

Développer un modèle cinématique de mobilisation précoce pour les blessés médullaires

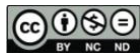
par

Marie KELLER

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

MONTREAL, LE 15 JUIN 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Marie Keller, 2024



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) 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 MEMOIRE A ÉTÉ EVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSE 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 et Faculté de médecine de l'Université de Montréal

M. David Labbé, président du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Éric Wagnac, 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 5 JUIN 2024

A L'ECOLE DE TECHNOLOGIE SUPERIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer ma gratitude envers Yvan Petit, mon directeur de recherche, dont l'optimisme constant, l'aide précieuse et les commentaires enrichissants ont été des piliers essentiels tout au long de ce parcours de recherche. Je suis également reconnaissante envers Jean-Marc Mac-Thiong, dont le soutien et l'encouragement m'ont permis de concrétiser ce projet de recherche. Sans son appui, cette étude n'aurait pas vu le jour.

Un grand merci à mes camarades 'cobaye' qui ont accepté de participer à mes longues séries de tests. Leur collaboration a été essentielle. Merci à toute l'équipe de Sacré-Cœur pour leur soutien, leur écoute bienveillante et leur partage de savoir-faire tout au long de ma maîtrise. Attention particulière à Guillaume Frebourg, Simon Guillemot et Lucien Diotalevi pour leur aide. Je remercie également l'équipe de l'ETS, en particulier Pierre Schmidt, avec qui j'ai pu échanger sur nos travaux respectifs et ainsi enrichir mes analyses. À tous, merci d'avoir contribué à l'ambiance générale qui a rendu le travail plus plaisant.

Bien évidemment, je remercie également mes amis, de Montréal, de France et d'ailleurs. Ces moments partagés autour de repas, de verres, de jeux, de films, m'ont été bien précieux. Merci à ma famille, en particulier à ma tante Camille pour avoir pris le temps qu'elle n'avait pas pour me relire. Ses conseils de chercheur ont été d'une grande aide. À mes frères, qui méritent une tonne de bisous pour leur présence en continu. Et à mes parents, sans qui je ne serais pas arrivée jusqu'ici. Merci pour vos efforts et vos encouragements.

Enfin, je tiens à remercier ma très chère colocataire Alice Claude, pour sa motivation et sa croyance constante en ma réussite. Tous ces moments partagés ainsi que nos projets divers m'ont incité à aller de l'avant et à me sortir la tête de l'eau dans les moments les plus intenses.

Développer un modèle cinématique de mobilisation précoce pour les blessés médullaires

Marie KELLER

RÉSUMÉ

Les lésions médullaires sont parmi les événements les plus catastrophiques qu'un individu puisse subir, entraînant une perte majeure de fonctions motrices et sensorielles. Après une telle lésion, la mobilisation précoce est cruciale pour récupérer les fonctions perdues, et il est essentiel qu'elle soit initiée le plus tôt possible, soit dans les 48 heures suivant l'intervention chirurgicale de la colonne vertébrale. L'initiative de mobilisation dans ce délai critique est uniquement pratiquée à l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, où les patients bénéficient d'une mobilisation par ergomètre cyclique passif. Les séances actuelles se concentrent sur la sécurité des patients, la surveillance de leurs signes vitaux et leur confort pendant l'exercice. Pour aller au-delà de cette approche et explorer la possibilité d'adapter individuellement les séances pour optimiser la récupération à long terme, une étude approfondie a été entreprise. Cette étude a utilisé le modèle FullBody d'OpenSim pour estimer la biomécanique des membres inférieurs des patients médullaires. Le modèle a été ajusté aux dimensions morphologiques des patients afin de reproduire le plus fidèlement possible des mouvements réels. La mise à l'échelle manuelle s'est avérée hautement efficace pour adapter précisément le modèle FullBody à une gamme variée de tailles de segments corporels. De plus, la capacité du modèle à reproduire des poses statiques et des mouvements des jambes a été confirmée comme étant très précise. Sur les 14 séances de vélo prévues par patient, 6 ont nécessité un équipement comprenant des marqueurs réfléchissants, un système de suivi de trajectoire de marqueurs Optitrack, des capteurs électromyographiques avec des électrodes et deux semelles de pression. Leur placement et leur calibration ont été vérifiés pour l'analyse du mouvement de pédalage. L'étude des relations biomécaniques lors de l'exercice cyclique passif chez des sujets médullaires a montré une corrélation entre les mouvements articulaires et les étirements musculaires, mais n'a pas permis d'identifier de lien clair avec les stimulations électriques des muscles ou les forces de pression. En analysant l'impact des paramètres d'amplitude du pédalier et de vitesse de pédalage, il a été constaté que ces paramètres influençaient significativement les étirements musculaires et les mouvements articulaires, offrant ainsi la possibilité de contrôler ces aspects biomécaniques en ajustant les réglages de l'ergomètre cyclique. Cette étude paramétrique a également permis d'identifier un effet patient important, signifiant que la morphologie des sujets médullaires est à prendre en compte pour ajuster les paramètres d'utilisation de l'ergomètre. L'adaptation personnalisée des paramètres de pédalage pourrait ainsi améliorer la stimulation des jambes des sujets, avec des différences notables selon la taille des patients. Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour confirmer ces observations préliminaires.

Mots clés : blessure médullaire, mobilisation précoce, ergomètre passif, OpenSim, analyse biomécanique, adaptation individualisé

To develop a kinematic model of early mobilization for people with spinal cord injuries

Marie KELLER

ABSTRACT

Spinal cord injury is one of the most catastrophic events an individual can suffer, resulting in major loss of motor and sensory function. After such an injury, early mobilization is crucial to recover lost function, and it is essential that it is initiated as soon as possible, i.e. within 48 hours of spinal surgery. Mobilization within this critical timeframe is only practiced at Montreal's Hôpital du Sacré-Cœur, where patients benefit from passive cyclic ergometer mobilization. Current sessions focus on patient safety, vital sign monitoring and comfort during exercise. To go beyond this approach and explore the possibility of individually tailoring sessions to optimize long-term recovery, an in-depth study was undertaken. This study used OpenSim's FullBody model to estimate the biomechanics of the lower limbs of spinal cord patients. The model was adjusted to the morphological dimensions of the patients to reproduce real movements as faithfully as possible. Manual scaling proved highly effective in accurately adapting the FullBody model to a wide range of body segment sizes. In addition, the model's ability to reproduce static poses and leg movements was confirmed as highly accurate, with a mean error of less than 1.2. Of the 14 cycling sessions planned per patient, 6 required equipment including 8 reflective markers, two rigid bodies, an Optitrack marker trajectory tracking system, electromyographic sensors with electrodes and two pressure insoles. Their placement and calibration were checked for pedaling motion analysis. The study of biomechanical relationships during passive cyclic exercise in spinal cord subjects showed a correlation between joint movements and muscle stretching but failed to identify a clear link with electrical muscle stimulation or pressure forces. By analyzing the impact of crankset amplitude and pedaling speed parameters, it was found that these significantly influenced muscle stretching and joint movements, offering the possibility of controlling these biomechanical aspects by adjusting the settings of the cyclic ergometer. This parametric study also identified a significant patient effect, meaning that the morphology of spinal cord subjects should be considered when adjusting ergometer usage parameters. Customized adaptation of pedaling parameters could thus enhance stimulation of the subjects' legs, with notable differences according to patient size. Further research is needed to confirm these preliminary observations.

Key words: spinal cord injury, early mobilization, passive ergometer, OpenSim, biomechanical analysis, individualized adaptation

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Fondements théoriques sur la blessure médullaire	5
1.1.1 La moelle épinière.....	5
1.1.2 Les pathologies médullaires.....	8
1.1.2.1 Épidémiologie des blessures médullaires Erreur ! Signet non défini.	
1.1.2.2 Généralité sur les pathologies médullaires	10
1.1.2.3 La classification des blessures médullaires.....	11
1.1.2.4 Les conséquences fonctionnelles des blessés médullaires.....	12
1.1.3 La prise en charge des blessés médullaires	13
1.2 La mobilisation précoce comme traitement.....	15
1.2.1 La neuroplasticité et la récupération fonctionnelle	16
1.2.2 Technologie de mobilisation existantes	17
1.2.3 Le cyclisme pour les blessés médullaires	19
1.3 La biomécanique du mouvement cyclique	21
1.3.1 Biomécanique des membres inférieurs	22
1.3.2 Contribution des muscles et des forces dans le mouvement cyclique	23
1.3.3 Le mouvement cyclique circulaire en position couchée	26
1.3.4 L'étude PROMPT-SCI, réalisée à l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal	30
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE & OBJECTIFS	33
2.1 Problématique	33
2.2 Objectifs et sous-objectifs.....	34
CHAPITRE 3 DÉVELOPPEMENT ET VALIDATION DU MODÈLE VIRTUEL OPENSIM.....	35
3.1 Développement et évaluation du modèle musculosquelettique	35
3.1.1 Choix du modèle	36
3.1.2 Évaluation de la méthode de mise à l'échelle du modèle	39
3.1.2.1 Matériel & Logiciels utilisés.....	40
3.1.2.2 Méthodologie de mise à l'échelle d'un modèle : méthode basée sur la mesure	41
3.1.2.3 Méthodologie de mise à l'échelle d'un modèle : méthode manuelle.....	44
3.1.2.4 Méthodologie de comparaison des deux méthodes de mise à l'échelle.....	44
3.1.3 Évaluation de la cinématique du modèle	46
3.1.3.1 Matériel & Logiciels utilisés.....	46
3.1.3.2 L'outil de Cinématique Inverse d'OpenSim	48

	3.1.3.3	La reproduction d'une pose statique	49
	3.1.3.4	La reproduction d'un mouvement.....	50
3.2		Résultats de validation du modèle musculosquelettique	52
	3.2.1	Comparaison des deux méthodes de mise à l'échelle.....	53
	3.2.2	Validation de la cinématique par la pose statique.....	55
	3.2.3	Validation de la cinématique par le mouvement.....	57
3.3		Adaptation des données et du matériel pour l'étude sur patients médullaires	59
CHAPITRE 4 ÉTUDE SUR PATIENTS MÉDULLAIRES.....			61
4.1		Configuration de l'étude	63
	4.1.1	Matériel utilisé & fonctionnement	63
	4.1.1.1	L'ergomètre APT-5.....	63
	4.1.1.2	Système de suivi du mouvement & marqueurs.....	65
	4.1.1.3	Les électrodes & capteurs EMG	68
	4.1.1.4	Les semelles de pression	70
	4.1.2	Patients & séances.....	72
4.2		Procédure de collecte et de traitement des données	74
	4.2.1	Découpage des cycles de jambe.....	75
	4.2.2	Les données cinématiques.....	75
	4.2.2.1	Les angles articulaires.....	76
	4.2.2.2	Les étirements musculaires	76
	4.2.3	Les données Noraxon : forces de pression et stimulations électriques	78
4.3		Procédures d'analyse des données	79
	4.3.1	Les méthodes de mesures.....	79
	4.3.1.1	L'ANOVA à mesures répétées	80
	4.3.1.2	L'ANOVA factorielle	80
	4.3.2	Les séances sous modalité non-contrôlée	81
	4.3.2.1	La cinématique : analyses descriptives	81
	4.3.2.2	La cinématique : analyses de variance (ANOVA).....	82
	4.3.2.3	Les étirements musculaires	84
	4.3.2.4	Les stimulations électriques.....	85
	4.3.2.5	Les forces de pression	85
	4.3.2.6	Mise en commun de la biomécanique.....	87
	4.3.3	Les séances sous modalité contrôlée.....	89
	4.3.3.1	La cinématique : analyses descriptives	89
	4.3.3.2	La cinématique : analyses de variance (ANOVA).....	90
	4.3.3.3	Les étirements musculaires	92
	4.3.3.4	Mise en commun de la biomécanique.....	93
CHAPITRE 5 RÉSULTATS DE L'ÉTUDE SUR PATIENTS MÉDULLAIRES.....			95
5.1		Patients, Séances & Matériel	95
	5.1.1	Matériel et placement.....	95
	5.1.2	Résumé des séances réalisées	98
5.2		Analyses des données biomécaniques	99
	5.2.1	Résultats des séances sous modalité non-contrôlée	99

5.2.1.1	La cinématique : analyses descriptives	99
5.2.1.2	La cinématique : analyses de variance (ANOVA).....	102
5.2.1.3	Les étirements musculaires	104
5.2.1.4	Les stimulations électriques	106
5.2.1.5	Les forces de pression	107
5.2.1.6	Mise en commun (modalité non-contrôlée).....	110
5.2.2	Résultats des séances sous modalité contrôlée	117
5.2.2.1	La cinématique : analyses descriptives	117
5.2.2.2	La cinématique : analyses de variance (ANOVA).....	119
5.2.2.3	Les étirements musculaires	125
5.2.2.4	Mise en commun (modalité contrôlée)	128
CHAPITRE 6 DISCUSSION		131
6.1	Développement et validation d'un modèle musculosquelettique pour estimer la cinématique et les étirements musculaires des patients médullaires lors d'un exercice passif de vélo au lit.	132
6.2	Relation entre la cinématique des membres inférieurs, la stimulation musculaire et les forces de réaction aux pieds	134
6.3	Effets des paramètres d'utilisation de l'ergomètre sur la stimulation biomécanique de patients médullaires lors d'un exercice cyclique passif	140
6.4	Limites et perspectives.....	142
CONCLUSION.....		145
ANNEXE I	COORDONNÉES DES MARQUEURS DES MODÈLES OPENSIM	Erreur ! Signet non défini.
ANNEXE II	ÉTIREMENTS DES FIBRES MUSCULAIRES	Erreur ! Signet non défini.
ANNEXE III	PROTOCOLE D'INSTALLATION ET DE RÉALISATION DES SÉANCES DE VÉLO AU LIT.....	Erreur ! Signet non défini.
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		Erreur ! Signet non défini.

