermédiaire d'une planche).

Tableau 6.3 Amplitude moyenne de mouvement, en degrés, des angles articulaires (hanche, genou et cheville) durant l'entraînement sur l'elliptique debout actif dans trois études

	Burnfield et al.*	Lu et al.*	Notre étude
Hanche	52	33	18±5
Genou	33	66	35±7
Cheville	20	31	45 ±6

* Lecture à partir des courbes : Burnfield et al. (2010) (appareil Sports Arts), Lu et al. (2007)

En particulier au niveau de la cheville, l'amplitude du mouvement est considérablement plus étendue dans notre étude que dans les deux autres, notamment en flexion plantaire importante (varie entre 20 à 30 degrés en moyenne selon la posture et le mode). Ce résultat contredit la dorsiflexion de la cheville, rapportée dans les deux autres études, qui caractérise le mouvement elliptique par rapport la MN. Cette contradiction est explicable en raison de la différence d'orientation de l'axe principal de l'ellipse de l'appareil. En effet, alors que les appareils standards ont un axe horizontal, celui du mini elliptique est dévié afin de permettre le recul du pied sans interférer avec le matelas en posture couchée. Ce qui aboutit à une flexion plantaire importante de la cheville, tel que l'illustre la Figure 6.1.



Figure 6.1 Flexions plantaires de la cheville durant l'entraînement par mouvement elliptique (a) posture debout (b) posture couchée

En conclusion, bien qu'il ait permis d'évaluer l'entraînement par le mouvement elliptique en posture couchée, le mini elliptique utilisé dans notre étude ne conserve pas les caractéristiques cinématiques rapportées dans la revue de littérature. Ce constat met en exergue l'influence importante des caractéristiques de l'appareil elliptique : l'orientation de l'axe principal et sa longueur sur la cinématique des membres inférieurs lors de l'entraînement et, par la suite, sur la similarité avec la MN.

Pour sa part, le mouvement cyclique circulaire a été comparé à la MN dans la revue de connaissance par l'étude de Yum. Cette dernière affirme la plus importante flexion de la hanche et du genou lors d'entraînement cyclique circulaire que dans la MN et est cohérente avec les pourcentages de mouvement moyens trouvés pour les deux articulations. Par comparaison avec l'étude de Yum, l'entraînement sur cyclo-ergomètre (posture d'entraînement semi-debout) a enregistré des amplitudes de mouvement en degrés de 44 ± 4 (37 - 52), 75 ± 7 (60 - 94) et 27 ± 11 (11- 47), contrastant avec le mouvement cyclique circulaire debout actif de cette étude qui a enregistré 23 ± 9 (-3 - 32), 40 ± 8 (26 - 55) et 9 ± 4 (3-16) pour la hanche, le genou et la cheville respectivement. Il est notable que les amplitudes de mouvement rapportées par Yum soient plus importantes et c'est dû principalement à la différence en configuration (voir Figure 6.2). Par exemple, dans l'étude de Yum, la hauteur du siège est ajustée selon la méthode de LeMond(Burke, 2003) qui instruit 85% de la longueur de la jambe alors que dans notre étude,

la hauteur du siège est ajustée à 95% de la même longueur (Bouillon et al., 2016; Jorge & Hull, 1986). De plus, en ce qui est posture d'entraînement, le participant est penché vers l'avant dans l'étude de Yum et il est droit dans notre étude. De plus, la longueur du pédalier dans l'étude de Yum, non spécifiée, semble plus grande que dans la nôtre.

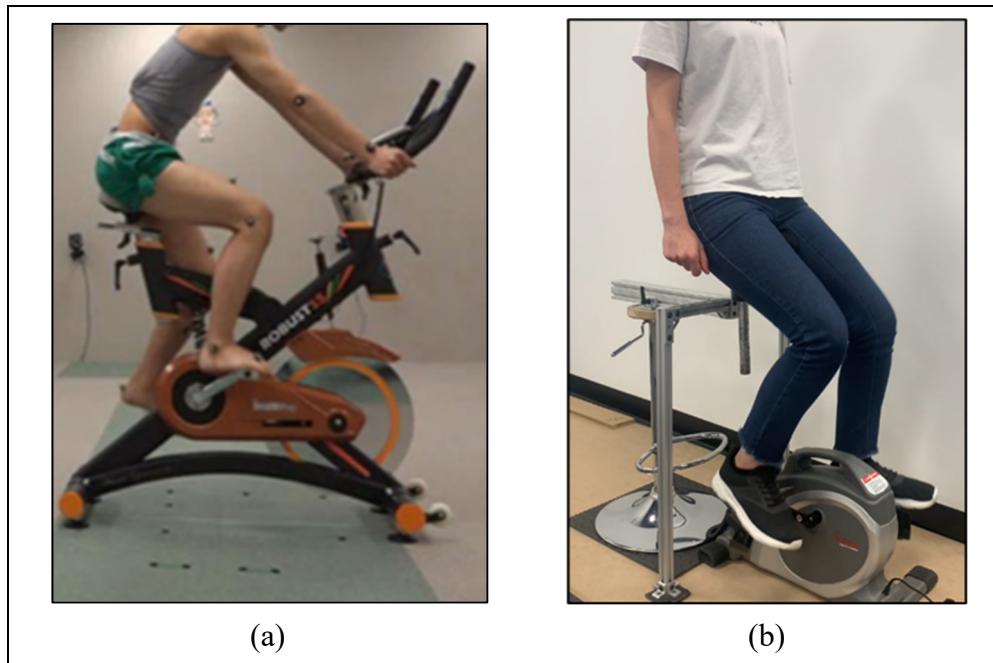


Figure 6.2 Configuration d'entraînement en cyclo-ergomètre (a) dans l'étude de Yum, extrait de Yum et al. (2021) (b) dans notre étude

En résumant le contraste entre les résultats de la comparaison cinématique avec la MN obtenus dans notre étude par rapport à la revue de la littérature, nous démontrons que les mêmes conclusions rapportées dans la littérature sont présentes dans notre étude pour chacun des mouvements linéaires et circulaires, tout en admettant des différences découlant principalement de la configuration des appareils. Ce n'est pas le cas pour le mouvement elliptique dont les résultats semblent être largement influencés par la configuration de l'appareil utilisé. Ainsi, il ressort une nécessité d'étudier ce facteur dans des travaux futurs.

La perspective cinématique tridimensionnelle, traduite par le score GDI, n'a pas abouti à des différences significatives du changement de type de mouvement. Cela peut s'expliquer par le

fait que le score GDI est un paramètre complexe dont le calcul introduit plusieurs variables dépendantes qui ont provoqué une accumulation d'erreurs expérimentales et par la suite une grande variation intragroupe. Toutefois, la tendance de l'amélioration du score GDI du mouvement elliptique contre le mouvement cyclique circulaire est en cohérence avec les résultats de l'étude de Damiano et al. (2011) qui rapporte une différence significative entre les deux mouvements pour des scores de -9,7 et 29,4 respectivement pour le mouvement cyclique circulaire et le mouvement elliptique. Il est à noter que le score GDI obtenu dans l'étude de Damiano pour le mouvement elliptique est situé dans l'intervalle de confiance (95%) estimée pour le mouvement elliptique dans notre étude : 22,57 à 57,21. Néanmoins, les constatations obtenues par notre étude sont limitées par la non-significativité des facteurs et la grande variabilité du score GDI. La non-significativité des facteurs peut s'expliquer par la taille réduite de l'échantillon. En effet, alors que le nombre de participants a été choisi de manière à pouvoir détecter une différence de 10 points dans le score GDI, la variation pour chaque mouvement était de l'ordre de ± 15 points.

Pour le volet cinétique, ce projet de recherche propose une comparaison diversifiée entre la MN et les trois mouvements, basés sur trois paramètres. Premièrement, le pourcentage de la force de réaction aux pédales maximales par rapport à la force de réaction maximale au sol, lequel donne une indication de la capacité d'un mouvement donné à s'approcher du chargement maximal atteint pendant la marche. Ensuite, le pourcentage de la force moyenne par rapport à la valeur correspondante en MN, qui fournit des informations pertinentes sur le chargement musculaire moyen généré par le mouvement non seulement à un moment spécifique, mais tout au long du cycle d'entraînement. Enfin, le coefficient CMC calculé entre les courbes de force de réaction pendant l'exercice et la MN, qui reflète la similarité de leurs schémas cinétiques.

Au vu des résultats obtenus pour les trois paramètres cinétiques, nous montrons que le mouvement linéaire favorise la similarité cinétique avec la MN en termes de pourcentage de forces de réaction maximales et moyennes d'une manière significativement plus efficace que le mouvement elliptique et le mouvement cyclique circulaire, et ce indépendamment de la posture. Cependant, en termes de coefficient CMC, l'influence du mouvement sur la similarité

avec la MN est conditionnée par la posture : aucune différence significative n'est observée en posture couchée, mais en posture debout, c'est le mouvement elliptique qui maximise significativement le coefficient CMC par rapport aux deux autres mouvements.

En examinant la littérature, nous constatons que les comparaisons cinétiques entre la MN et différents types de mouvements sont diversifiées en termes de caractéristiques des participants impliqués (athlètes, personnes âgées et enfants) et en termes de paramètres évalués, tels que les schémas électromyographiques et les forces et moments au niveau des articulations. Bien que cette diversité ait fourni des informations sur la similarité de chaque mouvement distinct avec la MN, elle rend difficile la comparaison des mouvements entre eux en termes de similarité avec la MN. Dans ce qui suit, nous exposons les résultats obtenus pour chaque mouvement par ce qui a été rapporté dans la littérature.

À notre connaissance, aucune autre étude n'a comparé la MN à l'entraînement avec un appareil de mouvement linéaire debout, mais plusieurs l'ont comparé au mouvement linéaire sur un banc d'entraînement professionnel. Parmi ces études, celle de Santos-Rocha et Veloso (2007), qui a rapporté une force de réaction aux pédales moyenne de 69 BWP, et un maximum moyen d'environ 120 BWP pour une cadence de 35 cycles par minute (pour l'exercice simple pas). Dans notre étude, le mouvement SDA enregistre respectivement 49 ± 7 BWP et 91 ± 20 BWP pour les valeurs correspondantes. Quant aux différences observées, elles sont dues à trois facteurs : le premier est la nature du mouvement linéaire qui consiste en une montée et une descente bilatérale sur un banc dans l'étude de Santos, contre un mouvement sur un appareil dans la nôtre. Le deuxième est la hauteur du pas (17 cm pour le mouvement sur banc contre 12 cm pour le mouvement sur appareil), qui a été considérée comme un facteur d'augmentation de la force de réaction (Maybury & Waterfield, 1997), et enfin la cadence d'entraînement. Néanmoins, nous constatons que les résultats de notre étude confirment la conclusion de Santos qui classe le mouvement linéaire comme étant un entraînement d'intensité faible à modérée comparativement à la MN (Santos-Rocha & Veloso, 2007).

Pour sa part, le mouvement elliptique démontre une capacité modérée à atteindre les forces de réactions maximales et moyen produit pendant la MN, étant toutefois meilleur que le mouvement cyclique circulaire. En comparant ce résultat avec des études similaires, des similarités et des différences sont constatées. Par exemple, dans l'étude de Lu et al. (2007), la force de réaction maximale aux pédales a été de 94 ± 9 BWP durant l'entraînement elliptique, soit 92% de la valeur de la force maximale enregistrée durant la MN (103 ± 5 BWP). Cependant, par correspondance dans notre étude, le EDA enregistre 72 ± 8 BWP, estimé à 62 % de la force maximale durant la MN (123 ± 17 BWP). Cesar, Buster, et Burnfield (2020), quant à eux, ont comparé les forces de réaction maximales pendant l'entraînement elliptique et la MN dans trois régions du pied (avant-pied, arche et talon). Selon la région, l'entraînement elliptique a enregistré des pourcentages de force de réaction maximale par rapport à la MN de 86 %, 102 % et 66 % dans l'avant-pied, l'arche et le talon, respectivement (calculés pour l'appareil SportsArt). Les deux études concordent avec la nôtre en affirmant que les forces de réaction maximales enregistrées pendant l'entraînement par mouvement elliptique se rapprochent de celles en MN, mais elles diffèrent en ce que le mouvement elliptique peut fournir une charge plus importante que la MN elle-même dans certaines régions.

En ce qui concerne le mouvement cyclique circulaire, la littérature s'accorde à dire qu'il est classé comme un entraînement de faible intensité par rapport à la MN. Par exemple, Chuang (2019) rapporte une force de réaction aux pédales maximale de 346 ± 106 N en entraînement par cyclo-ergomètre stationnaire, soit 40% de la force de réaction maximale enregistrée durant la MN (Force de réaction maximale au sol = 863 ± 175 N). Dans notre étude, la valeur correspondante est de 13 ± 4 (4 -17) BWP en VDA, ce qui est estimé à 10% de la valeur maximale enregistrée pendant la MN (123 ± 17 BWP). Les deux études indiquent que le mouvement circulaire produit au moins 60% de moins que la charge maximale obtenue lors de la MN. Ainsi, notre étude affirme également que le mouvement cyclique circulaire génère une faible force de réaction maximale comparativement à la MN. Néanmoins, le pourcentage de la force maximale estimée dans notre étude semble inférieur à celui de Chuang. Ce constat provient principalement d'une différence dans la cadence (Chuang : 80 ± 7 rpm; notre étude :48

± 4 rpm) et la résistance utilisées, qui sont une source de variation reconnue dans la littérature (Y. Fang, Fitzhugh, Crouter, Gardner, & Zhang, 2016).

En résumé, la comparaison avec la littérature conduit aux mêmes conclusions concernant l'évaluation des forces de réaction maximales entre la MN et le mouvement linéaire d'une part, et le mouvement cyclique circulaire d'autre part. Il est ainsi confirmé que le mouvement linéaire est d'intensité modérée par rapport à la MN, tandis que le mouvement cyclique circulaire est de faible intensité par rapport à cette dernière. Par conséquent, la comparaison entre les deux mouvements est pertinente dans la mesure où le mouvement linéaire reproduit mieux que le mouvement circulaire cyclique la cinétique de la MN. Cependant, le mouvement elliptique fait l'objet d'un désaccord dans la mesure où il est susceptible de produire une force de réaction qui peut dépasser celle de la MN. D'où la limitation de valider les résultats obtenus à son sujet. Il est à noter que peu d'informations sont rapportées dans la littérature en termes de forces moyenne de réaction et aucune en termes de comparaison des courbes de forces de réaction par coefficient CMC.

En synergie, et en résumant le contraste cinématique et cinétique avec la revue de la littérature, nous pouvons affirmer à travers ce projet que le mouvement linéaire est meilleur que le mouvement cyclique circulaire pour reproduire la MN. Cependant, l'impact des paramètres du mouvement elliptique s'avère un élément important qui nécessite une étude plus approfondie afin de conclure sur sa similarité avec la MN.

6.2.2 Influence de la posture d'entraînement sur la similarité avec la MN

Grâce aux résultats de la première sous étude, nous démontrons que le changement de posture influence la similarité d'entraînement avec la MN, mais de manière plus prononcée au niveau cinétique qu'au niveau cinématique et en fonction du type de mouvement. D'une part, en changeant la posture de couché à debout, la similarité cinétique est significativement améliorée dans les cas de mouvement linéaire et elliptique, mais pas dans le cas de mouvement cyclique circulaire. D'autre part, sur le plan cinématique, la similarité est significativement favorisée en

posture debout entre le mouvement linéaire et la MN au niveau de la cinématique de la hanche et entre le mouvement elliptique et la MN au niveau de la cinématique du genou. Néanmoins, aucun effet significatif n'est enregistré entre les différents mouvements et la MN dans les autres cas étudiés.