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 1.1	Échelle des scores ASIA	12
Tableau 1.2	Cinématique de la hanche et du genou dans le plan sagittal pour un exercice cyclique passif et actif en position couchée.....	27
Tableau 1.3	Amplitudes et excursions extrêmes de la hanche et du genou pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique, moyennées aux 10 participants	29
Tableau 3.1	Présentation du modèle virtuel FullBody d'OpenSim	38
Tableau 3.2	Identification des mesures selon chaque segment corporel. S1, S2 et S3 : distinction des trois sujets.....	45
Tableau 3.3	Mesures anthropométriques manuelles des 3 sujets sains	53
Tableau 3.4	Longueurs des segments de corps des 6 modèles selon les deux méthodes	54
Tableau 4.1	Noms et positionnements des 22 marqueurs initiaux du modèle FullBody	67
Tableau 4.2	Caractéristiques d'un capteur EMG.....	69
Tableau 4.3	Caractéristiques des semelles de pression.....	71
Tableau 4.4	Surface et pression des semelles en fonction de leur taille	72
Tableau 4.5	Représentation des conditions expérimentales	73
Tableau 4.6	Fibres musculaires sollicitées en fonction du mouvement articulaire	77
Tableau 4.7	Fibres musculaires détectées par les huit capteurs EMG.....	88
Tableau 4.8	Moyennes des combinaisons possibles	90
Tableau 5.1	Configurations des marqueurs et corps rigide (CR) pour l'étude des amplitudes	96
Tableau 5.2	Différences angulaires selon les configurations de placement de marqueurs.....	97

Tableau 5.3	Données générales et morphologiques des participants médullaires98
Tableau 5.4	Résultats d'ANOVA à mesures répétées suivant la variable de résultat A.....103
Tableau 5.5	Résultats d'ANOVA à mesures répétées suivant la variable de résultat P103
Tableau 5.6	Résultats d'ANOVA à mesures répétées suivant la variable de résultat A.....104
Tableau 5.7	Résultats d'ANOVA à mesures répétées suivant la variable de résultat P104
Tableau 5.8	Amplitudes et forces de pressions moyennes identifiées par zones de pression, suivant les deux parties du cycle de pédalage110
Tableau 5.9	Équations de droite de régression des étirements de fibres musculaires en fonction des amplitudes des mouvements de flexion des genoux et des hanches111
Tableau 5.10	Groupes de fibres musculaires selon leurs fonctions principales dans le mouvement de jambe111
Tableau 5.11	Équations des droites de régression des mouvements de flexion pour les deux variables de résultat suivant les facteurs d'amplitude et de vitesse du pédalier.....119
Tableau 5.12	Résultats des ANOVA factorielles suivant la variable de résultat A.....120
Tableau 5.13	Résultats des ANOVA factorielles suivant la variable de résultat P122

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	La moelle épinière.....	6
Figure 1.2	Schéma du système nerveux humain	7
Figure 1.3	La prise en charge des lésions médullaires	14
Figure 1.4	Technologies existantes : (A) G-EO Systems, (B) Lokomat and (C) tapis roulant en appui sur des poids partiels	18
Figure 1.5	Dispositif de cyclisme existant	20
Figure 1.6	Les phases de pédalage	24
Figure 1.7	Les sollicitations musculaires pendant un mouvement cyclique	26
Figure 1.8	Intervalles de mouvement de la hanche et du genou dans le plan sagittal pour l'exercice cyclique circulaire actif et passif en position couchée.....	28
Figure 1.9	Comparaison de la cinématique articulaire dans le plan sagittal de la hanche (a) et du genou (b)	29
Figure 3.1	(a) : 80 unités muscle-tendons ; (b) : fibres musculaires du moyen glutéal ; (c) : degrés de liberté du modèle musculosquelettique	39
Figure 3.2	(a) : marqueurs 14 mm (9/16") x 8 ; (b) : support velcro pour marqueur ; (c) : placement des caméras Optitrack pour le suivi du mouvement	41
Figure 3.3	Placement des 8 marqueurs.....	42
Figure 3.4	Calcul des facteurs d'échelle	43
Figure 3.5	Ergomètre APT-5 fixé au lit d'hôpital.....	47
Figure 3.6	Système de suivi de marqueurs : la caméra V120Trio	47
Figure 3.7	Marqueurs présents sur le modèle FullBody	48
Figure 3.8	Schéma mécanique d'une jambe.....	50
Figure 3.9	Comparaison des Méthode 1 et Méthode 2 par rapport aux mesures réelles, représentées par la Méthode 0	54

Figure 3.10	Modèles musculosquelettiques après mise à l'échelle manuelle : Sujets 1, 2 et 3.....	55
Figure 3.11	Comparaison des différences angulaires selon l'angle initial par régression linéaire	56
Figure 3.12	Différences angulaires selon les amplitudes du pédalier pour les deux genoux.....	58
Figure 3.13	Chariot avec système de suivi.....	60
Figure 3.14	Ensemble de 4 marqueurs formant un corps rigide	60
Figure 4.1	Protocole de l'étude biomécanique avec patients médullaires	62
Figure 4.2	Modélisation du pédalier de l'ergomètre APT-5 sur SolidWorks	64
Figure 4.3	Écran de contrôle de l'ergomètre.....	64
Figure 4.4	Caméra Trio V120 avec bras articulé	65
Figure 4.5	Positionnement des électrodes doubles et des capteurs EMG dans Noraxon.....	Erreur ! Signet non défini.
Figure 4.6	Semelles de pression et zones identifiées	70
Figure 4.7	Protocole de collecte et de traitement des données mécaniques.....	74
Figure 4.8	Muscles correspondants aux différentes fibres musculaires.....	78
Figure 4.9	Visualisation des fibres musculaires sur le modèle FullBody	88
Figure 5.1	Représentation graphique des différences angulaires selon les configurations avec et sans CR.....	97
Figure 5.2	Cinématique articulaire des genoux et des hanches en fonction du cycle de pédalage.....	100
Figure 5.3	Dispersion des données cinématiques des séances non-contrôlées : variable de résultat A	101
Figure 5.4	Dispersion des données cinématiques des séances non-contrôlées : variable de résultat P	101
Figure 5.5	Évolution de la longueur des fibres musculaires dans le cycle complet de la flexion du genou.....	105

Figure 5.6	Dispersion des valeurs de pourcentages des pics d'amplitude selon le signal EMG	106
Figure 5.7	Dispersions des valeurs de pourcentage de pics minimums selon l'EMG (a) : cycle allant de 0 à 50% ; (b) : cycle allant de 50 à 100%.....	107
Figure 5.8	Dispersions des valeurs de pourcentage de pics minimums selon la zone de pression	108
Figure 5.9	Dispersions des valeurs de pourcentages des pics maximums selon la zone de pression	109
Figure 5.10	Sollicitations des groupes de fibres des genoux dans le cycle de pédalage	112
Figure 5.11	Sollicitations des groupes de fibres des hanches dans le cycle de pédalage	112
Figure 5.12	Fibres musculaires avec grand étirement	113
Figure 5.13	Étirements moyens des groupes de fibres présents au niveau des capteurs EMG	114
Figure 5.14	Sollicitations des zones de pression dans le cycle de pédalage suivant les angles articulaires de la jambe gauche	115
Figure 5.15	Sollicitations des zones de pression dans le cycle de pédalage suivant les angles articulaires de la jambe droite	116
Figure 5.16	Dispersion des données cinématiques des séances contrôlées : variable de résultats A.....	117
Figure 5.17	Dispersion des données cinématiques des séances contrôlées : variable de résultats P	118
Figure 5.18	Graphes Q-Q suivant la variable de résultat A	121
Figure 5.19	Graphes Q-Q suivant la variable de résultat P	123
Figure 5.20	Graphes des moyennes marginales des mouvements articulaires suivant la variable de résultat A	124
Figure 5.21	Graphes des moyennes marginales des mouvements articulaires suivant la variable de résultat P	125
Figure 5.22	Densité moyenne d'étirement regroupant les 17 fibres musculaires sur les 12 prises de mesures, selon les vitesses de pédalage.....	127

Figure 5.23	Représentation des étirements moyens des fibres musculaires suivant le facteur 1129
Figure 5.24	Représentation des étirements moyens des fibres musculaires suivant le facteur 2129

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

α	Angle du fémur par rapport à l'axe X
β	Angle du genou
θ	Angle de la manivelle par rapport à l'axe Y (représentant le matelas)
ABT	Activity-Based Therapy
Ah	Adduction hanche
AIS	ASIA Impairment Scale
APT	Active Passive Trainer
ASIA	American Spinal Injury Association
C	Cheville
CDP	Coefficient de pente
EMG	Électromyogramme
f	Longueur du fémur
F	Tête du fémur
Fg	Flexion genou
Fh	Flexion hanche
G	Genou
GGe	Greenhouse-Geisser epsilon
HAL	Hybrid Assistive Limb
IRM	Image par Résonance Magnétique
m	Longueur de la manivelle
M	Manivelle
MAS	Modified Ashworth Scale
η^2 partiel	Eta carré partiel
NRS	Neuromuscular Recovery Scale
O	Centre du repère orthonormé OXY (et centre du pédalier)
OBJ	Objectif
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
p	Longueur de la pédale
P	Tête de la pédale

PROMPT-SCI Protocol for Rapid Onset of Mobilisation in Patients with traumatic SCI

s Distance entre l'axe du pédalier et la tête du fémur

SCI Spinal Cord Injury

SNC Système Nerveux Central

t Longueur du tibia

t' Longueur entre le genou et le centre de la pédale

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS DE BASE		UNITÉS DE TEMPS	
m	mètre (unité de longueur)	h	heure
kg	kilogramme (unité de mesure)	min	minute
s	seconde (unité de temps)	s	seconde
Air		Puissance	
m ²	mètre carré	W	watt
mm ²	millimètre carré	Contrainte, pression	
UNITÉS GÉOMÉTRIQUES		kPa	kilopascal
Longueur		Pa	pascal
m	mètre	N/cm ²	newton par centimètre carré
cm	centimètre	psi	livre par pouce carré
mm	millimètre	Fréquence	
UNITÉS DE MASSE		Hz	hertz
Masse		Force	
kg	kilogramme	N	newton
g	gramme	Force électromotrice	
UNITÉS MÉCANIQUES		V	volt
Vitesse		mV	millivolt
tr/min	tour par minute	μV	microvolt
Accélération		UNITÉ D'INTENSITÉ DU SON	
m/s ²	mètre par seconde carré	dB	décibel
Angle plan			
°	degré		

INTRODUCTION

Les blessures médullaires, qui résultent d'accidents traumatiques ou de maladies, génèrent des lésions entraînant souvent des déficits neurologiques et fonctionnels significatifs. Ces dommages se traduisent par des douleurs et des perturbations majeures dans la vie des individus, affectant leur mobilité, leur autonomie et leur qualité de vie. Face à ces blessures complexes et profondes, la recherche médicale s'est mise au défi d'explorer de nouvelles stratégies de rééducation pour améliorer la fonctionnalité et la qualité de vie des patients. Parmi ces approches émergentes, l'initiation précoce de l'activité, qui consiste à débiter les exercices thérapeutiques dès que possible après la blessure, s'avère être un domaine prometteur. Cette pratique suscite un intérêt croissant en raison de son potentiel à améliorer les résultats de rétablissement.

L'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (Canada), en tant que centre d'excellence dans la prise en charge aigüe et la rééducation des blessés médullaires, a pris l'initiative de mener une étude innovante visant à évaluer la faisabilité et la sécurité de l'activité précoce initiée dans les 48 heures suivant une chirurgie chez ces patients vulnérables. Cette étude novatrice se concentre spécifiquement sur un exercice passif avec des séances de vélo de lit automatisées, pour des patients présentant une variété de niveaux de lésion allant de la catégorie ASIA A, à ASIA C. Les patients ASIA A ont une perte sensorielle et motrice complète, et ceux ASIA C ont une lésion de la moelle épinière incomplète où une certaine fonction musculaire subsiste (Zhang et al., 2020).

Pour compléter la faisabilité et la sécurité du projet, une étude approfondie de la biomécanique du mouvement des membres inférieurs apporterait un meilleur aperçu à la compréhension de la rééducation de ces patients. Une analyse détaillée de l'activation musculaire, des angles articulaires et des forces générées pourrait fournir des informations capitales pour concevoir des protocoles de rééducation plus adaptés et personnalisés. En intégrant cette perspective biomécanique à l'étude, l'objectif est de dépasser la simple évaluation de l'efficacité des séances de vélo de lit. L'accent est mis sur la fourniture d'une compréhension renforcée des mécanismes sous-jacents, pour optimiser la récupération et améliorer la qualité de vie à long terme des patients blessés médullaires. Dans cette perspective, il convient de développer un modèle

cinématique précis et adapté pour optimiser les protocoles de rééducation et comprendre les mécanismes du mouvement après une lésion à la moelle épinière.

Le présent mémoire a pour ambition d'approfondir l'étude menée à l'Hôpital du Sacré-Cœur en se concentrant sur les aspects spécifiques des séances passives de vélo au lit et leur influence sur la mécanique des membres inférieurs des patients. En utilisant les données détaillées collectées au cours de ces séances, l'objectif est d'identifier les schémas de mouvement qui génèrent les stimulations biomécaniques les plus efficaces, favorisant ainsi un rétablissement optimal à long terme. Cette analyse englobe les interactions complexes entre les paramètres du vélo, les réponses musculaires et les performances fonctionnelles, et fournit des informations scientifiques pour améliorer les protocoles de rééducation.

L'utilisation du vélo automatique présente plusieurs avantages dans le contexte de la rééducation des blessés médullaires. Il permet un exercice cyclique continu stimulant les muscles des membres inférieurs de manière coordonnée et contrôlée. Les trajectoires du mouvement sont alors collectées puis analysées de sorte à obtenir des mesures quantitatives pour évaluer la progression de la cinématique des patients au cours du temps.

L'utilisation d'OpenSim, un logiciel de modélisation musculosquelettique avancé, permet d'explorer les effets spécifiques des mouvements de pédalage sur les muscles sollicités. En construisant un modèle personnalisé basé sur les données anthropométriques (taille et dimensions des segments corporels) et cinématiques des patients, il devient possible d'identifier les phases de pédalage et de quantifier la cinématique articulaire et les étirements musculaires correspondants. Cette compréhension de la biomécanique et des simulations musculaires peut aider à concevoir des protocoles de mobilisation précoce adaptés, en ciblant les mouvements qui apportent le plus de bénéfices aux patients.

Ce mémoire se découpe en 6 parties. Une revue de la littérature situe d'abord le projet dans le contexte actuel des blessures médullaires et des méthodes de rééducation. Cette section explore les avancées récentes et les principes établis afin de mieux appréhender les défis et les opportunités liés à la récupération fonctionnelle. Le deuxième chapitre pose la problématique centrale et les objectifs du mémoire. Le chapitre 3 présente le développement et la validation du modèle musculosquelettique utilisé dans les chapitres 4 et 5. L'un énonce la méthodologie

de la collecte et l'analyse des données biomécaniques des membres inférieurs des patients. Le second présente les résultats de l'étude, avec les données tests recueillies et les découvertes significatives liées à l'exercice cyclique précoce et son impact sur la mécanique des membres inférieurs. Le chapitre 6 présente une discussion générale qui récapitule les contributions à la rééducation des blessés médullaires, les principales limites, et les pistes pour des recherches futures et le mémoire se termine avec une conclusion.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Fondements théoriques sur la blessure médullaire

1.1.1 La moelle épinière

La moelle épinière est une structure anatomique complexe située dans la colonne vertébrale qui transmet les informations entre le cerveau et le reste du corps. Elle est protégée par les vertèbres environnantes, les ligaments et les muscles, et se compose de segments vertébraux contenant chacun des faisceaux de fibres nerveuses, également appelés voies, responsables de la transmission des informations motrices et sensorielles (Figure 1.1).

La moelle épinière est un composant fondamental du système nerveux central (SNC). Sa structure est allongée et cylindrique et s'étend du trou occipital, à travers le canal vertébral, jusqu'à la bordure supérieure de la deuxième vertèbre lombaire (Sheerin, 2004). Elle est recouverte par les trois membranes du SNC, la dure-mère, l'arachnoïde et la pie-mère, de l'extérieur vers l'intérieur, respectivement (Nógrádi & Vrbová, 2006).

La moelle épinière s'organise également en deux parties distinctes : la substance grise, qui contient les corps cellulaires des neurones, est responsable du traitement de l'information ; et la substance blanche, qui contient surtout les axones des neurones, est responsable de la transmission de l'information (Ahuja et al., 2017).

La transmission des signaux se fait grâce aux 31 paires de nerfs spinaux (Figure 1.2) contenues à l'intérieur. Chaque nerf va avoir deux points d'ancrage, le premier au niveau de la racine dorsale et le second au niveau de la racine ventrale. De ce fait, des neurones sensitifs circulent dans la racine dorsale et des neurones moteurs circulent dans la racine ventrale (McKinley, Dean O'Loughlin & Scouter, 2019). Les deux premières paires de nerfs spinaux émergent de la moelle épinière entre la première et la deuxième vertèbre cervicale, elles sont responsables de la transmission des signaux nerveux entre la moelle épinière et différentes parties du cou, de la tête et des épaules. Quant aux dernières paires, elles émergent généralement du bas de la

moelle épinière, en dessous du niveau des vertèbres lombaires. Ainsi, la substance blanche est subdivisée en plusieurs faisceaux ascendants et descendants, eux-mêmes composés de faisceaux d'axones provenant de régions spécifiques du cerveau et du corps, et qui transmettent les informations sensorielles et motrices (Ahuja et al., 2017).

La colonne vertébrale entoure et protège la moelle épinière. Elle est segmentée en 33 vertèbres : 7 cervicales, 12 thoraciques (ou dorsales), 5 lombaires, 5 du sacrum et 4 du coccyx. Les nerfs spinaux, qui relient la moelle épinière à la périphérie du corps, font partie du système nerveux périphérique en association avec les nerfs crâniens et périphériques (Sheerin, 2004).

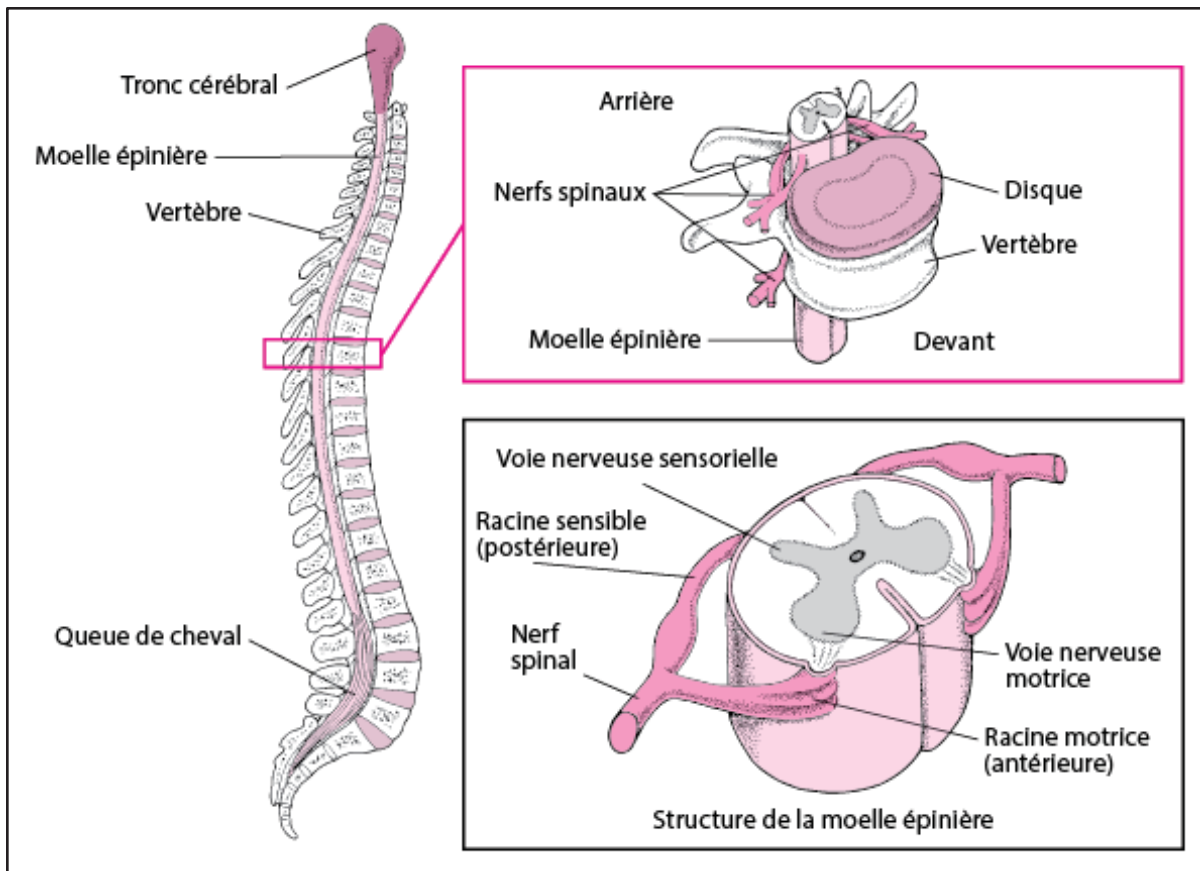


Figure 1.1 La moelle épinière
Tirée de Maiese (2021)

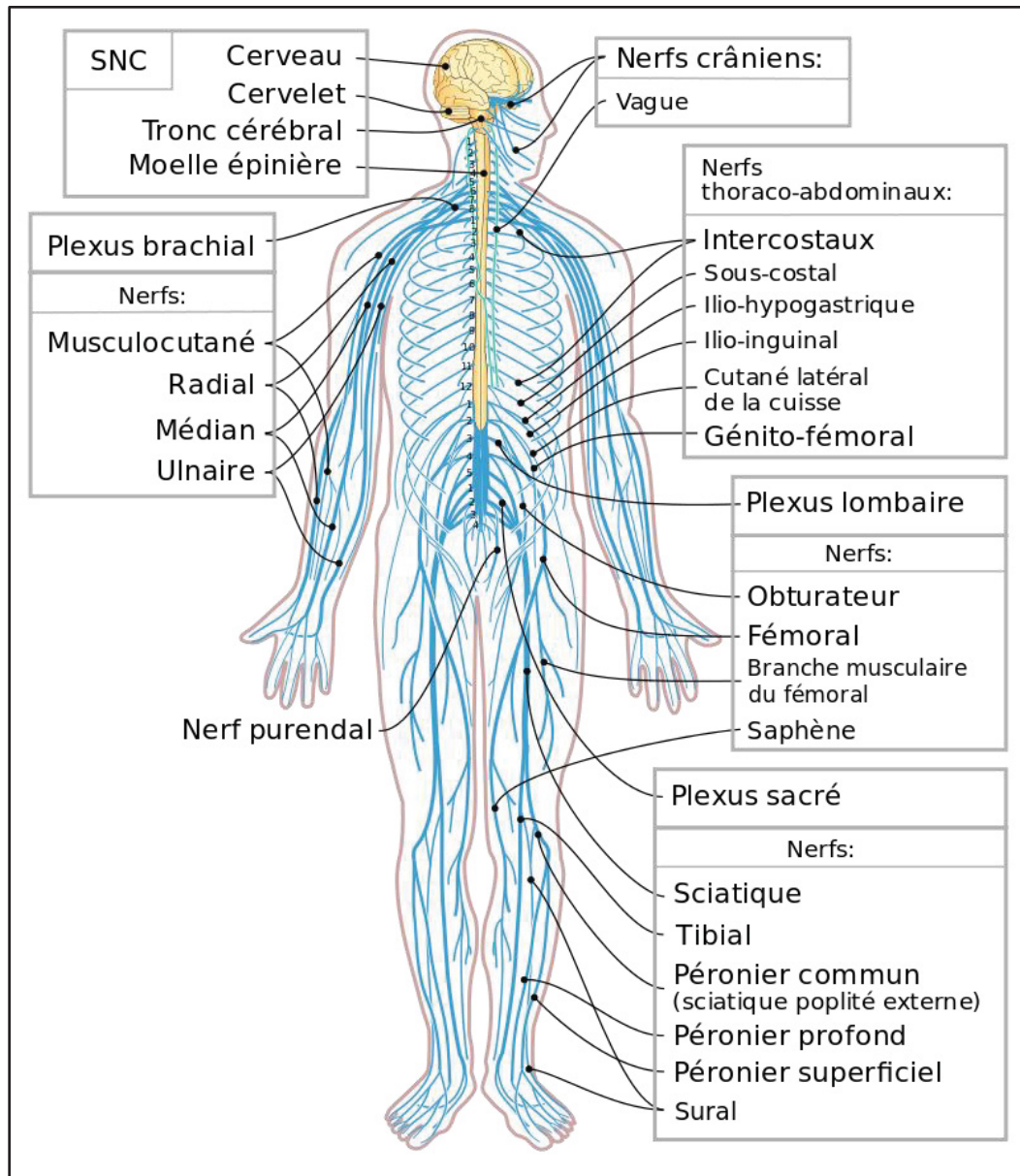


Figure 1.2 Schéma du système nerveux humain
Tirée de *Neurosciences* (2016)

La connaissance de l'emplacement et du trajet des voies qui relient les fibres nerveuses des nerfs spinaux au cerveau aide à comprendre les schémas de perte neurologique qui se manifestent en cas de lésions spécifiques de la moelle (Sheerin, 2004). En tant que centre réflexe du corps, la moelle épinière agit également en tant que centre d'intégration, contrôlant à la fois les réflexes somatiques et autonomes. Le réflexe est la forme la plus simple de voie

neuronale, où un seul neurone sensoriel transmet l'information du récepteur à la moelle et se connecte, via un interneurone, au neurone moteur qui transmet les impulsions vers l'effecteur, à savoir un muscle ou une glande (Sheerin, 2004).