Sur le plan cinématique, l'influence du changement de posture, détectée pour les mouvements elliptiques et linéaires, s'explique principalement par la limite du matelas initialement imposé en posture couchée. En posture debout, la distance entre l'axe de rotation de la hanche et celui de la cheville est minimale (selon l'axe X), alors qu'en passant à la posture couchée, cette distance augmente (selon l'axe Y), car les appareils sont soulevés pour éviter la friction entre les pieds et le matelas, ce qui se traduit par les flexions supplémentaires observées à la hanche et au genou. Quant au mouvement cyclique, cette distance est initialement imposée en posture debout en raison du positionnement sur la selle du vélo.

Sur le plan cinétique, nous montrons que les pourcentages des forces de réaction maximales et moyennes enregistrées pendant l'entraînement par mouvements elliptique et linéaire, par rapport à la MN, diminuent significativement lors de la transition vers la posture couchée, soit de près de deux tiers des valeurs enregistrées en posture debout. De plus, cette transition fait perdre au mouvement elliptique sa capacité à reproduire le schéma cinétique de la MN observé en posture debout, traduit par la diminution significative de son coefficient CMC. Cette diminution significative peut s'expliquer par le fait que l'effet de la gravité ne s'applique plus en posture couchée. En revanche, lors de l'entraînement cyclique circulaire, le corps est initialement soutenu par la selle en posture debout et, pour cette raison, l'effet du changement de posture n'est pas significatif.

Les résultats de notre étude sont ainsi en accord avec deux études, qui ont montré que la cinétique lors du mouvement cyclique circulaire est peu ou pas sensible au changement de posture (Hakansson & Hull, 2004; Lopes, Alouche, Hakansson, & Cohen, 2014). Il convient de noter que ces deux études ont examiné l'activation musculaire des membres inférieurs plutôt que les forces de réaction aux pédales pour étudier le volet cinétique.

Pour autant que nous le sachions, l'influence du changement de posture ne figure pas dans la littérature pour les mouvements elliptique et linéaire. Cependant, dans une étude particulière qui a examiné la possibilité d'effectuer l'exercice linéaire en posture couchée auprès d'astronautes (Edmonds, Jarchow, & Young, 2007), la force de réaction moyenne du mouvement enregistrée était cohérente avec celle enregistrée dans notre étude, soit 43 BWP contre 32 ± 11 BWP enregistrés dans le SCA, confirmant la diminution de la force de réaction moyenne lors du mouvement linéaire en posture couchée.

6.2.3 Influence du mode d'entraînement sur la similarité avec la MN

Ce projet de recherche étudie, pour la première fois, l'influence du mode d'entraînement (actif vs passif) sur la similarité avec la MN pour deux mouvements, cyclique circulaire et elliptique, dans une posture couchée d'entraînement. Les résultats de la deuxième sous étude ont montré que l'influence du mode sur la similarité cinématique dépend du type de mouvement. Dans le cas du mouvement elliptique, le passage du mode actif au mode passif a augmenté significativement la similarité cinématique à la cheville, mais a diminué significativement celle au genou et n'a exercé aucune influence à la hanche. En revanche, aucun effet n'a été relevé dans le cas du mouvement cyclique circulaire.

La différence d'influence entre les deux mouvements et les articulations peut être expliquée comme suit : en mode actif, le mouvement volontaire du participant permet une flexion plantaire plus confortable de la cheville afin de propulser les pédales (contact au niveau des orteils) dans la phase d'appui ce qui provoque une extension supplémentaire du genou. D'autre part, en se référant à la Figure 5.3, il est possible de détecter un changement dans le mouvement de la cheville entre l'entraînement au mouvement circulaire actif couché (VCA) et l'entraînement au mouvement circulaire passif couché (VCP), mais comme les intervalles des deux entraînements n'interféraient pas avec celui de la MN, leurs Mvt% cheville n'étaient pas sensibles à ce changement. Nous concluons donc que le changement de mode n'a pas significativement influencé la similarité entre le mouvement circulaire cyclique et la MN.

Sur le plan cinétique, en posture couchée, seule la similarité de la force de réaction maximale avec la MN a diminué de manière significative en mode passif, et ce uniquement pour le mouvement elliptique. Cette diminution peut être expliquée par le fait que la force motrice de l'appareil est celle qui assiste le mouvement au lieu du participant.

6.3 Recommandation pour un appareil de mobilisation précoce des BM

La littérature rapporte que la mobilisation précoce des patients BM se fait au moyen d'un cyclo-ergomètre au lit en posture couchée. Cependant, dans ce projet de recherche, nous montrons que le mouvement cyclique circulaire présente des différences substantielles, notamment en posture couchée, avec la biomécanique de la MN, pour laquelle la récupération est un besoin primaire chez les BM. En effet, l'inconvénient potentiel du cyclo-ergomètre réside dans le fait qu'il ne répond pas au principe de la spécificité de la tâche de marche. Toutefois, comme évoqué dans la littérature, afin d'optimiser la neuroplasticité, l'entraînement doit être aussi proche que possible de la tâche cible.

Nous démontrons, premièrement, que le passage du mouvement cyclique circulaire au mouvement linéaire favorise significativement les pourcentages du recouvrement des intervalles de mouvement des trois articulations (hanche, genou et cheville) dans le plan sagittal durant la MN. L'amélioration de ces pourcentages traduit un apport afférent plus approprié, autrement dit, une meilleure similarité avec la stimulation rythmique par laquelle les muscles des membres inférieurs sont tendus et contractés lors de la MN. À ce propos, il est reconnu dans la littérature que le fait de se rapprocher de la simulation rythmique, dépendante de la posture du membre lors de la MN, induit une amélioration significative de la production des facteurs neurotrophiques dans le renflement lombaire post-BM(Côté, Azzam, Lemay, Zhukareva, & Houlé, 2011; Zhao et al., 2018). Étant donné que les facteurs neurotrophiques sont des familles de protéines responsables de la croissance et du maintien des neurones, améliorer leur production induit une meilleure régénération des axones post-BM (Houle &

Côté, 2013) et la régénération des axones est une nécessité primordiale de la neuroplasticité et, éventuellement, de la récupération fonctionnelle (Filous & Schwab, 2018).

Deuxièmement, nous démontrons que le passage d'un mouvement cyclique circulaire à un mouvement linéaire améliore significativement les pourcentages de la force de réaction maximale et moyenne. En particulier, ce gain est plus important lorsque la posture passe de la position couchée à debout pour le mouvement linéaire. À ce sujet, il faut noter que l'amélioration de ces paramètres cinétiques traduit en effet l'augmentation de l'intensité du chargement musculosquelettique maximal et moyen pendant l'entraînement. À cet égard, la littérature rapporte que la production des facteurs neurotrophiques est également proportionnelle à l'intensité de l'entraînement post BM (Leech & Hornby, 2017). Ce qui favorise notamment la neuroplasticité et se manifeste par une amélioration significative des paramètres locomotrices telle que l'activité musculaire, les métriques spatiotemporelles et les excursions articulaires (Leech, Kinnaird, Holleran, Kahn, & Hornby, 2016).

Ainsi, dans l'optique de favoriser la neuroplasticité de la ME, nous supposons que le mouvement linéaire est un candidat plus approprié que le mouvement cyclique circulaire afin de reproduire, et éventuellement, récupérer la MN chez les BM. Néanmoins, le choix du mouvement linéaire doit prendre en considération l'ajustement de la course et de la résistance d'entraînement afin de préserver la sécurité des patients. En outre, ce projet de recherche a considéré l'influence de la posture d'entraînement. Au lieu de la posture couchée habituellement utilisée pour mobiliser les patients dans un lit d'hôpital, la migration vers une posture plus verticale est susceptible de promouvoir la neuroplasticité. Enfin, nous signalons que la similarité cinétique avec la MN est meilleure lorsque l'on favorise le mode actif. Ainsi, nous recommandons, dans la mesure du possible, une migration progressive vers un entraînement actif en posture verticale dès que l'état du patient le permet.

6.4 Limites du projet de recherche

La principale limite de ce projet de recherche est le faible nombre de participants. En effet, selon le test de puissance (cible $P= 0.9$), le nombre de sujets devrait être de 16, alors que seulement 14 participants ont été inclus. De plus, les résultats ont révélé une variation de ± 15 points entre les mouvements dans le score GDI, alors que le calcul du nombre d'échantillons avait été fait en posant l'hypothèse d'une différence de 10 points en se basant sur une étude précédente (Damiano et al., 2011). L'augmentation du nombre de participants pourrait affiner les comparaisons effectuées dans cette étude.

Une autre limite est la différence détectée entre les participants dans leur capacité à se familiariser avec les appareils, en particulier l'appareil elliptique. Alors que les participants les plus sportifs se sont rapidement familiarisés avec l'appareil, les participants les moins actifs ont signalé des difficultés à maintenir un mouvement cohérent lors de l'entraînement sur l'appareil elliptique, ce qui explique la variation notable des données associées à ce dernier. Ce biais a été redressé en ajoutant du temps d'entraînement supplémentaire aux participants. Dans des projets similaires, une séance de familiarisation avant l'acquisition pourrait permettre de surmonter cet inconvénient.

En outre, la comparaison effectuée dans le cadre de ce projet porte sur des sujets sains et non sur des patients atteints de BM, bien que son intérêt se porte sur ces derniers. Ce choix était en fait imposé par les limites de faisabilité de l'expérience, telles que la posture debout et le mode actif, qui ne sont pas réalisables par les patients BM en un stade précoce. Quant à la représentativité de la population cible, elle peut être argumentée par le fait que les résultats de l'étude peuvent être transmis aux BM du point de vue de la spécification de la tâche et non du mécanisme de réadaptation en soi. D'ailleurs, selon l'étude de Ivanenko, Poppele, et Lacquaniti (2009), la principale différence entre le contrôle de la marche chez les sujets BM, par rapport aux sujets sains, réside dans la formation des nouveaux réseaux neuronaux, post-entraînement, afin d'atteindre la même tâche fonctionnelle. Autrement dit, ils ont constaté que, dépendamment de l'entraînement reçu, les patients BM apprennent à produire de nouveaux

modèles d'activité musculaire adaptés, au lieu des réseaux endommagés, ce qui permet d'obtenir la cinématique souhaitée du pied par le biais du couplage biomécanique du mouvement angulaire des différents segments du membre et du corps. Ainsi, ils sont mis l'accent sur l'importance de minimiser l'erreur dans le modèle prédefini d'apprentissage ou d'entraînement. Et c'est dans ce cadre que notre projet propose un entraînement qui maximise la similarité de la trajectoire et minimise la différence entre l'entraînement et la tâche ciblée.

L'orientation du corps rigide associée au bassin a présenté à la fois des avantages et des limites pour cette étude. D'une part, l'alignement des marqueurs du corps rigide a permis aux participants de s'exercer en posture couchée, mais ce même alignement a créé un problème d'identification des marqueurs et, par la suite, des perturbations dans la construction du corps rigide par le système d'analyse du mouvement. Afin de corriger cette imperfection, des reconstructions post-acquisition ont été réalisées. Cependant, un certain nombre de tests se sont révélés invalides en raison de la perturbation du mouvement du corps rigide associé au bassin. Cela induit un plan déséquilibré, d'où la nécessité de diviser l'étude en deux sous-études distinctes et d'utiliser des modèles GLMM tolérants aux plans déséquilibrés. À cet égard, la robustesse modérée des modèles GLMM est une autre limite qui restreint par conséquent la justesse des conclusions de ce projet de recherche. Cette observation est principalement due au nombre important de tests invalides.

Une autre limitation de ce projet est l'exploitation du score GDI et de coefficient CMC. En effet, ces deux paramètres sont complexes et leurs calculs impliquent plusieurs données, ainsi les erreurs se cumulent, ce qui se traduit par des modèles faibles associés à ces deux paramètres. Ce n'est pas le cas pour les autres paramètres étudiés. Ainsi, en minimisant les sources de variation mentionnées dans cette section, l'utilisation du GDI et du CMC peut être plus judicieuse.

6.5 Portée du projet de recherche

Dans le contexte de ce projet de recherche, quatre points clés ont été évoqués pour de futures études. Tout d'abord, ce projet de recherche propose le mouvement linéaire comme une alternative plus pertinente que le mouvement cyclique circulaire pour simuler la MN à l'aide d'un ergomètre. Il sera intéressant d'approfondir les connaissances sur l'influence des paramètres d'entraînement tels que la longueur de la course et la résistance appliquée sur la biomécanique d'entraînement par un mouvement linéaire en général et sur la similarité avec la MN en particulier. Cela conduit également à la pertinence des études d'analyse de faisabilité et de sécurité de l'intégration d'une mobilisation par mouvement linéaire chez les patients BM, en particulier au stade précoce. De plus, si cela est jugé faisable, une comparaison entre l'effet d'une mobilisation par cyclo-ergomètre contre une mobilisation par ergomètre linéaire sur la récupération de la MN est un horizon à explorer.

Le deuxième point concerne le mouvement elliptique. Ce projet a utilisé un appareil mini-elliptique qui a permis de simuler, pour la première fois, le mouvement elliptique en posture couchée. Cependant, l'axe elliptique était dévié de l'horizontale d'environ 22 degrés. Il sera pertinent d'évaluer l'influence de l'orientation de l'axe principal sur les caractéristiques biomécaniques de ce mouvement.

Le troisième point est en lien avec l'adaptation de l'utilisation du score GDI pour établir la comparaison cinématique tridimensionnelle entre les différents exercices et la MN. En effet, ce projet propose d'utiliser une base de référence propre à chaque participant, soit une base construite à partir de ses propres données de marche. Cette méthode a présenté toutefois des limitations à l'exploitation du score. L'une des explications possibles tient au fait que la base de données constituée est trop réduite et que toutes les données des participants doivent être employées. Dans cette perspective, il sera pertinent d'optimiser le score GDI afin d'effectuer des comparaisons similaires.

Enfin, la comparaison établie dans ce projet de recherche avait pour objectif principal de se rapprocher de la biomécanique de la MN. Cependant, bien qu'il soit meilleur que les deux autres mouvements, le mouvement linéaire présente encore des différences importantes avec la MN. Par conséquent, il serait intéressant d'étudier la possibilité de procéder à l'inverse, c'est-à-dire qu'au lieu de chercher un mouvement qui puisse ressembler à la MN, il est possible d'exploiter la biomécanique de la MN en vue de créer un profil destiné à la reproduire (Juan Fang, Galen, Vuckovic, Conway, & Hunt, 2014; J Fang et al., 2011).

CONCLUSION

Les blessures médullaires sont des incidents fréquents et peu réparables, associés à d'importants fardeaux socio-économiques, tant au niveau individuel que collectif. À cet égard, les stratégies thérapeutiques privilégient les traitements basés sur l'exercice qui peuvent favoriser la neuroplasticité grâce à un entraînement dédié à la tâche. De plus, les recherches sont en faveur d'une mobilisation précoce. Cela étant, l'entraînement par cyclo-ergomètre au lit au stade précoce s'avère un exercice faisable et sécuritaire auprès des BM. Cependant, la revue de la littérature dévoile la faible aptitude du mouvement cyclique circulaire à reproduire la MN pour laquelle la récupération est un besoin primordial chez les patients BM. Cette constatation est en contradiction avec le principe fondamental de la spécificité de la tâche dans le traitement basé sur l'exercice. D'autre part, la revue de la littérature rapporte l'existence d'autres mouvements permettant de mieux reproduire la MN en posture debout. Tandis que la mobilisation précoce se fait principalement en posture couchée, un manque d'information est rapporté dans la littérature quant au meilleur mouvement reproduisant la marche dans cette posture. De plus l'influence de la posture et du mode d'entraînement sur la similarité avec la MN n'est pas suffisamment documentée dans la littérature.