Les voies descendantes de la moelle épinière, réparties dans les parties antérieures et latérales, sont responsables de la transmission des influx moteurs qui contrôlent les mouvements volontaires et involontaires, la régulation du tonus musculaire, la modulation des réflexes segmentaires et la régulation des fonctions viscérales (Bican, Minagar & Pruitt, 2013; Lemon, 2008). Ces voies sont composées de neurones moteurs supérieurs, qui s'étendent du cortex à la moelle épinière, et de neurones moteurs inférieurs, qui s'étendent de la moelle épinière vers les muscles ou les glandes effectrices (Sheerin, 2004).

Les neurones moteurs inférieurs sont responsables du transport à la fois des influx volontaires en provenance du cerveau et des influx réflexes en provenance de la moelle épinière. En revanche, les neurones moteurs supérieurs ne transportent que des influx volontaires du cerveau jusqu'à leurs synapses avec les neurones moteurs inférieurs. La pertinence clinique de ces neurones devient évidente lorsqu'ils sont endommagés (Sheerin, 2004).

1.1.2 Les pathologies médullaires

Les pathologies médullaires sont des affections qui touchent la moelle épinière et qui peuvent entraîner des altérations fonctionnelles significatives. Il existe plusieurs types de pathologies médullaires, chacune avec ses propres caractéristiques et conséquences.

1.1.2.1 Épidémiologie des blessures médullaires

Il est possible de distinguer deux types de blessures à la moelle épinière : les blessures traumatiques et celles non traumatiques. Les premières sont causées par un événement soudain avec un impact direct à la colonne vertébrale, alors que les secondes font suite à des blessures où aucun traumatisme physique direct n'a eu lieu.

Les blessures médullaires traumatiques ont un impact considérable sur la santé des individus touchés. Elles génèrent un énorme poids économique pour les familles et la société (Kang et al., 2017), avec des coûts médicaux élevés, une perte de revenus due à l'incapacité de travailler, des besoins en soins à long terme, des adaptations structurelles des domiciles, une perte de productivité économique et une dépendance aux prestations sociales. Sur le plan épidémiologique, il est observé que les hommes présentent un risque beaucoup plus élevé de blessure médullaire que les femmes, avec 80 % des cas de lésions traumatiques de la colonne vertébrale (Kang et al., 2017; Noonan et al., 2012; Zalewski, Rabinstein, Krecke, Brown & Wijdicks, 2018).

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), il n'existe pas d'estimation fiable de la prévalence mondiale, mais l'incidence annuelle est estimée entre 40 et 80 cas de blessures médullaires par million d'habitants. Jusqu'à 90 % de ces cas sont dus à des causes traumatiques, bien que la proportion de lésions non traumatiques tende à augmenter. Les principales causes de lésions médullaires traumatiques sont les accidents de la route (38 %), les chutes (31 %), la violence (14 %) et les activités sportives (9 %) (Zalewski et al., 2018). Cependant, ces causes varient selon les régions du monde. Aux États-Unis et au Canada, l'incidence la plus élevée concerne les accidents de la route et de la violence, également plus fréquente que dans les autres pays en développement (Quadri, Farooqui, Ikram, Zafar & Khan, 2020). Au Canada, plus de 86 000 personnes vivent avec une lésion médullaire (43.973 avec lésion traumatique), soit environ 0,22% de la population globale. Chaque année, pour les 1 389 personnes qui subissent une lésion de la moelle épinière, les coûts annuels étaient évalués à 2,7 milliards de dollars canadiens en 2015. Ces coûts englobent à la fois les dépenses directes, telles que les soins hospitaliers, et les coûts indirects, comme la perte de productivité due aux décès prématurés (Institut Rick Hansen, 2018).

L'incidence des blessures médullaires a augmenté progressivement avec l'expansion des activités humaines, mais la prévalence n'a pas beaucoup changé au fil du temps (Kang et al., 2017). Bien que la mortalité se soit stabilisée, elle reste à un niveau élevé. Ces données épidémiologiques soulignent l'importance de la prévention des blessures médullaires et de la

prise en charge des individus atteints, tout en mettant en évidence les différences régionales dans les causes et les incidences de ces blessures.

1.1.2.2 Généralité sur les pathologies médullaires

Les pathologies médullaires, qu'elles soient d'origine traumatique ou non traumatique, englobent un large éventail de conditions qui affectent la moelle épinière. Une blessure traumatique entraîne une compression, une contusion, une lésion ou une section partielle ou complète de la moelle épinière. Elle résulte de changements temporaires ou permanents de la fonction médullaire (Ahuja & Fehlings, 2016) avec des conséquences multiples : déficits moteurs et sensoriels et dysfonctionnements autonomes. La perturbation des connexions entre les centres supérieurs du cerveau et la moelle épinière, ainsi que l'altération du système nerveux autonome lui-même, se manifestent par de nombreuses anomalies autonomes, notamment des altérations cardiovasculaires, respiratoires, urinaires, gastro-intestinales, thermorégulatrices et sexuelles (Hou & Rabchevsky, 2014). Ce projet de recherche se concentre sur les atteintes d'origine traumatique. L'une des déficiences les plus évidentes consécutives à une blessure médullaire est la difficulté à marcher, ce qui force de nombreux patients à utiliser un fauteuil roulant pour se déplacer (Fouad & Pearson, 2004). Les blessures médullaires traumatiques sont malheureusement fréquentes dans le monde entier et entraînent une morbidité significative avec un risque de handicap permanent lié aux dysfonctionnements moteurs, sensoriels et autonomes (Eli, Lerner & Ghogawala, 2021).

Les lésions de la moelle épinière (SCI : *'Spinal Cord Injury'*) peuvent être classées en deux catégories : les SCI complètes et incomplètes. Une SCI complète est obtenue après une transection complète ou un écrasement total de la moelle épinière : elles sont moins fréquentes chez l'homme. Sur le plan clinique, ce type de lésion est défini lorsqu'aucune fonction motrice ou sensorielle ne peut être détectée en dessous de la lésion, bien que des tissus et des connexions épargnées puissent être présents. Après une telle lésion, des changements néfastes continuent de se produire pendant des décennies en dessous de la lésion. En revanche, une SCI incomplète préserve des ponts tissulaires contenant diverses voies ascendantes et descendantes, en fonction de l'emplacement de la lésion. La réorganisation anatomique et

fonctionnelle de ces voies et circuits en dessous de la lésion soutient différents degrés de récupération fonctionnelle (Courtine, Gerasimenko, Van den Brand, Yew & Musienko, 2009).

La classification en lésion complète et incomplète permet de mieux comprendre les différentes implications fonctionnelles et les perspectives de récupération. Une prise en charge appropriée et une recherche continue sont essentielles pour améliorer la qualité de vie des patients et favoriser leur récupération fonctionnelle (Simpson Eng, Hsieh & Wolfe, 2012).

1.1.2.3 La classification des blessures médullaires

Les types de lésions médullaires sont classés et évalués selon les normes établies par l'American Spinal Injury Association (ASIA), une organisation créée en 1973 qui facilite l'échange de recherches, de données et d'idées entre les praticiens impliqués dans le traitement des patients atteints de lésions de la moelle épinière (Robert, Leonard & Cepela, 2017). En 1982, l'ASIA a publié les standards internationaux pour la classification neurologique de ces lésions, un système de classification et de notation qui a évolué pour devenir l'échelle de déficience de l'American Spinal Injury Association (AIS) (Roberts et al., 2017).

L'échelle AIS est un outil clinique essentiel pour évaluer la gravité des lésions : elle se base sur les fonctions motrices et sensorielles résiduelles et permet de déterminer si la lésion est complète ou incomplète. Cette classification comprend cinq catégories (Tableau 1.1). La catégorie A correspond à une lésion complète, les catégories B à D correspondent à des lésions incomplètes, où les fonctions motrices et/ou sensorielles sont préservées partiellement. Enfin, la catégorie E correspond à une fonction motrice et sensorielle normale.

L'échelle AIS est d'une grande importance pour déterminer le pronostic, élaborer des plans de traitement et évaluer leurs résultats chez les patients. Elle permet de standardiser les évaluations et de faciliter la communication entre les professionnels de la santé. Grâce aux efforts de l'ASIA, les chercheurs et les cliniciens ont pu ainsi progresser dans les connaissances et les pratiques de traitement et la prise en charge des patients et leur qualité de vie.

Tableau 1.1 Échelle des scores ASIA
Adapté de Roberts et al. (2017)

SCORE ASIA	DÉFINITIONS
A – Complète	Aucune fonction motrice ou sensorielle n'est préservée dans les segments sacrés S4-S5.
B – Sensitif incomplet	La fonction sensorielle est préservée, mais pas de fonction motrice, sous le niveau neurologique et comprend les segments sacrés S4-S5.
C – Moteur incomplet	La fonction motrice est préservée en dessous du niveau neurologique, et plus de la moitié des muscles clés en dessous du niveau neurologique ont un grade musculaire inférieur à 3.
D – Moteur incomplet	La fonction motrice est préservée en dessous du niveau neurologique et au moins la moitié des muscles clés en dessous du niveau neurologique ont un grade musculaire de 3 ou plus.
E – Normal	Les fonctions motrices et sensorielles sont normales.

1.1.2.4 Les conséquences fonctionnelles des blessés médullaires

Comme en témoigne l'article d'(Andresen et al., 2016), les conséquences dues à une lésion médullaire dépendent de la localisation de la blessure et de son étendue. Elles peuvent différer d'une personne à une autre en fonction de la gravité de la lésion et de la capacité de récupération individuelle. Les conséquences sont soit une incapacité à bouger, soit une incapacité à ressentir les sensations. On parle de paraplégie quand il y a une perte des fonctions motrices et sensorielles au niveau des membres inférieurs (lésion entre les vertèbres T1 et L1), et de tétraplégie quand la perte des fonctions touche les 4 membres (lésion au niveau des cervicales) (McKinley et al., 2019).

Deux difficultés courantes surviennent après une lésion médullaire : la douleur chronique et la spasticité. La douleur chronique peut être particulièrement préoccupante, car elle interfère souvent considérablement avec la qualité de vie des patients. Elle limite leur participation à des activités quotidiennes, altère leur sommeil et entraîne une détresse psychologique. La spasticité, quant à elle, est caractérisée par des contractions musculaires involontaires et excessives, qui rendent les mouvements difficiles entraînant une raideur musculaire. Elle est

définie comme un type d'hypertonie qui augmente avec la vitesse de mouvement de l'articulation (Akman et al., 1999). Ce syndrome est présent chez 70% des blessés médullaires (Andresen et al., 2016) et peut affecter la mobilité, la coordination et la fonctionnalité globale des individus touchés. La spasticité est évaluée qualitativement en bougeant passivement l'articulation tout en mesurant la résistance, généralement à l'aide de l'échelle d'Ashworth modifiée (MAS : *Modified Ashworth Scale*). Des tests instrumentés ont été mis au point par (Bar-On, Aertbeliën, Wambacq, Severijns & Lambrecht, 2013), au cours desquels les muscles passifs sont étirés à différentes vitesses pour recueillir des données biomécaniques (moments articulaires, positions angulaires et vitesses) et électrophysiologiques (électromyographie (EMG)) qui quantifient la résistance au mouvement imposé. Ces tests fournissent des informations complètes et précises pour décrire la spasticité (Falisse, Bar-On, Desloovere, Jonkers & De Groote, 2018).

Une gestion efficace de la douleur et de la spasticité est essentielle pour optimiser les possibilités de réadaptation à la fonction motrice, et améliorer la qualité de vie des patients.

1.1.3 La prise en charge des blessés médullaires

La réussite de la prise en charge des blessés médullaires dépend d'un parcours de soins qualitatif et continu à tous les stades de la prise en charge : la phase préhospitalière, la phase aiguë et la phase de réadaptation (Sheerin, 2004). La prise en charge de ces patients nécessite une approche multidisciplinaire et une coordination étroite entre les professionnels de santé, les équipes de secours préhospitaliers, les services d'urgence et les établissements de réadaptation.

"*Time is spine*" : le temps, c'est la moelle épinière (Hachem, Ahuja & Fehlings, 2017). Une prise en charge optimale des blessés médullaires s'organise en trois phases distinctes : immédiate, aiguë et subaiguë, telles que représentées sur la Figure 1.3.

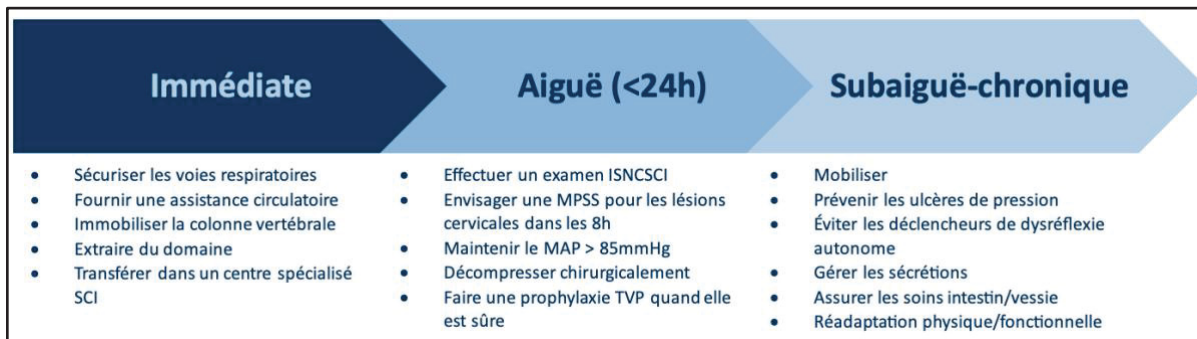


Figure 1.3 La prise en charge des lésions médullaires
Adapté de Hachem et al. (2017)

Juste après l'impact, (accident/chute/violence), le patient doit être immobilisé avec une assistance respiratoire, selon les directives de l'Advanced Traumatic Life Support (Feller et al., 2023) : l'immobilisation de sa colonne vertébrale et sa stabilisation complète sont essentielles en cas de suspicion ou de confirmation de lésion médullaire et le protègent contre de nouvelles blessures (Eckert & Martin, 2017).

Une fois le diagnostic fait, souvent grâce à des images de résonance magnétique (IRM) (Hachem et al., 2017), le patient peut être dirigé vers une opération chirurgicale de décompression des structures neurologiques sous pression, souvent nécessaire pour assurer une ventilation, une oxygénation et une perfusion adéquate de la région lésée (Zalewski et al., 2018). Cette chirurgie stabilise et/ou décompresse la zone entourant la moelle épinière et permet de limiter les lésions secondaires.

Des études montrent qu'une intervention chirurgicale dans les 24 heures suivant l'accident exerce une influence positive sur le rétablissement neurologique des patients atteints d'une lésion médullaire incomplète (Dvorak et al., 2015). La prise en charge aiguë dans des unités spécifiques permet de manière significative une diminution de la mortalité initiale de 50 %, une diminution de la durée de séjour à l'hôpital de 50 %, et une amélioration de la récupération neurologique (Perrouin-Verbe, 2005).

À la suite des premiers traitements, le patient reste immobilisé jusqu'à l'initialisation de la rééducation hospitalière, pouvant débuter 6 à 12 semaines après l'opération (Rodríguez-Mendoza, Santiago-Tovar, Guerrero-Godinez & García-Vences, 2021). Pendant son

immobilisation, le patient est suivi par un physiatre, spécialiste dans la réadaptation physique (Hachem et al., 2017).

La phase de rééducation se déroule généralement dans un centre de réadaptation spécialisé et son objectif est de maximiser les capacités fonctionnelles et l'indépendance du patient. C'est pourquoi une équipe multidisciplinaire, comprenant des physiothérapeutes, des ergothérapeutes, des orthophonistes, des psychologues et d'autres professionnels de la réadaptation, travaille ensemble pour élaborer un programme de rééducation individualisé (Ackermann, Gros & Lister, 2007). Ce programme peut inclure des séances de kinésithérapie pour améliorer la force musculaire et la mobilité, des séances d'ergothérapie pour favoriser l'autonomie dans les activités quotidiennes, des séances d'orthophonie pour rééduquer la parole et la déglutition, ainsi que des séances de soutien psychologique pour aider le patient à faire face aux défis émotionnels et psychologiques.

Étant donné qu'une grande partie des dysfonctionnements est due à une immobilisation prolongée, un minutage approprié de l'intervention chirurgicale, une expertise dans la gestion des complications respiratoires et une prévention des complications évitables contribuent à réduire considérablement le délai entre l'opération et la mobilisation dans les centres spécialisés pour maximiser les chances du patient à remarcher un jour (Wang, Teddy, Henderson, Shine & Gardner, 2001).

1.2 La mobilisation précoce comme traitement

Après une lésion à la moelle épinière, la mobilité et la fonction physique peuvent être gravement altérées. La mobilisation active et précoce est donc une approche thérapeutique clé visant à promouvoir la récupération fonctionnelle et à prévenir les complications liées à l'immobilité prolongée. Elle comprend des techniques telles que la kinésithérapie, la thérapie occupationnelle et la réadaptation physique, qui visent à améliorer la force musculaire, l'équilibre, la coordination et la capacité à effectuer les gestes de la vie quotidienne. La mobilisation précoce peut également contribuer à prévenir le déconditionnement physique (conséquences physique, mentale et sociale liées à l'inactivité), l'atrophie musculaire, les escarres et les problèmes respiratoires. Plusieurs études animales et cliniques ont confirmé

l'efficacité d'un traitement basé sur l'exercice. L'étude de (Lovely, Gregor, Roy & Ederton, 1986) montre que les chats ayant subi une transection spinale complète peuvent récupérer la marche après un entraînement intensif sur un tapis roulant. Cela met en évidence le principe de répétition et d'intensité de l'exercice avec un entraînement à la tâche spécifique. Une étude sur des rats montre quant à elle que l'entraînement immédiat après la blessure favorise une amélioration plus significative de la marche par rapport à un entraînement retardé de trois mois (Norrie, Nevett-Duchcherer & Gorassini, 2005). De plus, un délai de seulement 8 jours peut influencer considérablement la réponse à un programme d'entraînement à la motricité (Brown, Woller, Moreno, Grau & Hook, 2011).

De ce fait, en intégrant le mouvement régulier précoce au plan de traitement global, il est supposé que les blessés médullaires maximisent leurs chances de rétablissement fonctionnel, et de la même façon leur qualité de vie.

1.2.1 La neuroplasticité et la récupération fonctionnelle

La neuroplasticité et la récupération fonctionnelle jouent un rôle essentiel dans la réadaptation après une lésion de la moelle épinière. On parle de récupération fonctionnelle pour les *'processus qui aboutissent à la restitution partielle ou complète du fonctionnement d'un organe atteint par une lésion ou au remplacement des fonctions assurées par cet organe, par d'autres modalités opérationnelles'* (Jeannerod, 1990). La neuroplasticité fait référence à la capacité du système nerveux à se réorganiser et à s'adapter en réponse à une lésion, et à la récupération spontanée, où des fonctions motrices et sensorielles peuvent revenir partiellement sans intervention médicale (Dietz, 2002). Après une lésion, des remodelages spontanés étendus vont se produire, basés sur la formation et l'élimination de nouvelles ramifications axonales. Cette réorganisation naturelle peut s'étendre sur une période d'un an mais peut être accélérée par entraînement locomoteur (Bareyre et al., 2004).

La plasticité neuronale peut être stimulée et favorisée par des interventions thérapeutiques ciblées (Dietz, 2002). Différents traitements, comme celui à la chondroïtine, accentuent la plasticité en étant combiné à de la rééducation physique (García-Alías, Barkhuysen, Buckle & Fawcett, 2009). Des études sur des rats montrent également que des axones du tractus

corticospinal, qui fait le lien entre le cortex moteur et les motoneurones de la moelle épinière, se développent dans la substance grise de plusieurs rats au niveau cervical et contactent des neurones proprio spinaux, qui jouent un rôle dans la réorganisation plastique des circuits spinaux responsables de la récupération (Bareyre et al., 2004). D'autres études menées sur des rats établissent un lien entre la plasticité à différents niveaux du système nerveux central et la récupération de la fonction motrice (Biernaskie & Corbett, 2001; Fouad & Tetzlaff, 2012). Ce qui indique que la plasticité neuronale peut aussi contribuer à la récupération fonctionnelle après une lésion médullaire. De cette manière, la récupération fonctionnelle peut être favorisée par des interventions thérapeutiques, telles que l'entraînement fonctionnel et l'activation des circuits locomoteurs spinaux. Comprendre et exploiter les mécanismes de neuroplasticité ouvrent de nouvelles voies pour améliorer la réadaptation et la qualité de vie des patients atteints de lésions médullaires. La récupération fonctionnelle peut être longue et exigeante, nécessitant une approche multidisciplinaire impliquant de nombreux professionnels de la santé spécialisés dans les soins aux patients de lésions médullaires. Une approche pour promouvoir la neuroplasticité et favoriser la récupération fonctionnelle est l'utilisation d'échelles de mesure telles que la Neuromuscular Recovery Scale (NRS). L'échelle permet de quantifier les changements fonctionnels au fil du temps et de suivre l'évolution de la récupération neuromusculaire (Behrman, Ardolino & Harkema, 2017).

1.2.2 Technologie de mobilisation existantes

Une méthode largement utilisée dans la thérapie de mobilisation des patients médullaires consiste à bouger passivement les membres inférieurs (Brown et al., 2011; Colombo et al., 2005; Fouad & Pearson, 2004; Hook et al., 2004; Norrie et al., 2005; Winchester & Query, 2006), ce qui implique de déplacer les jambes du patient de manière passive, parfois à l'aide d'un dispositif mécanique ou robotique. En mobilisant les membres inférieurs de manière contrôlée, les voies sensorimotrices résiduelles s'activent, la neuroplasticité est stimulée et la récupération fonctionnelle est favorisée. L'entraînement assisté par robot est une thérapie complémentaire pour la récupération physique et fonctionnelle des patients atteints de lésions médullaires (Cheung et al., 2017) qui s'associe à d'autres techniques et stratégies

thérapeutiques, telles que la stimulation électrique fonctionnelle, l'entraînement en réalité virtuelle et l'utilisation de dispositifs d'assistance à la marche.

La thérapie basée sur l'activité (ABT) a démontré son efficacité pour promouvoir la récupération neuromusculaire (Behrman et al., 2006). Cette thérapie globale vise à restaurer et récupérer les mécanismes simples comme la marche, en se concentrant sur les capacités intrinsèques des centres locomoteurs spinaux et supra-spinaux (Esquenazi et al., 2017). L'ABT minimise les complications liées à l'immobilisation prolongée (Burgess & Wainwright, 2019; Epstein, 2014) et les complications de paralysie musculaire, qui peuvent entraîner une diminution de la capacité aérobie (Craven, Gollee, Coupaud, Purcell & Allan, 2013). Parmi les technologies explorées se trouve le robot G-EO Systems (Figure 1.4 A), qui permet de réaliser un entraînement elliptique avec un harnais pour le maintien et la sécurité du patient, l'assistance manuelle avec soutien partiel du poids corporel (Takeoka, Vollenweider, Courtine & Arber, 2014), et l'exosquelette robotique Lokomat (Figure 1.4 B), qui permet un entraînement progressif sur tapis roulant. Ce dernier améliore la vitesse de marche, la distance, la force, l'amplitude des mouvements et la mobilité après une lésion médullaire incomplète (Alashram, Annino & Padua, 2021). Tous permettent de fournir des mouvements et une résistance adaptée pour stimuler les muscles et les circuits neuronaux impliqués dans la locomotion, contribuant ainsi à la récupération fonctionnelle (Esquenazi et al., 2017).

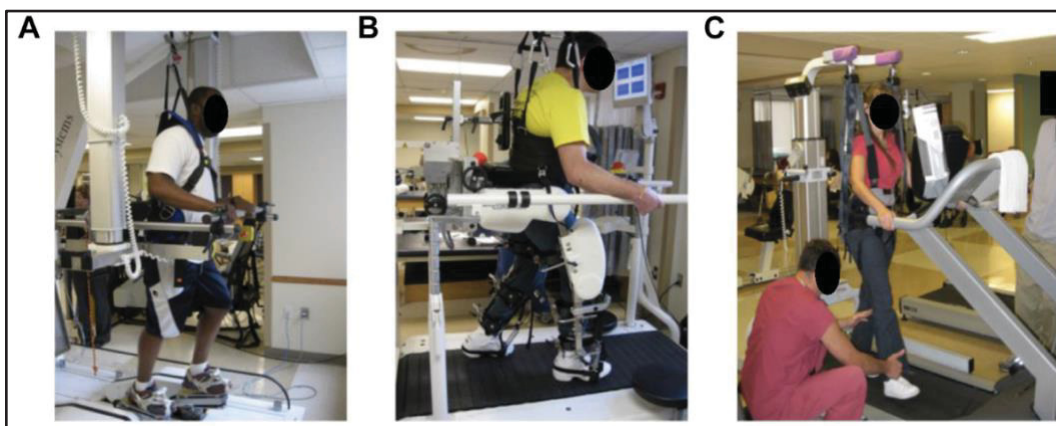


Figure 1.4 Technologies existantes : (A) G-EO Systems, (B) Lokomat, (C) tapis roulant en appui sur des poids partiels
Tirée de Esquenazi et al. (2017)

En complément de ces approches, l'utilisation de la réalité virtuelle montre des résultats prometteurs dans l'amélioration de la fonction motrice, de l'équilibre, de la fonction aérobie et de la gestion de la douleur (De Araújo, Neiva, Monteiro & Magalhães, 2019). Les dispositifs de réalité virtuelle permettent de créer des environnements immersifs et interactifs pour faciliter la rééducation et la réadaptation, tout en favorisant la motivation et l'engagement des patients. Par ailleurs, l'utilisation de l'électrostimulation musculaire en combinaison avec l'entraînement sur tapis roulant ou un exercice de vélo au lit améliore la fonction locomotrice (Fossat, Baudin, Courtes, Bobet & Dupont, 2018; Fouad & Pearson, 2004). Cette technique active les muscles des membres inférieurs de manière coordonnée et renforce les connexions neurales nécessaires à la marche. Enfin, des dispositifs spécifiques tels que l'HAL (Hybrid Assistive Limb) et l'EKSO, des exosquelettes robotisés portables, sont développés pour soutenir et faciliter la marche. Ils fournissent un soutien physique et une assistance à la marche qui aident les patients à s'engager dans des mouvements ambulatoires et à améliorer leur capacité de déplacement (Aach et al., 2015; Gagnon et al., 2018).