L'objectif de ce projet de recherche était de mieux comprendre la meilleure configuration du mouvement et de la posture qui favorise la neuroplasticité chez les BM à un stade précoce. Spécifiquement, les sous-objectifs étaient : 1) Élaborer un cahier des charges permettant d'identifier et de hiérarchiser les caractéristiques techniques les plus importantes d'un dispositif de mobilisation précoce; 2) Établir une étude biomécanique de comparaison entre la MN et trois appareils en étudiant l'influence de la posture et du mode d'entraînement afin d'identifier celui qui reproduit au mieux la MN; 3) Tirer parti des résultats de l'étude biomécanique afin de prodiguer des recommandations sur la configuration d'un dispositif de mobilisation précoce des BM.

Ce projet de recherche a élaboré un cahier des charges décrivant les spécifications techniques les plus pertinentes d'un dispositif de mobilisation précoce auprès des patients BM en

employant la méthode du déploiement de la fonction de qualité. La classification par analyse Pareto a mis en exergue quatre spécifications techniques associées à l'attribut de mobilisation du patient qui requiert l'aptitude de l'appareil à reproduire la MN. Cela étant, afin d'apporter plus de clarté à ce propos, le projet de recherche s'est orienté vers une étude comparative entre la MN et trois mouvements, parmi lesquels le cyclique circulaire.

Le projet a mené une étude comparative incluant 17 adultes en bonne santé avec seulement 14 participants pour lesquels des données sont traitées (6 hommes et 8 femmes). Chacun des participants a d'abord effectué 10 tests de marche naturelle. Ensuite, ils ont réalisé 10 tests sur trois appareils: vélo stationnaire électrique; 2) mini elliptique électrique 3) mini simulateur d'escalier, dans deux 2 postures: debout et couchée, et deux modes d'entraînement : actif et passif (uniquement pour le vélo et l'elliptique). L'acquisition des données cinématiques a été réalisée à l'aide du système d'analyse du mouvement OptiTrack et de la technique des corps rigides tandis que les données de forces de réaction au sol et aux pédales ont été mesurées par des semelles de force F-Scan sans fil. Les données ont été ensuite traitées et sept paramètres ont été calculés pour chacun des 10 exercices par rapport à la MN : les pourcentages de mouvement des trois articulations des membres inférieurs dans le plan sagittal, le score GDI, les pourcentages de la force maximale et moyenne de réaction aux pédales par rapport à leurs valeurs correspondantes en MN et le coefficient CMC entre les courbes de force de réaction au sol et aux pédales. La similarité entre la marche naturelle et les trois mouvements a été évaluée à travers deux études distinctes : la première a examiné l'influence du type de mouvement et la posture d'entraînement (en mode actif) tandis que la deuxième a examiné l'influence de mouvement et du mode d'entraînement (en posture couchée). L'analyse statistique des paramètres dépendants en fonction des facteurs d'influence étudiés a utilisé des modèles linéaires mixtes généralisés (GLMM) et des comparaisons multiples par paires. Enfin, un score total est calculé pour chacun des mouvements dans les deux postures afin de prodiguer des recommandations pour les conceptions futures des dispositifs de mobilisation précoce BM. L'analyse de l'influence du type de mouvement sur la similarité avec la marche naturelle a montré que, parmi les trois mouvements, c'est le mouvement linéaire qui maximise la similarité cinématique entre l'entraînement et la MN en termes de recouvrement de l'intervalle de

mouvement des trois articulations dans le plan sagittal. Plus précisément, il est significativement meilleur que le mouvement cyclique circulaire, quelle que soit la posture, sauf au niveau de la hanche en position couchée. De même, le mouvement linéaire est significativement meilleur que le mouvement elliptique au niveau du genou en posture couchée, sans autre différence significative entre les deux. Dans une moindre mesure que le mouvement linéaire, le mouvement elliptique améliore la similarité cinématique avec la marche naturelle par rapport au mouvement cyclique de manière significative au niveau du genou et de la cheville dans les deux postures. Sur le plan cinétique, le mouvement linéaire a favorisé les pourcentages des forces de réaction maximales et moyennes, par rapport à la marche naturelle, d'une manière significativement plus efficace que le mouvement elliptique et cyclique circulaire, et ceci indépendamment de la posture. Cependant, en termes de coefficient CMC, l'influence du mouvement sur la similarité avec la marche naturelle est conditionnée par la posture : aucune différence significative n'est observée en posture couchée, mais en posture debout, c'est le mouvement elliptique qui maximise significativement le coefficient CMC par rapport aux deux autres mouvements.

L'analyse de l'influence de la posture sur la similarité des trois mouvements avec la MN fait ressortir des différences substantielles dépendamment du type de mouvement. Sur le plan cinématique, la migration vers la posture debout a favorisé de manière significative la similarité avec la MN du mouvement linéaire à la hanche et du mouvement elliptique au genou, sans toutefois favoriser significativement la similarité du mouvement circulaire. Les différences cinématiques observées peuvent être expliquées par les conditions aux limites imposées dans la posture couchée, telles que la présence du matelas et la distance entre l'appareil et le sol. L'influence de la posture est beaucoup plus accentuée au niveau cinétique, et ce en raison du changement d'orientation dans le champ de gravité entre les deux postures. À cet égard, la similarité cinétique des mouvements linéaire et elliptique a été significativement atténuée par le changement vers la posture couchée alors que celle du mouvement circulaire reste faible et peu influencée par ce facteur.

L'analyse de l'influence du mode d'entraînement sur la similarité avec la marche naturelle montre que son influence est tributaire du type de mouvement. D'abord, sur le plan cinématique, et dans le cas du mouvement elliptique, le passage du mode actif au mode passif a augmenté significativement la similarité cinématique à la cheville, mais a diminué significativement celle au genou et n'a exercé aucune influence à la hanche. Cependant, aucun changement significatif n'a été identifié dans le cas du mouvement cyclique circulaire. Sur le plan cinétique, le changement de mode, de l'actif à passif, n'a diminué significativement que le pourcentage de la force de réaction maximale, par rapport à la marche naturelle, et uniquement pour le mouvement elliptique.

L'exploitation des résultats de l'étude comparative associée au barème d'évaluation établi dans le cahier des charges a abouti à recommander le mouvement linéaire comme une alternative plus pertinente que le mouvement cyclique circulaire pour reproduire la MN. Ainsi, en favorisant le respect du principe de spécificité de la tâche, nous supposons que l'entraînement par le mouvement linéaire au stade précoce est susceptible de promouvoir la neuroplasticité des BM, pour autant que leur sécurité est surveillée. Aussi, nous recommandons la mobilisation dans la posture la plus verticale possible et nous recommandons de privilégier le mode actif autant que possible.

Cela étant, plusieurs champs d'application feront l'objet de recherches futures telles que l'optimisation des paramètres du mouvement linéaire afin de maximiser la similarité avec la marche naturelle, la conception d'un dispositif de mobilisation précoce des BM en adoptant le mouvement linéaire et en favorisant la posture debout et, par ailleurs, l'étude de l'influence d'une mobilisation par mouvement linéaire sur la récupération de la marche chez les BM par rapport à la mobilisation par cycloergomètre.

RECOMMANDATIONS

Après avoir effectué ce projet de recherche, les recommandations suivantes sont trouvées pertinentes pour les futurs travaux de recherche :

- Dans ce projet, les données cinématiques et cinétiques ont été synchronisées en post-acquisition à l'aide d'un script qui contrôle les instants de début d'enregistrement dans les deux ordinateurs utilisés pour les semelles OptiTrack et F-scan. Bien que cette méthode aboutisse à des résultats valides, elle est lente et nécessite plus de travail en post-acquisition. Elle peut être facilitée en utilisant la synchronisation automatique sortie-déclencheur disponible dans les dernières versions des systèmes de mesure de forces (par exemple Insole SmartLead, Noraxon, É.-U.).
- Dans ce projet de recherche, la familiarisation avec les appareils s'est faite le jour de l'acquisition. Il s'avère que cela n'est pas suffisant pour tous les participants. D'où la nécessité de prévoir, dans ce type de projet, des séances d'entraînement avant l'acquisition, qui incluent l'effort physique en général.
- Afin de suivre le mouvement de la hanche en posture couchée, un corps rigide avec 4 marqueurs alignés a été placé sur la crête iliaque de la jambe dominante du participant par biais d'une ceinture Velcro. Bien que l'analyse du mouvement soit faite, le type de corps rigide peut être amélioré. En effet, l'ajout de marqueurs suffisamment éloignés les uns des autres peut empêcher le phénomène de superposition de ces marqueurs par rapport aux caméras et par la suite faciliter la construction du corps rigide.
- Dans un souci de confort des participants, des justaucorps ont été fournis et la fixation des corps rigides s'est faite par des attaches Velcro. Cette technique s'est avérée peu rentable pour la rigueur de l'analyse du mouvement en raison de l'artefact du glissement des corps rigides par rapport à la peau. Il est recommandé de coller les corps rigides directement sur la peau des participants pour obtenir des résultats plus rigoureux.
- Afin d'éviter la collision entre les attaches des pédales des appareils et le corps rigide associé au pied, ce dernier a été fixé aux orteils des pieds. Comme il s'agit du même emplacement lors de la MN, cette technique a entraîné une réduction de la mesure de

la flexion plantaire de la cheville (due au mouvement relatif entre les orteils et la cheville pendant la phase d'appui). Par conséquent, cet emplacement doit être revu pour les travaux futurs.

ANNEXE I

APPROBATION FINALE CER ETS

 Le génie pour l'industrie	Comité d'éthique de la recherche École de technologie supérieure	
Le 22 septembre 2021		
Projet :	Étudier l'influence du type d'exercice réalisé à l'aide d'un exerciceur (step, vélo, elliptique), de la posture (debout ou couchée) et du mode d'entraînement (actif ou passif) sur la similarité biomécanique avec la marche naturelle chez des sujets adultes sains	
Chercheur responsable :	Yvan Petit, Professeur au département de génie mécanique – École de technologie supérieure (ETS)	
Collaborateur :	Jean-Marc Mac Thiong, Professeur à la Faculté de médecine – Université de Montréal (UdeM)	
Étudiante :	Hanen Chammakh, Étudiante à la maîtrise en génie mécanique – ÉTS	
Référence :	H20210605	Demande : Nouvelle
APPROBATION FINALE		
<p>Monsieur/madame,</p> <p>Nous accusons réception du dossier modifié selon les recommandations émises le 14 juillet 2021 par le Comité d'éthique de la recherche de l'École de technologie supérieure (CÉR de l'ETS). Après révision, le dossier est jugé conforme aux exigences éthiques. J'ai donc le plaisir de vous informer que votre projet est approuvé et que vous pouvez procéder au recrutement de vos participants.</p> <p>Vous trouverez, jointe à la présente, une copie du formulaire d'information et de consentement approuvé par le CÉR de l'ETS (version PDF datée du 22 septembre 2021). <u>Veuillez utiliser cette version du document pour le recrutement.</u></p> <p>L'approbation éthique de votre projet est valable pour une année à compter de la date d'approbation finale. Selon l'état d'avancement de votre projet à la date mentionnée ci-dessous, vous devrez fournir au CÉR de l'ETS un rapport de suivi annuel pour demander le renouvellement de l'approbation éthique ou la fermeture du dossier.</p> <p>En acceptant la présente approbation éthique, vous vous engagez à :</p> <ul style="list-style-type: none">• Observer une conduite responsable tout au long de vos travaux de recherche;• Informer dès que possible le CÉR de tout changement apporté au projet ou tout évènement imprévu qui surviendrait au cours d'une séance de collecte de données;• Respecter les conditions de confidentialité et de protection des renseignements et des données, telles qu'énoncées dans le dossier et approuvées par le CÉR;		
p.1/2		

Figure A I-1 Lettre d'approbation finale CER ETS, page1

• Conserver cette approbation éthique valide au moins jusqu'à la publication des premiers résultats de la recherche.

Si vous avez des questions ou des préoccupations éthiques au cours de votre projet, veuillez contacter le bureau coordonnateur du CER par courriel à l'adresse cer@etsmtl.ca ou par téléphone (514) 396-8800 poste 7129.

Veuillez agréer, Monsieur Petit, l'expression de mes sentiments les meilleurs.



Erika Olivaux, M.A.
Coordonnatrice, Comité d'éthique de la recherche,
École de technologie supérieure

ÉCHÉANCE DE L'APPROBATION ÉTHIQUE
(Date limite pour la remise du rapport annuel)
22 septembre 2022

cc : Ghyslain Gagnon, Doyen de la recherche
Mathieu Groulx, Président du CER

pj : Formulaire d'information et de consentement approuvé

p.2/2

Figure A I-2 Lettre d'approbation finale CER ETS, page 2

ANNEXE II

LA PUISSANCE D'UN PLAN FACTORIEL

La puissance d'un plan factoriel est donnée par la formule suivante :

$$\text{Power} = 1 - F_{k1, k2, \beta}(f_{k1, k2, 1-\alpha}) \quad (\text{A II-1})$$

Avec :

$K2 = n1 - n2 - n3 - 1$ (Degrés de liberté de l'erreur)

$\beta = \frac{n\delta^2}{2\sigma^2}$ (paramètre d'excentricité)

$K1 = K - 1$

K : les niveaux de facteur ayant le plus grand nombre de niveaux (dans ce cas 5)

α : seuil de significativité

$f_{k1, k2, s}$: L'inverse de la fonction de distribution cumulée F central avec $k1$ et $k2$ degrés de liberté, en s

$k2$: Degrés de liberté de l'erreur

$n1$: nombre total des essais

$n2 = \begin{cases} 0 & (\text{Unblocked design}) \\ \text{Nombre des clusters} - 1 & (\text{blocked design}) \end{cases}$

$n3$: somme des degrés de liberté des termes dans le modèle

n : taille de l'échantillon à chaque niveau du facteur ayant le plus grand nombre de niveaux

δ : différence maximale

σ : écart type

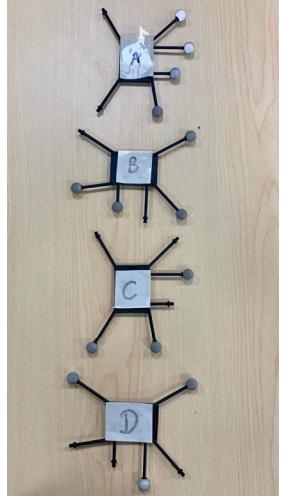
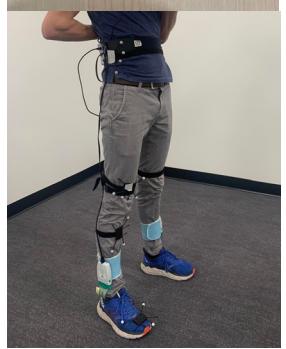
ANNEXE III

LISTE DE CONTRÔLE

Tableau A III- 1 Installation des semelles de force

Étape	Procedure
1	<input type="checkbox"/> Vérifier auprès du participant que celui-ci ne sent pas de replis dans les chaussures.
2	<input type="checkbox"/> Placer la batterie chargée dans sa pochette sur la ceinture. <input type="checkbox"/> Enrouler ensuite la ceinture autour de la taille du participant. <input type="checkbox"/> Attacher fermement les brassards en velcros sur chaque cheville. <input type="checkbox"/> Boitiers doivent être les plus fixes et stables possibles. <input type="checkbox"/> Insérer les languettes respectives des semelles dans chaque boitier. <input type="checkbox"/> Insérez un câble sur chaque boitier. <input type="checkbox"/> Connecter l'autre extrémité des câbles à l'unité Wireless Versa Tek se trouvant sur la ceinture. <input type="checkbox"/> Attacher les sangles au-dessus des genoux pour éviter qu'elles ne gênent la personne dans ses mouvements. <input type="checkbox"/> Vérifier que les boutons D.E.L. de l'unité Wireless sont bien allumés en vert après ce compte à rebours.
3	<input type="checkbox"/> Établir la connexion sans fil.
4	<input type="checkbox"/> Ouvrez le logiciel Tekscan (F-scan research) et vérifier que la connexion est entre tous les dispositifs, la boîte de dialogue « Wireless connexion manager » vous indiquera l'état de la connexion, le pourcentage de charge de la batterie ainsi que la détection des 2 boitiers. <i>Attention : Il faut toujours s'assurer que tous les voyants sont allumés avant de commencer l'enregistrement.</i>
5	<input type="checkbox"/> Créer le dossier avec le Code d'identification de participant.
6	<input type="checkbox"/> Équilibration <input type="checkbox"/> Sauvegarder les deux fichiers d'équilibration.
7	<input type="checkbox"/> La calibration <input type="checkbox"/> Sauvegarder les deux fichiers de calibration.
8	<input type="checkbox"/> Sauvegarder chaque film après son enregistrement <input type="checkbox"/> S'assurer que les enregistrements sont dans le dossier de participant.