Il est important de noter que malgré les progrès significatifs dans le domaine de la mobilisation des blessés médullaires, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour évaluer pleinement l'efficacité et les avantages de ces technologies, ainsi que pour optimiser leur utilisation clinique.

1.2.3 Le cyclisme pour les blessés médullaires

En plus des dispositifs de rééducation conçus pour restaurer la marche, d'autres sont spécifiquement adaptés à une mobilisation au lit. Demander à un patient fraîchement opéré de se mettre debout et de reproduire des mouvements de marche représente un défi complexe. C'est pourquoi des ajustements ont été nécessaires pour élaborer un mouvement réalisable sans quitter le lit d'hôpital. Avec une vue d'ensemble des ergomètres adaptés aux lits actuellement disponibles sur le marché, il est évident qu'ils varient en termes de caractéristiques techniques, d'adaptation au patient et de gestion des effets indésirables. Cependant, ils partagent tous une caractéristique commune : le mouvement circulaire.

Les technologies les plus adaptées sont : 1 - le système motorisé de vélo qui se place devant le lit du patient et stimule un mouvement de pédalage continu (Figure 1.5) ; 2 – les simples pédales de lit qui se fixent aux pieds du patient lorsque celui-ci est allongé et sont conçues pour permettre au mouvement fluide. Ce dernier dispositif peut être utilisé aussi bien pour les pieds que pour les mains, que ce soit pour un entraînement cardiovasculaire, un renforcement musculaire, ou un simple exercice de rééducation (Bakkum, De Groot, Onderwater, De Jong & Janssen, 2014). Les systèmes de réalité virtuelle peuvent ici aussi être utilisés en combinaison avec le vélo de lit pour offrir une expérience immersive et divertissante pendant l'entraînement et maintenir la motivation et l'engagement dans l'activité physique du patient.



Figure 1.5 Dispositif de cyclisme existant
Tirée de Bolideau (2019)

Le cyclisme adapté pour les blessés médullaires est une forme d'activité physique pour la rééducation et la réadaptation, offrant de nombreux avantages sur le plan physique, psychologique et social.

Sur le plan physique, il permet de travailler la force musculaire, l'endurance cardiorespiratoire et l'équilibre. Les exercices cycliques peuvent réduire l'étendue de l'atrophie musculaire, et préviennent la perte musculaire (Houle, Morris, Skinner, Garcia-Rill & Peterson, 1999). En sollicitant les muscles, le mouvement contribue à renforcer la musculature, à améliorer la circulation sanguine et à maintenir la santé cardiovasculaire des patients. Même avec un mouvement passif, le cyclisme augmente l'activité du système cardio-respiratoire et améliore

les marqueurs de la santé cardiovasculaire chez les personnes souffrant d'une lésion cervicale (Phadke et al., 2019; Soriano, Romac, Squair, Barak & Sarafis, 2022). De plus, le cyclisme adapté peut aider à maintenir la flexibilité des articulations et à prévenir les problèmes de spasticité. Bien que le vélo soit une modalité pratique pour la mobilisation au lit, il convient peu au principe initial de l'ABT en raison de son éloignement du mouvement à récupérer, à savoir la marche. Deux études d'intérêt ont cherché à comparer divers mouvements et postures dans le but d'optimiser la mobilisation précoce et de favoriser la plasticité neuronale (Chammakhi, 2023; Guillemot, 2023). Une des conclusions rapportées est qu'un ergomètre générant un mouvement linéaire alterné serait plus adapté pour la mobilisation au lit, pour sa similarité avec la marche naturelle (Guillemot, 2023).

Sur le plan psychologique, l'exercice adapté favorise le bien-être mental et émotionnel. La pratique régulière d'une activité physique stimulante aide à réduire le stress, l'anxiété et la dépression, et favorise la libération d'endorphines : les "hormones du bonheur". La sensation de liberté et d'indépendance renforce alors la confiance en soi et l'estime de soi.

Sur le plan social, les séances de vélo de lit offrent des avantages significatifs, même dans un cadre restreint. Ces séances fournissent une opportunité pour les patients blessés médullaires de développer une relation de confiance avec les professionnels de la santé, offrant un soutien personnalisé et encourageant la motivation. Les interactions en tête-à-tête permettent le partage d'expériences et favorisent une communication ouverte, renforçant ainsi le sentiment d'appartenance. Les retours positifs reçus pendant les séances renforcent l'estime de soi du patient, contribuant à son bien-être social et émotionnel.

En résumé, l'exercice précoce, en particulier le cyclisme adapté, présente des perspectives prometteuses qui ouvrent la voie à une réhabilitation complète et enrichissante. Pour être jugée pertinente, l'activité physique doit être intensive, répétitive et axée sur une tâche spécifique.

1.3 La biomécanique du mouvement cyclique

L'exercice cyclique est étudié en tant que modalité de mobilisation précoce pour les blessés médullaires en raison de sa faisabilité et de son accessibilité. Cette section se concentre sur la

biomécanique des membres inférieurs, basée sur les articulations, ainsi que la biomécanique du mouvement cyclique, examinant en détail comment les muscles sont sollicités et comment les forces varient au cours des différentes phases du pédalage.

1.3.1 Biomécanique des membres inférieurs

La biomécanique est un domaine essentiel pour comprendre le mouvement humain, la locomotion et diverses activités physiques. Les articulations clés des membres inférieurs comprennent la hanche, le genou, la cheville et le pied.

La hanche est une articulation synoviale de type sphéroïde, ce qui lui confère une grande liberté de mouvement dans toutes les directions. Elle permet une flexion et une extension de la cuisse, ainsi que des mouvements d'abduction, d'adduction et de rotation interne/externe. Pendant le mouvement cyclique, l'articulation de la hanche est responsable de la propulsion et de la stabilité du pédalage. Les angles d'amplitude de ces mouvements varient selon les individus, mais en général, la flexion de la hanche peut atteindre 120 degrés, l'extension 30 degrés, l'abduction 45 degrés et l'adduction 30 degrés (valeurs moyennes). Les rotations internes et externes peuvent atteindre environ 45 degrés.

Le genou est une articulation synoviale de type trochléenne, qui permet principalement des mouvements de flexion et d'extension unidirectionnels. Pendant le mouvement cyclique, le genou effectue des mouvements de flexion lorsque la jambe est relevée vers la poitrine et des mouvements d'extension lors de la poussée sur la pédale. L'articulation du genou joue un rôle crucial dans la transmission de la force générée par les muscles des membres inférieurs vers la pédale. Les angles d'amplitude de ces mouvements peuvent varier considérablement d'une personne à l'autre, mais en général, la flexion du genou peut atteindre 135 degrés, tandis que l'extension est généralement complète à 0 degré.

La cheville est une articulation synoviale de type trochléenne également, qui permet principalement des mouvements de flexion plantaire (pointe du pied vers le bas) et de flexion dorsale (pointe du pied vers le haut). Ces mouvements sont essentiels pour le positionnement optimal du pied sur la pédale pendant le mouvement cyclique, en permettant une poussée efficace et une adaptation aux différentes surfaces. Les angles d'amplitude de ces mouvements

sont variables, mais en général, la flexion plantaire peut atteindre 50 degrés, tandis que la flexion dorsale peut atteindre 20 degrés.

Les articulations du pied sont des types synoviaux avec différentes formes et degrés de liberté. Elles permettent des mouvements complexes tels que l'inversion, l'éversion, la flexion, l'extension et la rotation. Pendant le mouvement cyclique, ces articulations participent à la stabilisation du pied sur la pédale et à l'adaptation aux variations du terrain.

1.3.2 Contribution des muscles et des forces dans le mouvement cyclique

Lors d'un mouvement actif de pédalage, les forces internes proviennent principalement de l'activation musculaire des muscles des membres inférieurs tels que les quadriceps, les ischio-jambiers, les muscles du mollet et les muscles stabilisateurs de la hanche. Tous s'activent pour générer la force nécessaire à la propulsion du vélo avec un rendement optimal. La contraction musculaire active entraîne également des forces de réaction dans les articulations, contribuant ainsi à la stabilité et au contrôle du mouvement.

Lors d'un mouvement cyclique, les mesures des forces dépendent de plusieurs facteurs : la puissance développée par le cycliste, le terrain, la résistance au pédalage et la technique individuelle. Pour rappel, la puissance (watt, W) mesure le travail effectué par unité de temps et reflète la rapidité d'exécution, alors que les forces (newton, N) sont des vecteurs qui provoquent le mouvement ou le changement de vitesse. Ce sont les forces appliquées pendant le pédalage qui déterminent la variation de la puissance générée à travers les phases du mouvement. Comprendre le rôle et les particularités de chaque groupe musculaire contribue à améliorer la performance lors de l'exercice de vélo. Les phases de pédalage sont correctement détaillées par (*Conseil Santé*, 2022), et représentées Figure 1.6 :

- La phase de poussée : elle constitue la phase principale du cycle de pédalage. Cette phase représente environ 35% du temps total du cycle de pédalage et correspond au moment où les jambes sont poussées vers l'avant en exerçant une pression vers le bas sur la pédale.

- La transition basse, également appelée phase de pression : elle assure la transition fluide entre la poussée et la traction. Elle constitue environ 15 à 20% du cycle de pédalage.
- La phase de traction, aussi appelée phase de répulsion vers l'arrière : elle est caractérisée par une flexion prononcée de la cuisse. Cette phase constitue environ 30 à 35% du cycle de pédalage.
- La transition haute, ou phase d'élévation : elle marque la fin du cycle de pédalage et permet au cycliste de se repositionner pour entamer une nouvelle phase de poussée. Cette phase représente environ 15% du cycle.

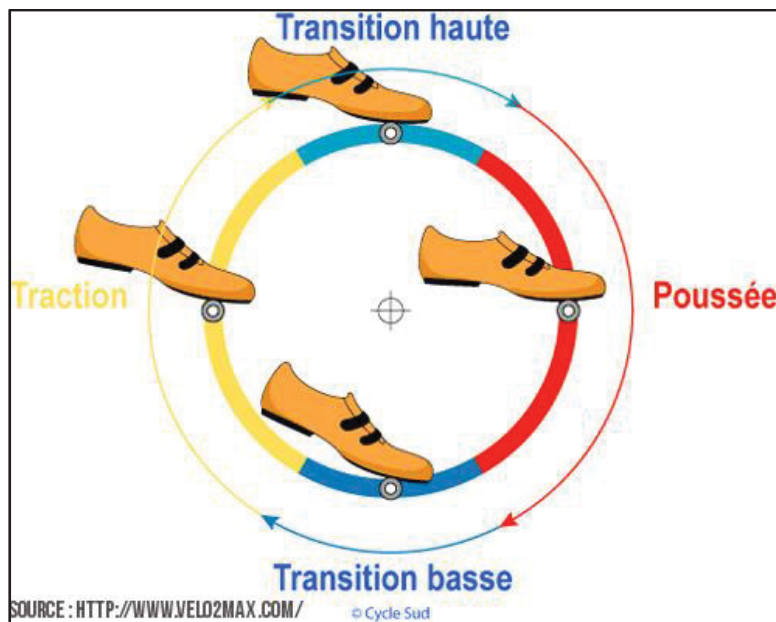


Figure 1.6 Les phases de pédalage
Tirée de Dera (2016)

Sur le plan biomécanique, la poussée est la phase la plus rentable, c'est à ce moment-là que la majorité de la force est transmise au pédalier. À ce jour, un cycliste exerce généralement une force moyenne de 250 à 350 N, avec un pic de puissance d'environ 400 à 600 W, pouvant dépasser les 1000 W lors d'un sprint. Plusieurs groupes musculaires sont sollicités pour produire la puissance nécessaire : les muscles fessiers, situés dans la région des hanches, jouent un rôle essentiel en favorisant les mouvements de rotation interne et externe de la cuisse ; les

quadriceps, situés à l'avant de la cuisse, sont responsables de l'extension de la jambe sur la cuisse ; et les muscles du mollet, tels que le triceps sural, participent à l'extension du pied sur la jambe (Manar, 2017). Cette combinaison de contractions musculaires génère environ 96% de la puissance totale du pédalage.

Lors de la transition basse, l'extension de la cuisse se poursuit, mais une action de flexion s'ajoute au mouvement, en plus de l'extension du pied. Les muscles du grand fessier, des ischio-jambiers et des triceps suraux entrent en jeu pour maintenir l'élan et conserver l'énergie cinétique accumulée lors de la phase de descente de la pédale. Les ischio-jambiers, situés à l'arrière de la cuisse, jouent un rôle essentiel en contribuant à la flexion de la jambe et à l'extension de la cuisse. Le triceps sural, qui comprend les muscles du mollet, est également sollicité pendant cette phase.

Pendant la traction, le psoas iliaque, le droit antérieur, le couturier et les muscles abdominaux sont sollicités. Le psoas iliaque, situé dans la région de l'aîne, joue son rôle en tirant sur la pédale pour maintenir le mouvement fluide. Le droit antérieur, situé à l'avant de la cuisse, contribue à l'extension du genou, tandis que le couturier, situé à l'intérieur de la cuisse, participe à la flexion du genou. Les muscles abdominaux sont également sollicités pendant cette phase pour maintenir la stabilité du bassin (Manar, 2017).

Pour la transition haute, les releveurs du pied interviennent pour faire remonter le pied entre 6 heures et 9 heures du cycle de pédalage. Lors de cette phase, appelée également phase de récupération ascendante, la force appliquée diminue considérablement atteignant une valeur comprise entre 50 et 100 N, tandis que la puissance chute à des niveaux proches de zéro.

Au total, le mouvement de pédalage sollicite six différents groupes musculaires des membres inférieurs, comme montré sur la Figure 1.7 : les fessiers (A), les quadriceps (B), les muscles du mollet (C), les muscles du tibia (D), les ischio-jambiers (E), et les muscles stabilisateurs du bassin (F). Chaque phase du cycle de pédalage joue un rôle spécifique dans la génération de la puissance et l'efficacité du mouvement.

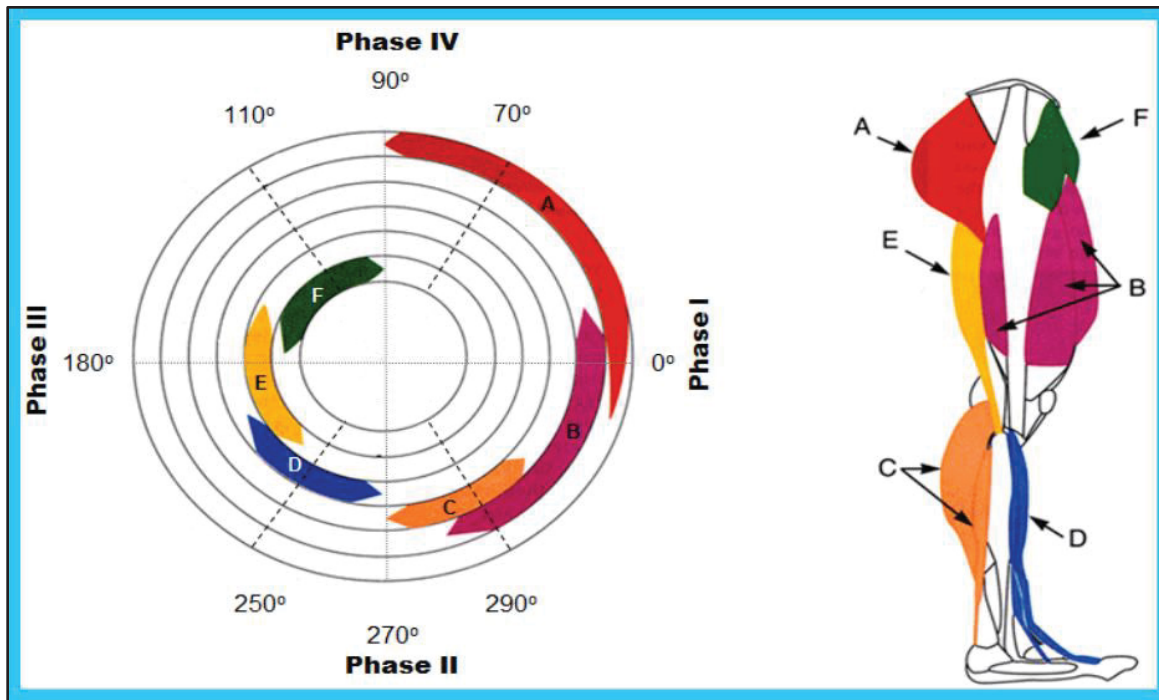


Figure 1.7 Les sollicitations musculaires pendant un mouvement cyclique
Tirée de Manar (2017)

Les informations présentées sont issues d'exercices actifs menés sur des individus en bonne santé, dans un contexte ne concernant pas les blessés médullaires, offrant un aperçu des mécanismes en jeu. Il est à noter que la distinction essentielle entre un mouvement passif et un mouvement actif réside dans la prédominance des forces externes. Dans le cas d'un mouvement passif, les principales forces en jeu sont la gravité, la résistance de l'air et la résistance au roulement. Lorsque le mouvement est à l'arrêt, les deux forces externes agissant sur le système sont le poids du sujet et de son vélo, ainsi que la réaction du sol sur le vélo (Manar, 2017). Dans le contexte de mobilisation au lit, seul le poids du patient, et notamment de ses jambes, pourront être une variable intéressante à analyser.

1.3.3 Le mouvement cyclique circulaire en position couchée

Le mouvement cyclique circulaire est souvent considéré comme simple, facile à reproduire dans un espace restreint et ne nécessitant pas beaucoup d'assistance, ce qui explique sa prévalence dans les milieux hospitaliers. Deux études récentes ont examiné le mouvement

cyclique circulaire chez les patients médullaires. (Chammakhi, 2023) a étudié la configuration optimale pour la neuroplasticité, tandis que (Guillemot, 2023) cherchait à optimiser la mobilisation précoce pour favoriser la récupération fonctionnelle.

L'étude de (Chammakhi, 2023) a impliqué 14 participants, dont 6 hommes et 8 femmes, âgés en moyenne de 26 ± 2 ans et 28 ± 4 ans respectivement. Elle visait à déterminer quel type de mouvement parmi le cyclique circulaire, l'elliptique et le linéaire se rapprochait le plus de la marche naturelle. Le mouvement cyclique était effectué sur un vélo stationnaire Sunny Sf-b0717 90 avec un diamètre de pédalage de 10 cm. Les résultats ont montré des amplitudes articulaires spécifiques pour les exercices cycliques actifs (VCA) et passifs (VCP) en position couchée, comme indiqué dans le Tableau 1.2 et la Figure 1.8.

Tableau 1.2 Cinématique de la hanche et du genou dans le plan sagittal pour un exercice cyclique passif et actif en position couchée, FH : flexion de la hanche ; EH : extension de la hanche ; FG : flexion du genou ; EG : extension du genou

Adapté de Chammakhi (2023) et modifié

Exercice	Amplitude du mouvement* (°)	Mouvement	Valeur maximale* (°)
VCA	25±10 (-3- 37)	EH	42±10 (17-55)
		FH	70±8 (55-82)
VCP	26±9 (-3- 35)	EH	46±16 (22-76)
		FH	74±16 (57-103)
VCA	42±10 (26-61)	EG	47±12 (28-68)
		FG	90±7 (81-99)
VCP	43±8 (26-54)	EG	47±11 (29-67)
		FG	90±7 (81-102)

*moyenne ± écart type (min-max)

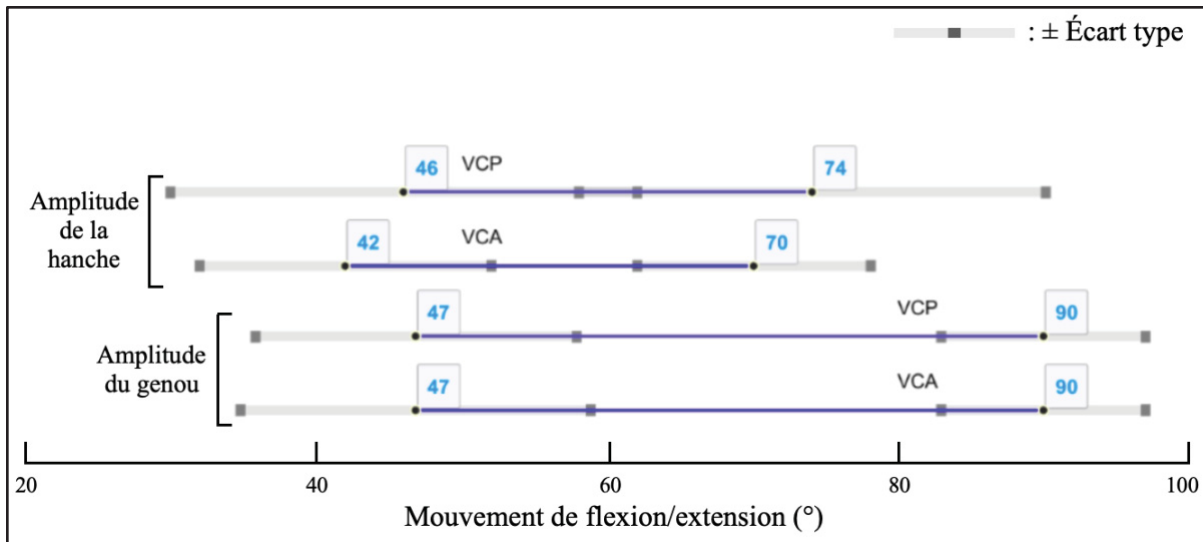


Figure 1.8 Intervalles de mouvement de la hanche et du genou dans le plan sagittal pour l'exercice cyclique circulaire actif et passif en position couchée
Adapté de Chammakhi (2023) et modifié

Pour l'étude de (Guillemot, 2023), les données de (Chammakhi, 2023) sont comparées à celles d'un outil numérique représentant également un mouvement cyclique circulaire. Les variations moyennes angulaires des articulations de la hanche et du genou ainsi que les écarts-types (SD) sont présentées sur un cycle de jambe dans la Figure 1.9. L'ergomètre expérimental utilisé pour les comparaisons est également le Sunny Sf-b0717 90. Le score de degré de similitude (CORA) est en moyenne de $0,67 \pm 0,05$ pour la cinématique de la hanche et de $0,68 \pm 0,06$ pour la cinématique du genou entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique. De plus, les moyennes des étendues articulaires pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique de 10 sujets participants sont présentées Tableau 1.3, avec l'extension maximale (EM), la flexion maximale (FM) et l'amplitude (A) articulaire.

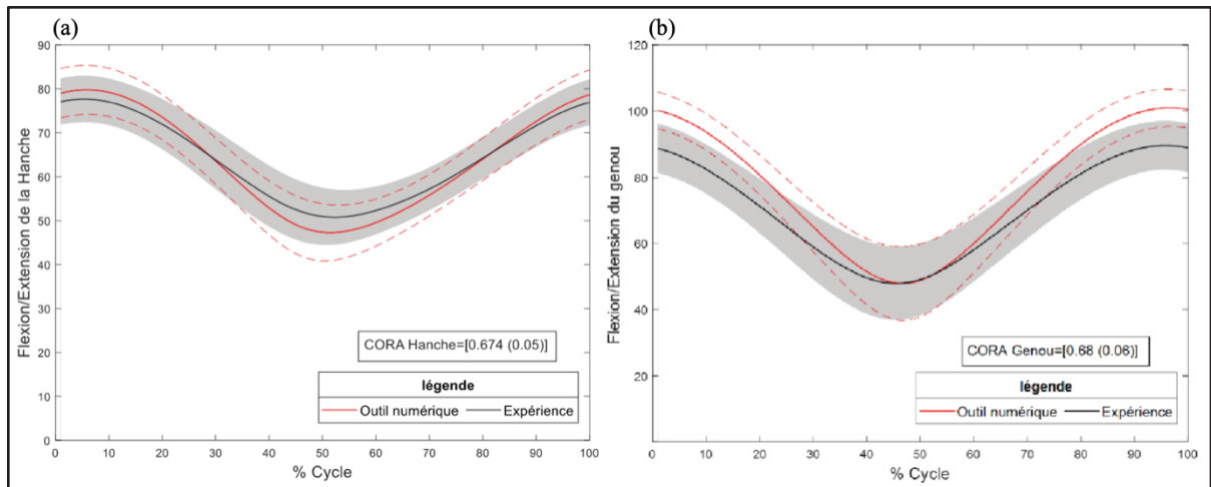


Figure 1.9 Comparaison de la cinématique articulaire dans le plan sagittal de la hanche (a) et du genou (b), avec l'ergomètre expérimentale (ligne noire ; bande grise = SD) et l'outil numérique (ligne rouge ; pointillé rouge = SD)
Tiré de Guillemot (2023)

Tableau 1.3 Amplitudes et excursions extrêmes de la hanche et du genou pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique, moyennées aux 10 participants
Tiré de Guillemot (2023)

Articulation		$X(SD)$ Angle ($^{\circ}$) ^a		
		Ergomètre expérimental	Outil numérique avec immobilisation de la cheville	Outil numérique avec mobilisation de la cheville
Hanche	EM	50,6 (6,3)	47,2 (6,3) ^b	49 (6,5)
	FM	77,7 (5,2)	79,8 (5,6)	73,9 (5,4)
	A	27,0 (3,1)	32,6 (3,5) ^b	24,9 (2,6)
Genou	EM	47,9 (11,2)	47,9 (11,2)	47,9 (11,2)
	FM	89,6 (7,5)	101,0 (5,6) ^b	92,8 (6,6)
	A	41,7 (6,2)	53,1 (6,2) ^b	44,8 (5,04)

^a : Les valeurs positives indiquent une flexion de la hanche et du genou et les valeurs négatives, une extension de la hanche et du genou.