Tableau A III- 2 Emplacements des marqueurs

Étape	Procédures	Notes
1	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Palper et identifier les crêtes iliaques latérales <input type="checkbox"/> Aligner la ceinture Velcro avec les deux crêtes iliaques. <input type="checkbox"/> Attacher le cluster A à 4 marqueurs à la ceinture Velcro dans l'emplacement de la crête iliaque de côté de la jambe dominante. 	
2	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Attacher la bande élastique Velcro à la section la plus rigide de la cuisse de la jambe dominante du participant (milieu de muscle droit fémoral). <input type="checkbox"/> Attacher le cluster B à 4 marqueurs à la bande Velcro du côté frontal de la cuisse (milieu de muscle droit fémoral). 	
3	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Attacher la bande élastique Velcro à la section supérieure du tibia de la jambe dominante du participant. <input type="checkbox"/> Attacher le cluster C à 3 marqueurs à la bande Velcro du côté frontal du tibia. 	
4	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Attacher le cluster D à 3 marqueurs à la tête des chaussures. 	
5	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Sur l'OptiTrack, créez un nouveau dossier avec le code d'identification de participant. 	
6	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Demandez au participant de se mettre debout immobile au centre de la salle et créez (ou identifiez) les corps rigides (Bassin, Fémur, Tibia, Pied) sur l'OptiTrack en cliquant sur les marqueurs. 	

ANNEXE IV

CALCUL DE L'INDICE DE DÉVIATION DE LA MARCHE (GDI)

L'indice de déviation de la marche (GDI) est introduit par Schwartz et Rozumalski afin d'évaluer la marche pathologique chez les enfants moyennant une référence construite à partir d'une base des données d'une population saine. Le score est estimé en calculant une distance métrique issue d'une représentation vectorielle des courbes d'évolution des angles articulaires. Nous proposons dans cette étude d'utiliser le GDI afin d'évaluer la similarité entre la MN et 5 types d'exercices (elliptique actif, vélo actif, linéaire passif, vélo passif et elliptique passif) pour deux postures d'entraînement (debout ou couchée) : 10 combinaisons possibles. En premier lieu, les données cinématiques recueillies de la MN de tous les participants seront considérées comme la base de référence (groupe de contrôle). En second lieu, pour chaque exercice et pour chaque configuration, le GDI est calculé. Les étapes de calcul sont les suivantes:

1. Pour chacun des participants, recueillir les données cinématiques du bassin et de la jambe droite durant la marche tout le long de l'espace d'acquisition (5 m X 10 répétitions).
2. Pour chaque participant, extraire et moyenner par nombre des cycles l'évolution des 9 angles articulaires mentionnés ci-dessous avec un incrément de 2% pour chaque cycle de marche complet.
 - Les trois rotations pelviennes (Inclinaison pelvienne, Obliquité pelvienne, Rotation pelvienne)
 - Les trois rotations de la hanche (Adduction/ abduction, Flexion/ extension, Rotation)
 - Flexion-extension du genou
 - Dorsiflexion / flexion plantaire de la cheville
 - Progression du pied (Rotation médiale/Rotation latérale)
3. Pour chaque participant, construire le vecteur g correspondant (9 angles x 51 points = 459 données).

$$g = [\{pel\ tilt\}, \{pel\ obliq\}, \dots, \{foot\ progression\}]^T \quad (A\ IV-2)$$

$$g = [g_1, g_2, \dots, g_{459}]^T$$

4. Soit $G(N \times 459)$ la matrice concaténée de tous les vecteurs construits :

$$G = \begin{bmatrix} g_1^1 & g_1^2 & \dots & g_1^N \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ g_{459}^1 & g_{459}^2 & \dots & g_{459}^N \end{bmatrix} \quad (A\ IV-3)$$

N : nombre des participants

5. La matrice G est ensuite décomposée en vecteurs propres unitaires (Schwartz & Rozumalski, 2008).
6. Une base orthonormale optimale (base f) est ainsi formée.

7. Refaire les étapes de 1 à 3 pour chaque combinaison et pour chaque participant p.
8. Soit g un vecteur donné, calculé pour une combinaison donnée et pour un participant donné. Il peut alors être exprimé dans la base f par :

$$\tilde{g}^m = \sum_{k=1}^m c_k f_k \quad (\text{A IV-4})$$

Avec c_k la composante caractéristique donnée par :

$$c_k = g \cdot f_k \quad (\text{A IV-5})$$

9. Soit $c = (c_1, c_2 \dots, c_m)$ le vecteur des composantes caractéristiques de g dans la base f .
10. Soit α et β deux sujets différents et \tilde{g}^α et \tilde{g}^β leurs vecteurs de marche respectivement. La distance euclidienne entre les deux vecteurs peut être calculée :

$$d^{\alpha\beta} = \|c^\alpha - c^\beta\| \quad (\text{A IV-6})$$

Alors, pour un participant donné, afin d'évaluer la similarité entre un vecteur g issu d'une combinaison α et la MN, il suffit de mesurer sa distance euclidienne de la moyenne des mesures :

$$d^{\alpha N} = \|c^\alpha - \bar{c}^N\| \quad (\text{A IV-7})$$

Avec \bar{c}^N La moyenne des composantes caractéristiques des N participants.

11. L'indice brut de déviation de la marche correspondant à l'expérience α est alors donné par :

$$GDI_{raw}^\alpha = \ln(d^{\alpha N}) \quad (\text{A IV-8})$$

12. Dans le but d'améliorer l'interprétabilité de l'indice, on définit l'ensemble $(GDI_{raw}^k)_{k=1..N}$ du groupe de contrôle et on en calcule la moyenne et l'écart-type GDI_{raw}^k ($Mean(GDI_{raw}^k)$, $SD(GDI_{raw}^k)$).
13. On en déduit le score z qui correspond à la combinaison α par rapport à l'ensemble du groupe de contrôle :

$$z_{GDI_{raw}^\alpha} = \frac{GDI_{raw}^\alpha - Mean(GDI_{raw}^k)}{SD(GDI_{raw}^k)} \quad (\text{A IV-9})$$

14. Alors le score GDI attribué à la combinaison α est donné par :

$$GDI^\alpha = 100 - 10 \times z_{GDI_{raw}^\alpha} \quad (\text{A IV-10})$$

Interprétation du score GDI :

- $\text{GDI} \geq 100$: la combinaison se rapproche de la moyenne du groupe de contrôle.
- $\text{GDI} \leq 100$: chaque 10 points au-dessous du 100 correspondent à une déviation d'un écart type de la moyenne du groupe de contrôle

ANNEXE V

CALCUL DE COEFFICIENT DE CORRÉLATION MULTIPLE (CMC)

Pour un angle articulaire donné, soit **C** conditions (dans notre cas, C1 = marche naturelle (MN) et C2 = une combinaison donnée) à **W** cycles complets chacun (soit 1 cycle par répétition x 10 x NB de participant, pour la MN) pour **P** points de mesures (51 points dans ce cas) . Le coefficient de corrélation multiple **CMC** est donné par :

$$CMC = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^C \sum_{j=1}^W \sum_{k=1}^P \frac{(Y_{ijk} - \bar{Y}_{ik})^2}{CW(P-1)}}{\sum_{i=1}^C \sum_{j=1}^W \sum_{k=1}^P \frac{(Y_{ijk} - \bar{Y}_i)^2}{C(WP-1)}}} \quad (A V-1)$$

Avec :

Y_{ijk} : la mesure de la variable de $j^{\text{ème}}$ cycle du $i^{\text{ème}}$ condition au $k^{\text{ème}}$ point

\bar{Y}_{ik} : la moyenne partielle des mesures par rapport aux cycles donnés pour le $i^{\text{ème}}$ condition au $k^{\text{ème}}$ point.

\bar{Y}_i : la moyenne globale de toutes les mesures en tous points pour la condition i .

Interprétation du CMC :

Le CMC a une valeur entre 0 et 1 :

CMC proche de 1 : indique une forte similarité entre les courbes comparées,

CMC proche de 0 : indique la dissimilarité entre les courbes comparées.

ANNEXE VI

RÉSULTATS DES TESTS DES HYPOTHÈSES STATISTIQUES

Tableau A VI-1 Résultats des tests des hypothèses statistiques

Variables dépendantes	Étude 1	Étude 2																																																																																																																																																																																		
GDI	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Exercise</th> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>GDI</td><td>.176</td><td>12</td><td>.200[*]</td><td>.925</td><td>12</td><td>.331</td></tr> <tr> <td>ECA</td><td>.211</td><td>8</td><td>.200[*]</td><td>.891</td><td>8</td><td>.237</td></tr> <tr> <td>EDA</td><td>.218</td><td>12</td><td>.119</td><td>.881</td><td>12</td><td>.090</td></tr> <tr> <td>SCA</td><td>.146</td><td>10</td><td>.200[*]</td><td>.849</td><td>10</td><td>.659</td></tr> <tr> <td>SDA</td><td>.206</td><td>11</td><td>.200[*]</td><td>.927</td><td>11</td><td>.379</td></tr> <tr> <td>VCA</td><td>.179</td><td>12</td><td>.200[*]</td><td>.929</td><td>12</td><td>.373</td></tr> <tr> <td>VDA</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2"></th> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th rowspan="2">df1</th> <th rowspan="2">df2</th> <th rowspan="2">Sig.</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>GDI</td><td>Based on Mean</td><td>.468</td><td>5</td><td>.59</td><td>.798</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median</td><td>.270</td><td>5</td><td>.59</td><td>.928</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median and with adjusted df</td><td>.270</td><td>5</td><td>50.761</td><td>.928</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on trimmed mean</td><td>.444</td><td>5</td><td>.59</td><td>.816</td></tr> </tbody> </table>	Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	GDI	.176	12	.200 [*]	.925	12	.331	ECA	.211	8	.200 [*]	.891	8	.237	EDA	.218	12	.119	.881	12	.090	SCA	.146	10	.200 [*]	.849	10	.659	SDA	.206	11	.200 [*]	.927	11	.379	VCA	.179	12	.200 [*]	.929	12	.373	VDA								Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Statistic	df	Sig.	GDI	Based on Mean	.468	5	.59	.798		Based on Median	.270	5	.59	.928		Based on Median and with adjusted df	.270	5	50.761	.928		Based on trimmed mean	.444	5	.59	.816	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Exercise</th> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>GDI</td><td>.176</td><td>12</td><td>.200[*]</td><td>.925</td><td>12</td><td>.331</td></tr> <tr> <td>ECA</td><td>.161</td><td>8</td><td>.200[*]</td><td>.954</td><td>8</td><td>.756</td></tr> <tr> <td>EDA</td><td>.206</td><td>11</td><td>.200[*]</td><td>.927</td><td>11</td><td>.379</td></tr> <tr> <td>VCA</td><td>.248</td><td>12</td><td>.041</td><td>.862</td><td>12</td><td>.052</td></tr> <tr> <td>VDP</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </tbody> </table> <p>* This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2"></th> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th rowspan="2">df1</th> <th rowspan="2">df2</th> <th rowspan="2">Sig.</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>GDI</td><td>Based on Mean</td><td>.559</td><td>3</td><td>.39</td><td>.646</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median</td><td>.298</td><td>3</td><td>.39</td><td>.827</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median and with adjusted df</td><td>.298</td><td>3</td><td>29.834</td><td>.827</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on trimmed mean</td><td>.523</td><td>3</td><td>.39</td><td>.669</td></tr> </tbody> </table>	Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	GDI	.176	12	.200 [*]	.925	12	.331	ECA	.161	8	.200 [*]	.954	8	.756	EDA	.206	11	.200 [*]	.927	11	.379	VCA	.248	12	.041	.862	12	.052	VDP								Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Statistic	df	Sig.	GDI	Based on Mean	.559	3	.39	.646		Based on Median	.298	3	.39	.827		Based on Median and with adjusted df	.298	3	29.834	.827		Based on trimmed mean	.523	3	.39	.669
Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																																																
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																														
GDI	.176	12	.200 [*]	.925	12	.331																																																																																																																																																																														
ECA	.211	8	.200 [*]	.891	8	.237																																																																																																																																																																														
EDA	.218	12	.119	.881	12	.090																																																																																																																																																																														
SCA	.146	10	.200 [*]	.849	10	.659																																																																																																																																																																														
SDA	.206	11	.200 [*]	.927	11	.379																																																																																																																																																																														
VCA	.179	12	.200 [*]	.929	12	.373																																																																																																																																																																														
VDA																																																																																																																																																																																				
	Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																																														
	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																																	
GDI	Based on Mean	.468	5	.59	.798																																																																																																																																																																															
	Based on Median	.270	5	.59	.928																																																																																																																																																																															
	Based on Median and with adjusted df	.270	5	50.761	.928																																																																																																																																																																															
	Based on trimmed mean	.444	5	.59	.816																																																																																																																																																																															
Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																																																
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																														
GDI	.176	12	.200 [*]	.925	12	.331																																																																																																																																																																														
ECA	.161	8	.200 [*]	.954	8	.756																																																																																																																																																																														
EDA	.206	11	.200 [*]	.927	11	.379																																																																																																																																																																														
VCA	.248	12	.041	.862	12	.052																																																																																																																																																																														
VDP																																																																																																																																																																																				
	Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																																														
	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																																	
GDI	Based on Mean	.559	3	.39	.646																																																																																																																																																																															
	Based on Median	.298	3	.39	.827																																																																																																																																																																															
	Based on Median and with adjusted df	.298	3	29.834	.827																																																																																																																																																																															
	Based on trimmed mean	.523	3	.39	.669																																																																																																																																																																															
Mvt%_hanche	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Exercise</th> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>HipJoint%</td><td>ECA</td><td>.11</td><td>. .</td><td>.11</td><td>. .</td><td>. .</td></tr> <tr> <td></td><td>EDA</td><td>.309</td><td>9</td><td>.013</td><td>.716</td><td>9</td><td>.002</td></tr> <tr> <td></td><td>SCA</td><td>.528</td><td>11</td><td><.001</td><td>.345</td><td>11</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>SDA</td><td>.296</td><td>11</td><td>.008</td><td>.738</td><td>11</td><td>.001</td></tr> <tr> <td></td><td>VCA</td><td>.11</td><td>. .</td><td>.11</td><td>. .</td><td>. .</td></tr> <tr> <td></td><td>VDA</td><td>.10</td><td>. .</td><td>.10</td><td>. .</td><td>. .</td></tr> </tbody> </table> <p>a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2"></th> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th rowspan="2">df1</th> <th rowspan="2">df2</th> <th rowspan="2">Sig.</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>HipJoint%</td><td>Based on Mean</td><td>13.247</td><td>5</td><td>.57</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median</td><td>3.098</td><td>5</td><td>.57</td><td>.015</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median and with adjusted df</td><td>3.098</td><td>5</td><td>19.967</td><td>.031</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on trimmed mean</td><td>10.464</td><td>5</td><td>.57</td><td><.001</td></tr> </tbody> </table>	Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	HipJoint%	ECA	.11	. .	.11		EDA	.309	9	.013	.716	9	.002		SCA	.528	11	<.001	.345	11	<.001		SDA	.296	11	.008	.738	11	.001		VCA	.11	. .	.11		VDA	.10	. .	.10		Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Statistic	df	Sig.	HipJoint%	Based on Mean	13.247	5	.57	<.001		Based on Median	3.098	5	.57	.015		Based on Median and with adjusted df	3.098	5	19.967	.031		Based on trimmed mean	10.464	5	.57	<.001	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Exercise</th> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>HipJoint%</td><td>ECA</td><td>. .</td><td>.11</td><td>. .</td><td>. .</td><td>.11</td></tr> <tr> <td></td><td>EDC</td><td>.524</td><td>10</td><td><.001</td><td>.366</td><td>10</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>VCA</td><td>. .</td><td>.11</td><td>. .</td><td>. .</td><td>.11</td></tr> <tr> <td></td><td>VDP</td><td>. .</td><td>.13</td><td>. .</td><td>. .</td><td>.13</td></tr> </tbody> </table> <p>a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2"></th> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th rowspan="2">df1</th> <th rowspan="2">df2</th> <th rowspan="2">Sig.</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>HipJoint%</td><td>Based on Mean</td><td>5.979</td><td>3</td><td>.41</td><td>.002</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median</td><td>1.181</td><td>3</td><td>.41</td><td>.329</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median and with adjusted df</td><td>1.181</td><td>3</td><td>9.000</td><td>.370</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on trimmed mean</td><td>3.119</td><td>3</td><td>.41</td><td>.036</td></tr> </tbody> </table>	Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	HipJoint%	ECA	. .	.1111		EDC	.524	10	<.001	.366	10	<.001		VCA	. .	.1111		VDP	. .	.1313		Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Statistic	df	Sig.	HipJoint%	Based on Mean	5.979	3	.41	.002		Based on Median	1.181	3	.41	.329		Based on Median and with adjusted df	1.181	3	9.000	.370		Based on trimmed mean	3.119	3	.41	.036										
Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																																																
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																														
HipJoint%	ECA	.11	. .	.11																																																																																																																																																																														
	EDA	.309	9	.013	.716	9	.002																																																																																																																																																																													
	SCA	.528	11	<.001	.345	11	<.001																																																																																																																																																																													
	SDA	.296	11	.008	.738	11	.001																																																																																																																																																																													
	VCA	.11	. .	.11																																																																																																																																																																														
	VDA	.10	. .	.10																																																																																																																																																																														
	Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																																														
	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																																	
HipJoint%	Based on Mean	13.247	5	.57	<.001																																																																																																																																																																															
	Based on Median	3.098	5	.57	.015																																																																																																																																																																															
	Based on Median and with adjusted df	3.098	5	19.967	.031																																																																																																																																																																															
	Based on trimmed mean	10.464	5	.57	<.001																																																																																																																																																																															
Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																																																
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																														
HipJoint%	ECA	. .	.1111																																																																																																																																																																														
	EDC	.524	10	<.001	.366	10	<.001																																																																																																																																																																													
	VCA	. .	.1111																																																																																																																																																																														
	VDP	. .	.1313																																																																																																																																																																														
	Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																																														
	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																																	
HipJoint%	Based on Mean	5.979	3	.41	.002																																																																																																																																																																															
	Based on Median	1.181	3	.41	.329																																																																																																																																																																															
	Based on Median and with adjusted df	1.181	3	9.000	.370																																																																																																																																																																															
	Based on trimmed mean	3.119	3	.41	.036																																																																																																																																																																															
Mvt%_genou	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Exercise</th> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>KneeJoint%</td><td>ECA</td><td>.239</td><td>13</td><td>.041</td><td>.839</td><td>13</td><td>.021</td></tr> <tr> <td></td><td>EDA</td><td>.162</td><td>8</td><td>.200[*]</td><td>.983</td><td>8</td><td>.975</td></tr> <tr> <td></td><td>SCA</td><td>.207</td><td>11</td><td>.200[*]</td><td>.895</td><td>11</td><td>.160</td></tr> <tr> <td></td><td>SDA</td><td>.219</td><td>9</td><td>.200[*]</td><td>.849</td><td>9</td><td>.073</td></tr> <tr> <td></td><td>VCA</td><td>.347</td><td>12</td><td><.001</td><td>.697</td><td>12</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>VDA</td><td>.441</td><td>11</td><td><.001</td><td>.626</td><td>11</td><td><.001</td></tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2"></th> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th rowspan="2">df1</th> <th rowspan="2">df2</th> <th rowspan="2">Sig.</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>KneeJoint%</td><td>Based on Mean</td><td>6.527</td><td>5</td><td>.58</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median</td><td>4.753</td><td>5</td><td>.58</td><td>.001</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median and with adjusted df</td><td>4.753</td><td>5</td><td>50.976</td><td>.001</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on trimmed mean</td><td>6.195</td><td>5</td><td>.58</td><td><.001</td></tr> </tbody> </table>	Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	KneeJoint%	ECA	.239	13	.041	.839	13	.021		EDA	.162	8	.200 [*]	.983	8	.975		SCA	.207	11	.200 [*]	.895	11	.160		SDA	.219	9	.200 [*]	.849	9	.073		VCA	.347	12	<.001	.697	12	<.001		VDA	.441	11	<.001	.626	11	<.001		Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Statistic	df	Sig.	KneeJoint%	Based on Mean	6.527	5	.58	<.001		Based on Median	4.753	5	.58	.001		Based on Median and with adjusted df	4.753	5	50.976	.001		Based on trimmed mean	6.195	5	.58	<.001	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Exercise</th> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>KneeJoint%</td><td>ECA</td><td>.239</td><td>13</td><td>.041</td><td>.839</td><td>13</td><td>.021</td></tr> <tr> <td></td><td>EDC</td><td>.332</td><td>9</td><td>.005</td><td>.768</td><td>9</td><td>.009</td></tr> <tr> <td></td><td>VCA</td><td>.347</td><td>12</td><td><.001</td><td>.697</td><td>12</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>VDP</td><td>. .</td><td>.9</td><td>. .</td><td>. .</td><td>.9</td></tr> </tbody> </table> <p>a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2"></th> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th rowspan="2">df1</th> <th rowspan="2">df2</th> <th rowspan="2">Sig.</th> </tr> <tr> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>KneeJoint%</td><td>Based on Mean</td><td>26.090</td><td>3</td><td>.39</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median</td><td>15.858</td><td>3</td><td>.39</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on Median and with adjusted df</td><td>15.858</td><td>3</td><td>28.329</td><td><.001</td></tr> <tr> <td></td><td>Based on trimmed mean</td><td>24.856</td><td>3</td><td>.39</td><td><.001</td></tr> </tbody> </table>	Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	KneeJoint%	ECA	.239	13	.041	.839	13	.021		EDC	.332	9	.005	.768	9	.009		VCA	.347	12	<.001	.697	12	<.001		VDP	. .	.99		Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Statistic	df	Sig.	KneeJoint%	Based on Mean	26.090	3	.39	<.001		Based on Median	15.858	3	.39	<.001		Based on Median and with adjusted df	15.858	3	28.329	<.001		Based on trimmed mean	24.856	3	.39	<.001					
Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																																																
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																														
KneeJoint%	ECA	.239	13	.041	.839	13	.021																																																																																																																																																																													
	EDA	.162	8	.200 [*]	.983	8	.975																																																																																																																																																																													
	SCA	.207	11	.200 [*]	.895	11	.160																																																																																																																																																																													
	SDA	.219	9	.200 [*]	.849	9	.073																																																																																																																																																																													
	VCA	.347	12	<.001	.697	12	<.001																																																																																																																																																																													
	VDA	.441	11	<.001	.626	11	<.001																																																																																																																																																																													
	Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																																														
	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																																	
KneeJoint%	Based on Mean	6.527	5	.58	<.001																																																																																																																																																																															
	Based on Median	4.753	5	.58	.001																																																																																																																																																																															
	Based on Median and with adjusted df	4.753	5	50.976	.001																																																																																																																																																																															
	Based on trimmed mean	6.195	5	.58	<.001																																																																																																																																																																															
Exercise	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																																																
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																														
KneeJoint%	ECA	.239	13	.041	.839	13	.021																																																																																																																																																																													
	EDC	.332	9	.005	.768	9	.009																																																																																																																																																																													
	VCA	.347	12	<.001	.697	12	<.001																																																																																																																																																																													
	VDP	. .	.99																																																																																																																																																																														
	Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																																														
	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																																																	
KneeJoint%	Based on Mean	26.090	3	.39	<.001																																																																																																																																																																															
	Based on Median	15.858	3	.39	<.001																																																																																																																																																																															
	Based on Median and with adjusted df	15.858	3	28.329	<.001																																																																																																																																																																															
	Based on trimmed mean	24.856	3	.39	<.001																																																																																																																																																																															

Variables dépendantes	Étude 1	Étude 2																																																																																																																																																								
Mvt%_cheville	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Exercise</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>AnkleJoint%</td> <td>.157</td> <td>12</td> <td>.200[*]</td> <td>.935</td> <td>12</td> <td>.434</td> </tr> <tr> <td>ECA</td> <td>.143</td> <td>7</td> <td>.200[*]</td> <td>.980</td> <td>7</td> <td>.961</td> </tr> <tr> <td>EDA</td> <td>.206</td> <td>13</td> <td>.136</td> <td>.857</td> <td>13</td> <td>.035</td> </tr> <tr> <td>SCA</td> <td>.153</td> <td>10</td> <td>.200[*]</td> <td>.901</td> <td>10</td> <td>.226</td> </tr> <tr> <td>VCA</td> <td>.11</td> <td>-</td> <td>-</td> <td>.11</td> <td>-</td> <td>-</td> </tr> <tr> <td>VDA</td> <td>.322</td> <td>13</td> <td><.001</td> <td>.784</td> <td>13</td> <td>.004</td> </tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th>df1</th> <th>df2</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>AnkleJoint%</td> <td>Based on Mean</td> <td>9.604</td> <td>5</td> <td>60</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on Median</td> <td>5.208</td> <td>5</td> <td>60</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on Median and with adjusted df</td> <td>5.208</td> <td>5</td> <td>42.083</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on trimmed mean</td> <td>9.664</td> <td>5</td> <td>60</td> <td><.001</td> </tr> </tbody> </table>	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	AnkleJoint%	.157	12	.200 [*]	.935	12	.434	ECA	.143	7	.200 [*]	.980	7	.961	EDA	.206	13	.136	.857	13	.035	SCA	.153	10	.200 [*]	.901	10	.226	VCA	.11	-	-	.11	-	-	VDA	.322	13	<.001	.784	13	.004	Levene Statistic			df1	df2	Sig.	AnkleJoint%	Based on Mean	9.604	5	60	<.001	Based on Median	5.208	5	60	<.001	Based on Median and with adjusted df	5.208	5	42.083	<.001	Based on trimmed mean	9.664	5	60	<.001	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Exercise</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>AnkleJoint%</td> <td>.157</td> <td>12</td> <td>.200[*]</td> <td>.935</td> <td>12</td> <td>.434</td> </tr> <tr> <td>ECA</td> <td>.170</td> <td>6</td> <td>-</td> <td>.922</td> <td>6</td> <td>-</td> </tr> <tr> <td>EDA</td> <td>.11</td> <td>-</td> <td>-</td> <td>.974</td> <td>11</td> <td>.921</td> </tr> <tr> <td>VCA</td> <td>.10</td> <td>-</td> <td>-</td> <td>.915</td> <td>12</td> <td>.251</td> </tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th>df1</th> <th>df2</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>AnkleJoint%</td> <td>Based on Mean</td> <td>17.012</td> <td>3</td> <td>35</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on Median</td> <td>14.851</td> <td>3</td> <td>35</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on Median and with adjusted df</td> <td>14.851</td> <td>3</td> <td>11.000</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on trimmed mean</td> <td>17.371</td> <td>3</td> <td>35</td> <td><.001</td> </tr> </tbody> </table>	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	AnkleJoint%	.157	12	.200 [*]	.935	12	.434	ECA	.170	6	-	.922	6	-	EDA	.11	-	-	.974	11	.921	VCA	.10	-	-	.915	12	.251	Levene Statistic			df1	df2	Sig.	AnkleJoint%	Based on Mean	17.012	3	35	<.001	Based on Median	14.851	3	35	<.001	Based on Median and with adjusted df	14.851	3	11.000	<.001	Based on trimmed mean	17.371	3	35	<.001		
Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																							
Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																				
AnkleJoint%	.157	12	.200 [*]	.935	12	.434																																																																																																																																																				
ECA	.143	7	.200 [*]	.980	7	.961																																																																																																																																																				
EDA	.206	13	.136	.857	13	.035																																																																																																																																																				
SCA	.153	10	.200 [*]	.901	10	.226																																																																																																																																																				
VCA	.11	-	-	.11	-	-																																																																																																																																																				
VDA	.322	13	<.001	.784	13	.004																																																																																																																																																				
Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																					
AnkleJoint%	Based on Mean	9.604	5	60	<.001																																																																																																																																																					
Based on Median	5.208	5	60	<.001																																																																																																																																																						
Based on Median and with adjusted df	5.208	5	42.083	<.001																																																																																																																																																						
Based on trimmed mean	9.664	5	60	<.001																																																																																																																																																						
Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																							
Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																				
AnkleJoint%	.157	12	.200 [*]	.935	12	.434																																																																																																																																																				
ECA	.170	6	-	.922	6	-																																																																																																																																																				
EDA	.11	-	-	.974	11	.921																																																																																																																																																				
VCA	.10	-	-	.915	12	.251																																																																																																																																																				
Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																					
AnkleJoint%	Based on Mean	17.012	3	35	<.001																																																																																																																																																					
Based on Median	14.851	3	35	<.001																																																																																																																																																						
Based on Median and with adjusted df	14.851	3	11.000	<.001																																																																																																																																																						
Based on trimmed mean	17.371	3	35	<.001																																																																																																																																																						
CMC	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Exercise</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>CMC</td> <td>ECA</td> <td>.165</td> <td>12</td> <td>.200[*]</td> <td>.955</td> <td>12</td> <td>.712</td> </tr> <tr> <td>ECA</td> <td>.157</td> <td>8</td> <td>.200[*]</td> <td>.981</td> <td>8</td> <td>.967</td> </tr> <tr> <td>EDA</td> <td>.198</td> <td>12</td> <td>.200[*]</td> <td>.964</td> <td>12</td> <td>.840</td> </tr> <tr> <td>SCA</td> <td>.149</td> <td>10</td> <td>.200[*]</td> <td>.936</td> <td>10</td> <td>.507</td> </tr> <tr> <td>VCA</td> <td>.117</td> <td>11</td> <td>.200[*]</td> <td>.974</td> <td>11</td> <td>.921</td> </tr> <tr> <td>VDA</td> <td>.156</td> <td>11</td> <td>.200[*]</td> <td>.927</td> <td>11</td> <td>.377</td> </tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th>df1</th> <th>df2</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>CMC</td> <td>Based on Mean</td> <td>12.372</td> <td>5</td> <td>58</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on Median</td> <td>10.673</td> <td>5</td> <td>58</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on Median and with adjusted df</td> <td>10.673</td> <td>5</td> <td>22.35</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on trimmed mean</td> <td>12.346</td> <td>5</td> <td>58</td> <td><.001</td> </tr> </tbody> </table>	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	CMC	ECA	.165	12	.200 [*]	.955	12	.712	ECA	.157	8	.200 [*]	.981	8	.967	EDA	.198	12	.200 [*]	.964	12	.840	SCA	.149	10	.200 [*]	.936	10	.507	VCA	.117	11	.200 [*]	.974	11	.921	VDA	.156	11	.200 [*]	.927	11	.377	Levene Statistic			df1	df2	Sig.	CMC	Based on Mean	12.372	5	58	<.001	Based on Median	10.673	5	58	<.001	Based on Median and with adjusted df	10.673	5	22.35	<.001	Based on trimmed mean	12.346	5	58	<.001	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Exercise</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>CMC</td> <td>ECA</td> <td>.165</td> <td>12</td> <td>.200[*]</td> <td>.955</td> <td>12</td> <td>.712</td> </tr> <tr> <td>ECA</td> <td>.170</td> <td>8</td> <td>.200[*]</td> <td>.922</td> <td>8</td> <td>.448</td> </tr> <tr> <td>EDA</td> <td>.117</td> <td>11</td> <td>.200[*]</td> <td>.974</td> <td>11</td> <td>.921</td> </tr> <tr> <td>VCA</td> <td>.187</td> <td>12</td> <td>.200[*]</td> <td>.915</td> <td>12</td> <td>.251</td> </tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th>df1</th> <th>df2</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>CMC</td> <td>Based on Mean</td> <td>13.546</td> <td>3</td> <td>39</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on Median</td> <td>12.921</td> <td>3</td> <td>39</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on Median and with adjusted df</td> <td>12.921</td> <td>3</td> <td>18.861</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>Based on trimmed mean</td> <td>13.530</td> <td>3</td> <td>39</td> <td><.001</td> </tr> </tbody> </table>	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	CMC	ECA	.165	12	.200 [*]	.955	12	.712	ECA	.170	8	.200 [*]	.922	8	.448	EDA	.117	11	.200 [*]	.974	11	.921	VCA	.187	12	.200 [*]	.915	12	.251	Levene Statistic			df1	df2	Sig.	CMC	Based on Mean	13.546	3	39	<.001	Based on Median	12.921	3	39	<.001	Based on Median and with adjusted df	12.921	3	18.861	<.001	Based on trimmed mean	13.530	3	39	<.001
Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																							
Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																				
CMC	ECA	.165	12	.200 [*]	.955	12	.712																																																																																																																																																			
ECA	.157	8	.200 [*]	.981	8	.967																																																																																																																																																				
EDA	.198	12	.200 [*]	.964	12	.840																																																																																																																																																				
SCA	.149	10	.200 [*]	.936	10	.507																																																																																																																																																				
VCA	.117	11	.200 [*]	.974	11	.921																																																																																																																																																				
VDA	.156	11	.200 [*]	.927	11	.377																																																																																																																																																				
Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																					
CMC	Based on Mean	12.372	5	58	<.001																																																																																																																																																					
Based on Median	10.673	5	58	<.001																																																																																																																																																						
Based on Median and with adjusted df	10.673	5	22.35	<.001																																																																																																																																																						
Based on trimmed mean	12.346	5	58	<.001																																																																																																																																																						
Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																							
Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																				
CMC	ECA	.165	12	.200 [*]	.955	12	.712																																																																																																																																																			
ECA	.170	8	.200 [*]	.922	8	.448																																																																																																																																																				
EDA	.117	11	.200 [*]	.974	11	.921																																																																																																																																																				
VCA	.187	12	.200 [*]	.915	12	.251																																																																																																																																																				
Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																					
CMC	Based on Mean	13.546	3	39	<.001																																																																																																																																																					
Based on Median	12.921	3	39	<.001																																																																																																																																																						
Based on Median and with adjusted df	12.921	3	18.861	<.001																																																																																																																																																						
Based on trimmed mean	13.530	3	39	<.001																																																																																																																																																						
Fmax%	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Exercise</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fmax%</td> <td>ECA</td> <td>.241</td> <td>12</td> <td>.053</td> <td>.857</td> <td>12</td> <td>.044</td> </tr> <tr> <td>ECA</td> <td>.205</td> <td>8</td> <td>.200[*]</td> <td>.895</td> <td>8</td> <td>.261</td> </tr> <tr> <td>EDA</td> <td>.156</td> <td>12</td> <td>.200[*]</td> <td>.934</td> <td>12</td> <td>.420</td> </tr> <tr> <td>SCA</td> <td>.254</td> <td>9</td> <td>.097</td> <td>.848</td> <td>9</td> <td>.071</td> </tr> <tr> <td>VCA</td> <td>.197</td> <td>11</td> <td>.200[*]</td> <td>.895</td> <td>11</td> <td>.161</td> </tr> <tr> <td>VDA</td> <td>.293</td> <td>10</td> <td>.015</td> <td>.790</td> <td>10</td> <td>.011</td> </tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th>df1</th> <th>df2</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fmax%</td> <td>Based on Mean</td> <td>3.191</td> <td>5</td> <td>56</td> <td>.013</td> </tr> <tr> <td>Based on Median</td> <td>1.619</td> <td>5</td> <td>56</td> <td>.170</td> </tr> <tr> <td>Based on Median and with adjusted df</td> <td>1.619</td> <td>5</td> <td>29.680</td> <td>.186</td> </tr> <tr> <td>Based on trimmed mean</td> <td>2.791</td> <td>5</td> <td>56</td> <td>.025</td> </tr> </tbody> </table>	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	Fmax%	ECA	.241	12	.053	.857	12	.044	ECA	.205	8	.200 [*]	.895	8	.261	EDA	.156	12	.200 [*]	.934	12	.420	SCA	.254	9	.097	.848	9	.071	VCA	.197	11	.200 [*]	.895	11	.161	VDA	.293	10	.015	.790	10	.011	Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Fmax%	Based on Mean	3.191	5	56	.013	Based on Median	1.619	5	56	.170	Based on Median and with adjusted df	1.619	5	29.680	.186	Based on trimmed mean	2.791	5	56	.025	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Exercise</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fmax%</td> <td>ECA</td> <td>.241</td> <td>12</td> <td>.053</td> <td>.857</td> <td>12</td> <td>.044</td> </tr> <tr> <td>ECA</td> <td>.173</td> <td>9</td> <td>.200[*]</td> <td>.950</td> <td>9</td> <td>.685</td> </tr> <tr> <td>EDA</td> <td>.197</td> <td>11</td> <td>.200[*]</td> <td>.895</td> <td>11</td> <td>.161</td> </tr> <tr> <td>VCA</td> <td>.244</td> <td>12</td> <td>.047</td> <td>.843</td> <td>12</td> <td>.030</td> </tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th>df1</th> <th>df2</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fmax%</td> <td>Based on Mean</td> <td>3.496</td> <td>3</td> <td>40</td> <td>.024</td> </tr> <tr> <td>Based on Median</td> <td>1.675</td> <td>3</td> <td>40</td> <td>.188</td> </tr> <tr> <td>Based on Median and with adjusted df</td> <td>1.675</td> <td>3</td> <td>21.370</td> <td>.202</td> </tr> <tr> <td>Based on trimmed mean</td> <td>3.203</td> <td>3</td> <td>40</td> <td>.033</td> </tr> </tbody> </table>	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	Fmax%	ECA	.241	12	.053	.857	12	.044	ECA	.173	9	.200 [*]	.950	9	.685	EDA	.197	11	.200 [*]	.895	11	.161	VCA	.244	12	.047	.843	12	.030	Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Fmax%	Based on Mean	3.496	3	40	.024	Based on Median	1.675	3	40	.188	Based on Median and with adjusted df	1.675	3	21.370	.202	Based on trimmed mean	3.203	3	40	.033
Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																							
Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																				
Fmax%	ECA	.241	12	.053	.857	12	.044																																																																																																																																																			
ECA	.205	8	.200 [*]	.895	8	.261																																																																																																																																																				
EDA	.156	12	.200 [*]	.934	12	.420																																																																																																																																																				
SCA	.254	9	.097	.848	9	.071																																																																																																																																																				
VCA	.197	11	.200 [*]	.895	11	.161																																																																																																																																																				
VDA	.293	10	.015	.790	10	.011																																																																																																																																																				
Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																					
Fmax%	Based on Mean	3.191	5	56	.013																																																																																																																																																					
Based on Median	1.619	5	56	.170																																																																																																																																																						
Based on Median and with adjusted df	1.619	5	29.680	.186																																																																																																																																																						
Based on trimmed mean	2.791	5	56	.025																																																																																																																																																						
Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																							
Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																				
Fmax%	ECA	.241	12	.053	.857	12	.044																																																																																																																																																			
ECA	.173	9	.200 [*]	.950	9	.685																																																																																																																																																				
EDA	.197	11	.200 [*]	.895	11	.161																																																																																																																																																				
VCA	.244	12	.047	.843	12	.030																																																																																																																																																				
Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																					
Fmax%	Based on Mean	3.496	3	40	.024																																																																																																																																																					
Based on Median	1.675	3	40	.188																																																																																																																																																						
Based on Median and with adjusted df	1.675	3	21.370	.202																																																																																																																																																						
Based on trimmed mean	3.203	3	40	.033																																																																																																																																																						
Fmoy%	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Exercise</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fmoy%</td> <td>ECA</td> <td>.282</td> <td>12</td> <td>.009</td> <td>.832</td> <td>12</td> <td>.022</td> </tr> <tr> <td>ECA</td> <td>.435</td> <td>7</td> <td><.001</td> <td>.593</td> <td>7</td> <td><.001</td> </tr> <tr> <td>EDA</td> <td>.220</td> <td>10</td> <td>.188</td> <td>.958</td> <td>10</td> <td>.761</td> </tr> <tr> <td>SCA</td> <td>.179</td> <td>10</td> <td>.200[*]</td> <td>.924</td> <td>10</td> <td>.388</td> </tr> <tr> <td>VCA</td> <td>.153</td> <td>11</td> <td>.200[*]</td> <td>.972</td> <td>11</td> <td>.908</td> </tr> <tr> <td>VDA</td> <td>.271</td> <td>10</td> <td>.036</td> <td>.862</td> <td>10</td> <td>.081</td> </tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th>df1</th> <th>df2</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fmoy%</td> <td>Based on Mean</td> <td>3.548</td> <td>5</td> <td>54</td> <td>.008</td> </tr> <tr> <td>Based on Median</td> <td>1.073</td> <td>5</td> <td>54</td> <td>.386</td> </tr> <tr> <td>Based on Median and with adjusted df</td> <td>1.073</td> <td>5</td> <td>11.585</td> <td>.424</td> </tr> <tr> <td>Based on trimmed mean</td> <td>2.421</td> <td>5</td> <td>54</td> <td>.047</td> </tr> </tbody> </table>	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	Fmoy%	ECA	.282	12	.009	.832	12	.022	ECA	.435	7	<.001	.593	7	<.001	EDA	.220	10	.188	.958	10	.761	SCA	.179	10	.200 [*]	.924	10	.388	VCA	.153	11	.200 [*]	.972	11	.908	VDA	.271	10	.036	.862	10	.081	Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Fmoy%	Based on Mean	3.548	5	54	.008	Based on Median	1.073	5	54	.386	Based on Median and with adjusted df	1.073	5	11.585	.424	Based on trimmed mean	2.421	5	54	.047	<p>Tests of Normality</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Kolmogorov-Smirnov^a</th> <th colspan="3">Shapiro-Wilk</th> </tr> <tr> <th>Exercise</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> <th>Statistic</th> <th>df</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fmoy%</td> <td>ECA</td> <td>.282</td> <td>12</td> <td>.009</td> <td>.832</td> <td>12</td> <td>.022</td> </tr> <tr> <td>ECA</td> <td>.206</td> <td>9</td> <td>.200[*]</td> <td>.942</td> <td>9</td> <td>.601</td> </tr> <tr> <td>EDA</td> <td>.153</td> <td>11</td> <td>.200[*]</td> <td>.972</td> <td>11</td> <td>.908</td> </tr> <tr> <td>VCA</td> <td>.208</td> <td>12</td> <td>.159</td> <td>.884</td> <td>12</td> <td>.099</td> </tr> </tbody> </table> <p>*. This is a lower bound of the true significance. a. Lilliefors Significance Correction</p> <p>Test of Homogeneity of Variance</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">Levene Statistic</th> <th>df1</th> <th>df2</th> <th>Sig.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fmoy%</td> <td>Based on Mean</td> <td>1.947</td> <td>3</td> <td>40</td> <td>.137</td> </tr> <tr> <td>Based on Median</td> <td>.705</td> <td>3</td> <td>40</td> <td>.555</td> </tr> <tr> <td>Based on Median and with adjusted df</td> <td>.705</td> <td>3</td> <td>21.388</td> <td>.560</td> </tr> <tr> <td>Based on trimmed mean</td> <td>1.718</td> <td>3</td> <td>40</td> <td>.179</td> </tr> </tbody> </table>	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	Fmoy%	ECA	.282	12	.009	.832	12	.022	ECA	.206	9	.200 [*]	.942	9	.601	EDA	.153	11	.200 [*]	.972	11	.908	VCA	.208	12	.159	.884	12	.099	Levene Statistic			df1	df2	Sig.	Fmoy%	Based on Mean	1.947	3	40	.137	Based on Median	.705	3	40	.555	Based on Median and with adjusted df	.705	3	21.388	.560	Based on trimmed mean	1.718	3	40	.179
Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																							
Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																				
Fmoy%	ECA	.282	12	.009	.832	12	.022																																																																																																																																																			
ECA	.435	7	<.001	.593	7	<.001																																																																																																																																																				
EDA	.220	10	.188	.958	10	.761																																																																																																																																																				
SCA	.179	10	.200 [*]	.924	10	.388																																																																																																																																																				
VCA	.153	11	.200 [*]	.972	11	.908																																																																																																																																																				
VDA	.271	10	.036	.862	10	.081																																																																																																																																																				
Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																					
Fmoy%	Based on Mean	3.548	5	54	.008																																																																																																																																																					
Based on Median	1.073	5	54	.386																																																																																																																																																						
Based on Median and with adjusted df	1.073	5	11.585	.424																																																																																																																																																						
Based on trimmed mean	2.421	5	54	.047																																																																																																																																																						
Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk																																																																																																																																																							
Exercise	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.																																																																																																																																																				
Fmoy%	ECA	.282	12	.009	.832	12	.022																																																																																																																																																			
ECA	.206	9	.200 [*]	.942	9	.601																																																																																																																																																				
EDA	.153	11	.200 [*]	.972	11	.908																																																																																																																																																				
VCA	.208	12	.159	.884	12	.099																																																																																																																																																				
Levene Statistic			df1	df2	Sig.																																																																																																																																																					
Fmoy%	Based on Mean	1.947	3	40	.137																																																																																																																																																					
Based on Median	.705	3	40	.555																																																																																																																																																						
Based on Median and with adjusted df	.705	3	21.388	.560																																																																																																																																																						
Based on trimmed mean	1.718	3	40	.179																																																																																																																																																						

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ahuja, C. S., & Fehlings, M. (2016). Concise Review: Bridging the Gap: Novel Neuroregenerative and Neuroprotective Strategies in Spinal Cord Injury. *Stem Cells Translational Medicine*, 5(7), 914-924. doi: 10.5966/sctm.2015-0381. Repéré à <https://dx.doi.org/10.5966/sctm.2015-0381>
- Amoun, A., Didier, V., Gonzalez-Figueroa, A., Khim, B., & Tarriba-Won, F. (2019). *Conception d'un appareil de mobilisation précoce pour les patients en soins intensifs* (Projet de fin d'étude, École de technologie supérieure, Montréal).
- ASSM. (2010). *Cadre de référence –Services posthospitaliers en réadaptation fonctionnelle intensive en interne et soins subaigus pour la région de Montréal*. Agence de la santé et des services sociaux de Montréal. Repéré à <https://www.inesss.qc.ca/thematiques/sante/traumatologie.html>
- Behrman, A. L., Ardolino, E. M., & Harkema, S. J. (2017). Activity-Based Therapy: From Basic Science to Clinical Application for Recovery After Spinal Cord Injury. *J Neurol Phys Ther*, 41 Suppl 3(Suppl 3 IV STEP Spec Iss), S39-S45. doi: 10.1097/npt.0000000000000184
- Behrman, A. L., Bowden, M. G., & Nair, P. M. (2006). Neuroplasticity after spinal cord injury and training: an emerging paradigm shift in rehabilitation and walking recovery. *Phys Ther*, 86(10), 1406-1425. doi: 10.2522/ptj.20050212
- Behrman, A. L., & Harkema, S. J. (2007). Physical Rehabilitation as an Agent for Recovery After Spinal Cord Injury. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 18(2), 183-202. doi: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2007.02.002>. Repéré à <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1047965107000186>
- Bouillon, L., Baker, R., Gibson, C., Kearney, A., & Busemeyer, T. (2016). COMPARISON OF TRUNK AND LOWER EXTREMITY MUSCLE ACTIVITY AMONG FOUR STATIONARY EQUIPMENT DEVICES: UPRIGHT BIKE, RECUMBENT BIKE, TREADMILL, AND ELLIPTIGO®. *Int J Sports Phys Ther*, 11(2), 190-200. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4827362/>
- Bourgault, G., & Bélanger, L. (2018). Mobilisation précoce des patients sous ventilation mécanique. *PERSPECTIVE INFIRMIÈRE*. Repéré à <https://www.oiiq.org/mobilisation-precoce-des-patients-sous-ventilation-mecanique>
- Brown-Triolo, D. L., Roach, M. J., Nelson, K., & Triolo, R. J. (2002). Consumer perspectives on mobility: implications for neuroprosthesis design. *J Rehabil Res Dev*, 39(6), 659-669. Repéré à <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17943668/>

- Brown, A. K., Woller, S. A., Moreno, G., Grau, J. W., & Hook, M. A. (2011). Exercise therapy and recovery after SCI: evidence that shows early intervention improves recovery of function. *Spinal Cord, 49*(5), 623-628. doi: 10.1038/sc.2010.167
- Bruening, D. A., Frimenko, R. E., Goodyear, C. D., Bowden, D. R., & Fullenkamp, A. M. (2015). Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait Posture, 41*(2), 540-545. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.12.011
- Burke, E. R. (2003). *High tech cycling the science of riding faster* (2nd éd.). Human Kinetics.
- Burnfield, J. M., Cesar, G. M., Buster, T. W., Irons, S. L., & Nelson, C. A. (2017). Kinematic and muscle demand similarities between motor-assisted elliptical training and walking: Implications for pediatric gait rehabilitation. *Gait Posture, 51*, 194-200. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.10.018
- Burnfield, J. M., Shu, Y., Buster, T., & Taylor, A. (2010). Similarity of joint kinematics and muscle demands between elliptical training and walking: implications for practice. *Phys Ther, 90*(2), 289-305. doi: 10.2522/ptj.20090033
- Burns, A. S., Marino, R. J., Kalsi-Ryan, S., Middleton, J. W., Tetreault, L. A., Dettori, J. R., . . . Fehlings, M. G. (2017). Type and Timing of Rehabilitation Following Acute and Subacute Spinal Cord Injury: A Systematic Review. *Global Spine Journal, 7*(3_suppl), 175S-194S. doi: 10.1177/2192568217703084. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1177/2192568217703084>
- Burtn, C., Clerckx, B., Robbeets, C., Ferdinand, P., Langer, D., Troosters, T., . . . Gosselink, R. (2009a). Early exercise in critically ill patients enhances short-term functional recovery. *Critical care medicine, 37*(9), 2499-2505.
- Burtn, C., Clerckx, B., Robbeets, C., Ferdinand, P., Langer, D., Troosters, T., . . . Gosselink, R. (2009b). Early exercise in critically ill patients enhances short-term functional recovery*. *Critical care medicine, 37*(9). Repéré à https://journals.lww.com/ccmjournal/Fulltext/2009/09000/Early_exercise_in_critically_ill_patients_enhances.1.aspx
- Canadian Standards Association. (1990). *Wood flush doors*. CSA 0317-5669. Rexdale, Ont.: Canadian Standards Association.
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 10*(4), 171-178. doi: 10.1016/0268-0033(95)91394-t
- Casimages. (2019). Transmission de l'influx nerveux. Repéré à <https://www.casimages.com/i/14013001435017173511941746.png.html>

- Center, C. F. (2022). Functional Electrical Stimulation (FES) for Spinal Cord Injury. Repéré à <https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/21163-functional-electrical-stimulation-fes-for-spinal-cord-injury>
- Cesar, G. M., Buster, T. W., & Burnfield, J. M. (2020). Comparison of plantar pressure profile of young adults during training on elliptical devices and overground walking: A pilot study. *The Foot*, 45, 101716. doi: 10.1016/j.foot.2020.101716. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1016/j.foot.2020.101716>
- Chuang, T. (2019). *Lower Limb Biomechanics in Walking, Running and Cycling: Implications for Overuse Injury*. (UWSpace). Repéré à <http://hdl.handle.net/10012/15179>
- Côté, M.-P., Azzam, G. A., Lemay, M. A., Zhukareva, V., & Houlé, J. D. (2011). Activity-Dependent Increase in Neurotrophic Factors Is Associated with an Enhanced Modulation of Spinal Reflexes after Spinal Cord Injury. *Journal of Neurotrauma*, 28(2), 299-309. doi: 10.1089/neu.2010.1594. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1089/neu.2010.1594>
- Damiano, D. L., Norman, T., Stanley, C. J., & Park, H. S. (2011). Comparison of elliptical training, stationary cycling, treadmill walking and overground walking. *Gait Posture*, 34(2), 260-264. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.05.010
- de Oliveira, C. Q., Middleton, J. W., Refshauge, K., & Davis, G. M. (2019). Activity-Based Therapy in a Community Setting for Independence, Mobility, and Sitting Balance for People With Spinal Cord Injuries. *J Cent Nerv Syst Dis*, 11, 1179573519841623. doi: 10.1177/1179573519841623
- DeBow, S. B., McKenna, J. E., Kolb, B., & Colbourne, F. (2004). Immediate constraint-induced movement therapy causes local hyperthermia that exacerbates cerebral cortical injury in rats. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 82(4), 231-237. doi: 10.1139/y04-013. Repéré à <https://doi.org/10.1139/y04-013>
- Diagramme de Pareto. (2022). Dans *Wikipédia*. Repéré le juillet 2022 à https://fr.wikipedia.org/wiki/Diagramme_de_Pareto
- Dietz, V. (2004). Degradation of neuronal function following a spinal cord injury: mechanisms and countermeasures. *Brain*, 127(10), 2221-2231. doi: 10.1093/brain/awh255. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1093/brain/awh255>
- Ditunno, P. L., Patrick, M., Stineman, M., & Ditunno, J. F. (2008). Who wants to walk? Preferences for recovery after SCI: a longitudinal and cross-sectional study. *Spinal Cord*, 46(7), 500-506. doi: 10.1038/sj.sc.3102172. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1038/sj.sc.3102172>

- Dolbow, D. R., Gorgey, A. S., Recio, A. C., Stiens, S. A., Curry, A. C., Sadowsky, C. L., . . . McDonald, J. W. (2015). Activity-Based Restorative Therapies after Spinal Cord Injury: Inter-institutional conceptions and perceptions. *Aging Dis*, 6(4), 254-261. doi: 10.14336/ad.2014.1105
- Duret, D., & Pillet, M. (2005). *Qualité en production : de l'ISO 9000 à Six Sigma* (3e éd. éd.). Paris: Éditions d'Organisation. Repéré à <http://international.scholarvox.com/book/40001362>
<http://catalogue.bnf.fr/ark:/12148/cb40064523q>
- Eberly, D. (2020). *Euler Angle Formulas*. Repéré à <https://www.geometrictools.com/Documentation/EulerAngles.pdf>
- Edmonds, J. L., Jarchow, T., & Young, L. R. (2007). A stair-stepper for exercising on a short-radius centrifuge. *Aviat Space Environ Med*, 78(2), 129-134. Repéré à <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17310884/>
- Ericson, M. O., Nisell, R., & Németh, G. (1988). Joint Motions of the Lower Limb During Ergometer Cycling. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 9(8), 273-278. doi: 10.2519/jospt.1988.9.8.273. Repéré à <https://dx.doi.org/10.2519/jospt.1988.9.8.273>
- Fang, J., Galen, S., Vuckovic, A., Conway, B. A., & Hunt, K. J. (2014). Kinetic analysis of supine stepping for early rehabilitation of walking. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(5), 456-464. doi: 10.1177/0954411913518031
- Fang, J., Gollee, H., Galen, S., Allan, D. B., Conway, B. A., & Vuckovic, A. (2011). Kinematic modelling of a robotic gait device for early rehabilitation of walking. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 225(12), 1177-1187. doi: 10.1177/0954411911424976
- Fang, Y., Fitzhugh, E. C., Crouter, S. E., Gardner, J. K., & Zhang, S. (2016). Effects of Workloads and Cadences on Frontal Plane Knee Biomechanics in Cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 48(2), 260-266. doi: 10.1249/mss.0000000000000759
- Fehlings, M., Singh, A., Tetreault, L., Kalsi-Ryan, S., & Nouri, A. (2014). Global prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury. *Clinical Epidemiology*, 309. doi: 10.2147/clep.s68889. Repéré à <https://dx.doi.org/10.2147/clep.s68889>
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *J Strength Cond Res*, 26(11), 3025-3029. doi: 10.1519/JSC.0b013e318245c09d

- Filous, A. R., & Schwab, J. M. (2018). Determinants of Axon Growth, Plasticity, and Regeneration in the Context of Spinal Cord Injury. *Am J Pathol*, 188(1), 53-62. doi: 10.1016/j.ajpath.2017.09.005
- Fouad, K., & Tetzlaff, W. (2012). Rehabilitative training and plasticity following spinal cord injury. *Experimental Neurology*, 235(1), 91-99. doi: 10.1016/j.expneurol.2011.02.009. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1016/j.expneurol.2011.02.009>
- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2019). Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, 8(1). doi: 10.1186/s13643-019-1063-z. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1186/s13643-019-1063-z>
- Gardner, J. K., Zhang, S., Liu, H., Klipple, G., Stewart, C., Milner, C. E., & Asif, I. M. (2015). Effects of toe-in angles on knee biomechanics in cycling of patients with medial knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 30(3), 276-282. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.01.003>. Repéré à <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003315000194>
- Gazula, V.-R., Roberts, M., Luzzio, C., Jawad, A. F., & Kalb, R. G. (2004). Effects of limb exercise after spinal cord injury on motor neuron dendrite structure. *The Journal of Comparative Neurology*, 476(2), 130-145. doi: 10.1002/cne.20204. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1002/cne.20204>
- Gleeson, M., Bishop, N. C., Stensel, D. J., Lindley, M. R., Mastana, S. S., & Nimmo, M. A. (2011). The anti-inflammatory effects of exercise: mechanisms and implications for the prevention and treatment of disease. *Nature Reviews Immunology*, 11(9), 607-615. doi: 10.1038/nri3041. Repéré à <https://doi.org/10.1038/nri3041>
- Gourdou, P. (2010). *Étude de l'influence de l'asymétrie de vitesse du tapis roulant à deux courroies sur la biomécanique de la locomotion chez le sujet sain* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal). Repéré à <https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/300/>
- Greca, J. P. d. A., Ryan, J., Baltzopoulos, V., & Korff, T. (2019). Biomechanical evaluation of walking and cycling in children. *Journal of Biomechanics*, 87, 13-18. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.051>. Repéré à <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929019301083>
- H. Krueger, P. D. V. K. N., Ph. D., PT ; L. M. Trenaman, B. Sc. ; P. Joshi, Ph. D. ; C. S. Rivers, Ph. D. . (2013). Fardeau économique lié aux traumatismes de la moelle épinière au Canada. *Maladies chroniques et blessures au Canada (MCBC)*, Volume 33, 3. Repéré à <https://www.canada.ca/fr/sante-publique/services/rapports-publications/promotion-sante-prevention-maladies-chroniques-canada-recherche-politiques-pratiques/vol-33-no-3-2013/fardeau-economique-lie-traumatismes-moelle-epiniere-canada.html>

- Haefeli, M., & Elfering, A. (2006). Pain assessment. *European Spine Journal*, 15(S1), S17-S24. doi: 10.1007/s00586-005-1044-x. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1007/s00586-005-1044-x>
- Hakansson, N. A., & Hull, M. L. (2004). Functional Roles of the Leg Muscles When Pedaling in the Recumbent Versus the Upright Position. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(2), 301-310. doi: 10.1115/1.1865192. Repéré à <https://doi.org/10.1115/1.1865192>
- Harness, E. T., Yozbatiran, N., & Cramer, S. C. (2008). Effects of intense exercise in chronic spinal cord injury. *Spinal Cord*, 46(11), 733-737. doi: 10.1038/sc.2008.56
- Haute Autorité de santé. (2022). Liste des échelles acceptées pour mesurer la douleur Repéré à https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2022-01/liste_echelles_acceptees_2022.pdf
- Hill, C. E., Beattie, M. S., & Bresnahan, J. C. (2001). Degeneration and sprouting of identified descending supraspinal axons after contusive spinal cord injury in the rat. *Exp Neurol*, 171(1), 153-169. doi: 10.1006/exnr.2001.7734
- Hodgson, J. A., Roy, R. R., de Leon, R., Dobkin, B., & Edgerton, V. R. (1994). Can the mammalian lumbar spinal cord learn a motor task? *Med Sci Sports Exerc*, 26(12), 1491-1497. Repéré à <https://doi.org/10.1177/107385849700300510>
- Hornby, T. G., Kinnaird, C. R., Holleran, C. L., Rafferty, M. R., Rodriguez, K. S., & Cain, J. B. (2012). Kinematic, muscular, and metabolic responses during exoskeletal-, elliptical-, or therapist-assisted stepping in people with incomplete spinal cord injury. *Phys Ther*, 92(10), 1278-1291. doi: 10.2522/ptj.20110310
- Houle, J. D., & Côté, M.-P. (2013). Axon regeneration and exercise-dependent plasticity after spinal cord injury. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1279(1), 154-163. doi: 10.1111/nyas.12052. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1111/nyas.12052>
- Huie, J. R., Morioka, K., Haefeli, J., & Ferguson, A. R. (2017). What Is Being Trained? How Divergent Forms of Plasticity Compete To Shape Locomotor Recovery after Spinal Cord Injury. *J Neurotrauma*, 34(10), 1831-1840. doi: 10.1089/neu.2016.4562
- Hutchinson, K. J., Gómez-Pinilla, F., Crowe, M. J., Ying, Z., & Basso, D. M. (2004). Three exercise paradigms differentially improve sensory recovery after spinal cord contusion in rats. *Brain*, 127(Pt 6), 1403-1414. doi: 10.1093/brain/awh160
- IBM. (2021, 2021-05-25). SPSS Statistics_Linear Mixed Models. Repéré à https://www.ibm.com/docs/en/spss-statistics/28.0.0?topic=SSLVMB_28.0.0/spss/advanced/idh_mixl.html

INESSS. (2013). *Lésions médullaires traumatisques et non-traumatisques : analyse comparative des caractéristiques et de l'organisation des soins et services de réadaptation au Québec*. Institut national d'excellence en santé et en services sociaux. Repéré à https://www.inesss.qc.ca/fileadmin/doc/INESSS/Rapports/Traumatologie/ETMIS2013_Vol9_No1.pdf

Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2009). Distributed neural networks for controlling human locomotion: lessons from normal and SCI subjects. *Brain Res Bull*, 78(1), 13-21. doi: 10.1016/j.brainresbull.2008.03.018

Jackson, D. (2019). American Spinal Cord Injury Association (ASIA) Impairment Scale. Repéré à [https://www.physiopedia.com/American_Spinal_Cord_Injury_Association_\(ASIA\)_Impairment_Scale](https://www.physiopedia.com/American_Spinal_Cord_Injury_Association_(ASIA)_Impairment_Scale)

Johnston, T. E. (2007). Biomechanical Considerations for Cycling Interventions in Rehabilitation. *Physical Therapy*, 87(9), 1243-1252. doi: 10.2522/ptj.20060210. Repéré à <https://dx.doi.org/10.2522/ptj.20060210>

Jones, M. L., Evans, N., Tefertiller, C., Backus, D., Sweatman, M., Tansey, K., & Morrison, S. (2014). Activity-based therapy for recovery of walking in individuals with chronic spinal cord injury: results from a randomized clinical trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 95(12), 2239-2246 e2232. doi: 10.1016/j.apmr.2014.07.400

Jordan, A. R., Barnes, A., Claxton, D., Purvis, A., & Fysh, M. (2017). Kinematics and neuromuscular recruitment during vertical treadmill exercise. *J Exerc Rehabil*, 13(3), 307-314. doi: 10.12965/jer.1734916.458

Jorge, M., & Hull, M. L. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech*, 19(9), 683-694. doi: 10.1016/0021-9290(86)90192-2

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*, 7(6), 849-860. doi: 10.1002/jor.1100070611

Kho, M. E., Martin, R. A., Toonstra, A. L., Zanni, J. M., Mantheiy, E. C., Nelliot, A., & Needham, D. M. (2015). Feasibility and safety of in-bed cycling for physical rehabilitation in the intensive care unit. *Journal of Critical Care*, 30(6), 1419.e1411-1419.e1415. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2015.07.025>. Repéré à <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883944115004165>

Kho, M. E., Molloy, A. J., Clarke, F. J., Ajami, D., McCaughan, M., Obrovac, K., . . . Cook, D. J. (2016). TryCYCLE: A Prospective Study of the Safety and Feasibility of Early In-Bed Cycling in Mechanically Ventilated Patients. *PLOS ONE*, 11(12), e0167561. doi: 10.1371/journal.pone.0167561. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0167561>

- Kimawi, I., Lamberjack, B., Nelliot, A., Toonstra, A. L., Zanni, J., Huang, M., . . . Needham, D. M. (2017). Safety and Feasibility of a Protocolized Approach to In-Bed Cycling Exercise in the Intensive Care Unit: Quality Improvement Project. *Phys Ther*, 97(6), 593-602. doi: 10.1093/ptj/pzx034
- Kosiak, M. (1961). Etiology of decubitus ulcers. *Arch Phys Med Rehabil*, 42, 19-29. Repéré à [https://doi.org/10.1016/S0029-6465\(22\)00465-0](https://doi.org/10.1016/S0029-6465(22)00465-0)
- Kuhn, D., Leichtfried, V., Schobersberger, W., & Röhl, K. (2013). FES-Cycling bei Menschen mit Querschnittslähmung – Auswirkung auf subjektives Empfinden und Aktivitäten des täglichen Lebens [FES-Cycling in Persons with Spinal Cord Injury – Impact on Subjective Perception and Activities of Daily Living]. *physioscience*, 9(04), 142-150. doi: 10.1055/s-0033-1355939. Repéré à <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/abstract/10.1055/s-0033-1355939>
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A. M., Beier, A., & Bergmann, G. (2012). Loading of the Knee Joint During Ergometer Cycling: Telemetric In Vivo Data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(12), 1032-1038. doi: 10.2519/jospt.2012.4001. Repéré à <https://dx.doi.org/10.2519/jospt.2012.4001>
- Laird, A. S., Carrive, P., & Waite, P. M. E. (2009). Effect of Treadmill Training on Autonomic Dysreflexia in Spinal Cord—Injured Rats. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(9), 910-920. doi: 10.1177/1545968309335976. Repéré à <https://doi.org/10.1177/1545968309335976>
- Lee, S. J., & Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol* (1985), 104(3), 747-755. doi: 10.1152/japplphysiol.01380.2006
- Leech, K. A., & Hornby, T. G. (2017). High-Intensity Locomotor Exercise Increases Brain-Derived Neurotrophic Factor in Individuals with Incomplete Spinal Cord Injury. *J Neurotrauma*, 34(6), 1240-1248. doi: 10.1089/neu.2016.4532
- Leech, K. A., Kinnaird, C. R., Holleran, C. L., Kahn, J., & Hornby, T. G. (2016). Effects of Locomotor Exercise Intensity on Gait Performance in Individuals With Incomplete Spinal Cord Injury. *Phys Ther*, 96(12), 1919-1929. doi: 10.2522/ptj.20150646
- Liew, B. X. W., Morris, S., Robinson, M. A., & Netto, K. (2016). Performance of a lateral pelvic cluster technical system in evaluating running kinematics. *J Biomech*, 49(9), 1989-1993. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.010
- Lo, C., Tran, Y., Anderson, K., Craig, A., & Middleton, J. (2016). Functional Priorities in Persons with Spinal Cord Injury: Using Discrete Choice Experiments To Determine Preferences. *J Neurotrauma*, 33(21), 1958-1968. doi: 10.1089/neu.2016.4423

- Lopes, A. D., Alouche, S. R., Hakansson, N., & Cohen, M. (2014). Electromyography during pedaling on upright and recumbent ergometer. *Int J Sports Phys Ther*, 9(1), 76-81. Repéré à <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24567858/>
- Lovely, R. G., Gregor, R. J., Roy, R. R., & Edgerton, V. R. (1986). Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. *Exp Neurol*, 92(2), 421-435. doi: 10.1016/0014-4886(86)90094-4
- Lu, T.-W., Chien, H.-L., & Chen, H.-L. (2007). Joint Loading in the Lower Extremities during Elliptical Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(9), 1651-1658. doi: 10.1249/mss.0b013e3180dc9970
- Mac-Thiong, J.-M., Richard-Denis, A., Petit, Y., Bernard, F., Barthélemy, D., Dionne, A., & Magnuson, D. S. K. (2021). Protocol for rapid onset of mobilisation in patients with traumatic spinal cord injury (PROMPT-SCI) study: a single-arm proof-of-concept trial of early in-bed leg cycling following acute traumatic spinal cord injury. *BMJ Open*, 11(11), e049884. doi: 10.1136/bmjopen-2021-049884. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2021-049884>
- Magnuson, D. S. K., & Dietrich, W. D. (2017). Introduction to the Special Issue on Locomotor Rehabilitation after Spinal Cord Injury. *J Neurotrauma*, 34(9), 1711-1712. doi: 10.1089/neu.2017.5126
- Marieb, E. N., Mitchell, S. J., & Zao, P. Z. (2011). *Human anatomy & physiology laboratory manual* (10ème éd.). Boston Benjamin Cummings.
- Matsas, A., Taylor, N., & McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & Posture*, 11(1), 46-53. doi: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00048-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00048-X). Repéré à <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663629900048X>
- Maybury, M. C., & Waterfield, J. (1997). An investigation into the relation between step height and ground reaction forces in step exercise: a pilot study. *Br J Sports Med*, 31(2), 109-113. doi: 10.1136/bjsm.31.2.109
- McCammon, J. R., & Ethans, K. (2011). Spinal cord injury in Manitoba: a provincial epidemiological study. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(1), 6-10. doi: 10.1179/107902610x12923394765733. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1179/107902610x12923394765733>
- McKinley, M. P., O'Loughlin, V. D., Bidle, T. S., & Cordeau, M. l. (2019). *Anatomie et physiologie : une approche intégrée* (2e édition. éd.). Montréal (Québec): Chenelière éducation.

Minitab-Support. (2020). Interpret all statistics and graphs for Power and Sample Size for General Full Factorial Design. Repéré le 12/15/2020 à <https://support.minitab.com/en-us/minitab/19/help-and-how-to/statistics/power-and-sample-size/how-to/linear-models/power-and-sample-size-for-general-full-factorial-design/interpret-the-results/all-statistics-and-graphs/>

MOTomed. (2022). MOTomed letto2 Leg trainer. Repéré à <https://www.motomed.com/en/products/motomed-letto2/>

Muraki, S., Ehara, Y., & Yamasaki, M. (2000). Cardiovascular responses at the onset of passive leg cycle exercise in paraplegics with spinal cord injury. *European Journal of Applied Physiology*, 81(4), 271-274. doi: 10.1007/s004210050042. Repéré à <https://doi.org/10.1007/s004210050042>

Noonan, V. K., Fingas, M., Farry, A., Baxter, D., Singh, A., Fehlings, M. G., & Dvorak, M. F. (2012). Incidence and prevalence of spinal cord injury in Canada: a national perspective. *Neuroepidemiology*, 38(4), 219-226. doi: 10.1159/000336014

Norrie, B. A., Nevett-Duchcherer, J. M., & Gorassini, M. A. (2005). Reduced functional recovery by delaying motor training after spinal cord injury. *J Neurophysiol*, 94(1), 255-264. doi: 10.1152/jn.00970.2004

Pietraszewski, B., Winiarski, S., & Jaroszczuk, S. (2012). Three-dimensional human gait pattern— reference data for normal men. doi: 10.5277/abb120302. Repéré à <https://dx.doi.org/10.5277/abb120302>

PNGWing. (2020). Spinal nerve Spinal cord Vertebral column Nerve root Anatomy, Protection Of The Cervical Spine, human Body, human Anatomy, nerve png. Repéré à <https://www.pngwing.com/en/free-png-iryvk>

Prosser, L. A., Stanley, C. J., Norman, T. L., Park, H. S., & Damiano, D. L. (2011). Comparison of elliptical training, stationary cycling, treadmill walking and overground walking. Electromyographic patterns. *Gait Posture*, 33(2), 244-250. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.11.013

Rácz, K., Nagymáté, G., & Kiss, R. M. (2017). Effect of anatomical landmark placement variation on the angular parameters of the lower extremities. Dans *2017 13th IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMed)* (pp. 158-163). doi: 10.2316/P.2017.852-037

Restorative Therapies Inc. (2005-2016). *RT300 User Guide* Repéré à <https://icucycle.com/wp-content/uploads/2018/09/LB217394-RT300-supine-service-guide-cleaning-and-troubleshooting.pdf>

- Rhea, C. K., & Wittstein, M. W. (2014). Characteristics of Stride Behavior During Treadmill Walking and Stationary Stepping. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(4), 534-541. doi: 10.1123/jab.2013-0314. Repéré à http://libres.uncg.edu/ir/uncg/f/C_Rhea_Characteristics_2014.pdf
- Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 26(1), 17-24. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.003
- Roeseler, J., Sottiaux, T., Lemiale, V., Lesny, M., Beduneau, G., Bialais, E., . . . Titomanlio, L. (2013). Prise en charge de la mobilisation précoce en réanimation, chez l'adulte et l'enfant (électrostimulation incluse). *Réanimation*, 22(2), 207-218. doi: 10.1007/s13546-013-0658-y. Repéré à <https://doi.org/10.1007/s13546-013-0658-y>
- Rouanet, C., Reges, D., Rocha, E., Gagliardi, V., & Silva, G. S. (2017). Traumatic spinal cord injury: current concepts and treatment update. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 75(6), 387-393. doi: 10.1590/0004-282x20170048. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1590/0004-282x20170048>
- Rowland, J. W., Hawryluk, G. W. J., Kwon, B., & Fehlings, M. G. (2008). Current status of acute spinal cord injury pathophysiology and emerging therapies: promise on the horizon. *Neurosurgical Focus*, 25(5), E2. doi: 10.3171/foc.2008.25.11.e2. Repéré à <https://dx.doi.org/10.3171/foc.2008.25.11.e2>
- Sandrow-Feinberg, H. R., & Houlé, J. D. (2015). Exercise after spinal cord injury as an agent for neuroprotection, regeneration and rehabilitation. *Brain Research*, 1619, 12-21. doi: 10.1016/j.brainres.2015.03.052. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1016/j.brainres.2015.03.052>
- Santos-Rocha, R., & Veloso, A. (2007). Comparative Study of Plantar Pressure during Step Exercise in Different Floor Conditions. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(2), 162-168. doi: 10.1123/jab.23.2.162. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1123/jab.23.2.162>
- Schwartz, M. H., & Rozumalski, A. (2008). The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*, 28(3), 351-357. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.001
- Simpson, L. A., Eng, J. J., Hsieh, J. T. C., Wolfe, & The Spinal Cord Injury Re, D. L. (2012). The Health and Life Priorities of Individuals with Spinal Cord Injury: A Systematic Review. *Journal of Neurotrauma*, 29(8), 1548-1555. doi: 10.1089/neu.2011.2226. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1089/neu.2011.2226>
- Stoloff, R. H., Zehr, E. P., & Ferris, D. P. (2007). Recumbent stepping has similar but simpler neural control compared to walking. *Exp Brain Res*, 178(4), 427-438. doi: 10.1007/s00221-006-0745-7

Tekscan. (2016). F-Scan System. Repéré à <https://tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>

ThERA-Trainer. *ThERA-Trainer_product-specification_bemo_620_FR* Repéré à <https://www.manualslib.com/manual/1988397/Thera-Trainer-Bemo.html>

Tilley, A. R., & Henry Dreyfuss, A. (2002). *The measure of man and woman : human factors in design* (Rev. éd.). New York: Wiley.

White, N.-H., & Black, N.-H. (2016). Spinal cord injury (SCI) facts and figures at a glance. *Birmingham: National Spinal Cord Injury Statistical Center, Facts and Figures at a Glance*. doi: 10.1179/1079026813Z.000000000136

Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech*, 28(10), 1257-1261. doi: 10.1016/0021-9290(95)00017-c

Yum, H., Kim, H., Lee, T., Park, M. S., & Lee, S. Y. (2021). Cycling kinematics in healthy adults for musculoskeletal rehabilitation guidance. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1). doi: 10.1186/s12891-021-04905-2. Repéré à <https://dx.doi.org/10.1186/s12891-021-04905-2>

Zhao, B. L., Li, W. T., Zhou, X. H., Wu, S. Q., Cao, H. S., Bao, Z. R., & An, L. B. (2018). Effective robotic assuasive pattern of treadmill training for spinal cord injury in a rat model. *Experimental and Therapeutic Medicine*. doi: 10.3892/etm.2018.5822. Repéré à <https://dx.doi.org/10.3892/etm.2018.5822>

Żuk, M., & Trzeciak, M. (2016). Anatomical protocol for gait analysis: joint kinematics measurement and its repeatability. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 369. doi: 10.15632/jtam-pl.55.1.369. Repéré à <https://dx.doi.org/10.15632/jtam-pl.55.1.369>