^b : valeur significativement différente des valeurs obtenues par l'outil numérique par rapport à l'ergomètre expérimental ($p < 0,05$), test de Student apparié.

En ce qui concerne la force de réaction maximale au niveau des pédales pour le mouvement cyclique actif en position couchée, elle est de 8 ± 5 BWP (Bio Weightlifting Performance). La

mesure BWP est utilisée dans l'étude des forces et des mouvements dans le contexte de l'haltérophilie et d'autres activités physiques similaires. À titre de comparaison, cette valeur de 8 ± 5 BWP est faible par rapport à la force de réaction maximale au sol lors de la marche naturelle, qui est de 123 ± 17 BWP. Pour de la mobilisation passive, la force de réaction maximale se produit lorsque la jambe va à son extension et appuie sur la pédale. L'outil numérique présenté par (Guillemot, 2023) montre que cette force maximale se produit à 47% du cycle, tandis que pour l'ergomètre expérimental, le moment du cycle où la force de réaction est maximale varie considérablement d'un sujet à un autre, allant de 10 à 88% du cycle de pédalage. Il est suggéré que cette observation est due à un contrôle actif ou à un réflexe des participants sur le mouvement, ce qui pourrait expliquer la différence de force de réaction entre l'outil numérique et l'ergomètre expérimental. Il est noté que l'étude des forces lors d'un exercice passif semble être complexe.

1.3.4 L'étude PROMPT-SCI, réalisée à l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal

Bien que la littérature semble indiquer que la mobilisation précoce avec un ergomètre au lit adapté pour les patients médullaires en soins intensifs est faisable et sécuritaire, des inquiétudes persistent concernant son utilisation précoce. Les cliniciens craignent en effet que commencer l'exercice trop tôt ne soit plus préjudiciable que bénéfique.

L'étude PROMPT-SCI (*Protocol for rapid onset of mobilisation in patients with traumatic spinal cord injury*) réalisée à l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal (Mac-Thiong et al., 2021) est la première étude proposant d'intégrer la mobilisation précoce dans le protocole standardisé des soins des blessés médullaires. C'est une étude prospective qui vise à évaluer la faisabilité et la sécurité de la thérapie basée sur l'activité précoce en initiant le cyclisme au lit dans les 48 heures suivant la fin de la chirurgie de la moelle épinière des patients. Cette étude représente la première application de la thérapie basée sur l'activité chez des patients humains pendant l'hospitalisation aiguë.

Le terme « windows of opportunity » (Ismail, Fatemi & Johnston, 2017) est utilisé pour parler d'une période sensible au développement du cerveau où des interventions neuromodulatoires

peuvent être observées. C'est une courte fenêtre où le cerveau doit être stimulé pour favoriser à la fois la survie des connexions les plus appropriées et l'élimination de celles qui sont inutiles. Elle peut intervenir après une lésion de la moelle épinière et offre la possibilité d'obtenir des réponses de plasticité plus importantes, ce qui améliore les résultats cliniques dans la récupération motrice et sensorielle. Dans le cadre de l'étude PROMPT-SCI, les patients suivent un protocole comprenant l'approche thérapeutique de base : des sessions passives de mobilisation des articulations paralysées pendant 15 minutes, 6 fois par semaine, au cours des 2 premières semaines d'hospitalisation, avec en plus une activité précoce de cyclisme. D'un côté, la mobilisation passive est effectuée manuellement par le physiothérapeute jusqu'à atteindre l'amplitude complète des mouvements articulaires, et de l'autre, les séances d'exercice sont effectuées avec un ergomètre appelé APT-5 (*Active Passive Trainer on Hi-Lo Stand*), de la société Tzora Active Systems. Avec ce système, trois modes de cyclisme sont disponibles : passif (motorisé), actif assisté (partiellement initié par le patient avec assistance motrice) et actif (entièrement initié par le patient sans assistance motrice). Les patients adopteront une position semi-inclinée (inclinaison du tronc à 30°) avec les genoux fléchis à 30° lorsque la pédale est positionnée à 3 heures. Des électrodes de surface sont placées bilatéralement sur quatre muscles : le tibial antérieur, le gastrocnémien, le vaste médial et le vaste latéral pour étudier les stimulations électriques pendant les sessions. Pour évaluer les efforts transférés aux membres inférieurs pendant le cyclisme, des semelles intelligentes synchronisées avec le système d'électromyographie (EMG) (SmartLead, Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) sont installées sous les pieds du patient pour surveiller les pressions plantaires. Enfin, des marqueurs réfléchissants sont placés sur les membres inférieurs afin de mesurer leur cinématique lors des exercices, dans le but de fournir une compréhension approfondie du mouvement cyclique lors des exercices et de la contribution des muscles et des forces en lien avec celle-ci. Au total, 16 marqueurs sont positionnés, regroupés en 4 corps rigides : 2 sont placés par jambe, l'un au niveau de la cuisse et l'autre sur le tibia.

Ainsi, durant leur séjour à l'hôpital, les patients participent à 14 sessions de 30 minutes pendant lesquelles une évaluation de la faisabilité et de la sécurité de l'exercice est faite, et pour trois d'entre elles sont collectées en parallèle des données supplémentaires : les stimulations

électriques des muscles, les forces générées lors des cycles de pédalage et la cinématique du mouvement. La collecte des données de sécurité des patients s'effectue avant le début de chaque séance, puis toutes les 5 minutes pendant l'exercice. Ces données incluent la mesure de la fréquence cardiaque, de la pression artérielle (diastolique et systolique), de la fréquence respiratoire et de l'oxygénation. Depuis le lancement de l'étude PROMPT-SCI en 2021, 63 patients sont inclus et ont participé à l'exercice précoce après leur chirurgie de la colonne vertébrale. Parmi ces patients, 7 ont été exclus de l'étude pour diverses raisons, notamment des considérations médicales ou le décès du patient. Peuvent être éligibles à l'inclusion dans l'étude les patients avec un niveau ASIA compris entre A et C. Une évaluation complète de leur niveau neurologique est effectuée à plusieurs moments clés : avant le recrutement, après la réalisation des 14 séances de vélo, ainsi qu'à 6 semaines, 6 mois et 12 mois après l'accident médullaire.

L'étude PROMPT permet ainsi d'évaluer les effets de la thérapie basée sur l'activité précoce chez les patients atteints de lésion médullaire traumatique, en examinant les bénéfices potentiels sur les plans cardiovasculaire, musculosquelettique et neurologique. Les premiers résultats préliminaires indiquent la sécurité de l'ABT chez les patients atteints de lésion médullaire sévère, mais exigent une surveillance et un ajustement des agents vasoactifs, pouvant affecter le diamètre des vaisseaux sanguins, pour la stabilité hémodynamique (Dionne, Cavayas, Magnuson, Richard-Denis & Petit, 2023).

Cette recherche contribue à une meilleure compréhension des protocoles et des paramètres optimaux pour l'utilisation du cyclisme des jambes au lit dans la rééducation après une lésion médullaire, ouvrant de nouvelles perspectives pour l'amélioration de la récupération et de la qualité de vie des patients.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE & OBJECTIFS

2.1 Problématique

La revue de la littérature a permis de dresser un panorama sur les blessures médullaires et leurs traitements, en mettant l'accent à la fois sur une description fine de la moelle épinière et de son fonctionnement, mais aussi sur les différentes approches thérapeutiques basées sur l'exercice, notamment l'exercice précoce et le cyclisme au lit, en ciblant plus précisément l'étude PROMPT-SCI (Mac-Thiong et al., 2021), réalisée à l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal.

La réhabilitation des individus souffrant de lésions médullaires a pour objectif d'améliorer leur fonction physique, leur mobilité, leur autonomie et, par extension, leur qualité de vie. La procédure standard actuelle après une lésion médullaire implique l'alitement des patients en milieu hospitalier pendant une période allant de 1 à 3 mois, pouvant entraîner des perturbations significatives sur les plans physique, social, psychologique et économique. Toutefois, le système nerveux central, englobant la moelle épinière, démontre une capacité de réaction et d'adaptation à la suite d'une lésion. Cette capacité se manifeste par des phénomènes tels que la réorganisation des circuits neuronaux afin de partiellement compenser la perte de fonction. L'exercice précoce et régulier peut influencer l'adaptation de ces circuits, améliorant ainsi la plasticité neuronale. En conséquence, la mobilisation devient une stratégie clé pour encourager la réhabilitation et la récupération, en mettant l'accent notamment sur la restauration des fonctions motrices, sensorielles, cardiaques et respiratoires.

Il est reconnu que la mobilisation précoce, initiée dans les premiers jours suivant une lésion, peut apporter des avantages significatifs. L'étude PROMPT-SCI se distingue en tant que première exploration de la faisabilité et des avantages potentiels de la mobilisation chez les individus blessés médullaires dans les 48 heures suivant une opération, et les résultats s'avèrent prometteurs. Dans le domaine complexe des blessures médullaires, chaque patient requiert une approche de rééducation unique pour maximiser ses chances de récupération de la mobilité. La question de l'adaptabilité des séances émerge ainsi de l'étude menée à l'Hôpital du Sacré-Cœur

avec une recherche sur les stimulations mécaniques qui se produisent lors des séances de vélo. Il devient impératif de déterminer l'existence de schémas communs ou de similitudes dans la biomécanique des patients, malgré les variations individuelles.

Dans ce mémoire de recherche, je tenterai de répondre à la question : les séances passives de vélo au lit, réalisées avec l'ergomètre APT-5, peuvent-elles être ajustées individuellement pour optimiser les protocoles de rééducation à chaque patient médullaire ?

2.2 Objectifs et sous-objectifs

Cette étude permet d'approfondir la compréhension de la biomécanique des membres inférieurs chez les patients médullaires, à travers l'analyse du mouvement lors des séances de vélo au lit. L'objectif principal est de comprendre la pertinence et la faisabilité de l'adaptation individualisée de ces séances.

Cet objectif général peut être divisé en trois sous-objectifs :

OBJ 1 : Développer et valider un modèle musculosquelettique pour estimer la cinématique et les étirements musculaires des patients médullaires lors d'un exercice passif de vélo au lit.

OBJ 2 : Étudier la relation entre la cinématique des membres inférieurs, la stimulation musculaire et les forces de réaction aux pieds lors d'un exercice de vélo au lit réalisé par des blessés médullaires.

OBJ 3 : Étudier la relation entre les paramètres d'utilisation de l'ergomètre et la stimulation biomécanique de patients médullaires lors d'un exercice cyclique passif.

CHAPITRE 3

DÉVELOPPEMENT ET VALIDATION DU MODÈLE VIRTUEL OPENSIM

L'adaptabilité de l'exercice cyclique requiert une compréhension approfondie du mouvement des patients lors des séances de vélo, axée sur la cinématique, les stimulations musculaires et les forces impliquées. L'analyse cinématique explore les positions, trajectoires et vitesses corporelles, tandis que l'évaluation musculaire se fait souvent par électromyographie, mesurant l'activité des muscles. Les forces sont analysées via des capteurs pour comprendre les pressions sous les pieds. Diverses technologies telles que les systèmes de capture, les unités inertielles (IMU) et les capteurs internes sont utilisées pour une analyse précise des mouvements. L'étude PROMPT-SCI (Mac-Thiong et al., 2021) intègre quant à elle un système de capture avec marqueurs réfléchissants, utilisant des logiciels spécialisés pour recréer et comprendre le mouvement.

Le chapitre 3 se concentre sur la méthode d'analyse du mouvement des patients, avec une procédure complète d'évaluation et de validation d'un modèle musculosquelettique. OpenSim (*OpenSim*, 2022) est un logiciel de modélisation open-source développé par le laboratoire de recherche en informatique et en robotique de l'Université Stanford. Il permet de construire des modèles musculosquelettiques détaillés et de simuler le mouvement humain. Avec sa communauté active (*OpenSim Community*, 2010) et ses nombreuses ressources disponibles, le logiciel continue de progresser et de jouer un rôle essentiel dans l'avancement de la recherche en biomécanique. Combiné à d'autres logiciels comme Microsoft Excel, Mokka et Motive, le but devient d'estimer la cinématique d'un exercice cyclique avec un support en parfaite cohérence avec le mouvement réel. Ainsi, la conformité du modèle et son adaptation aux sujets étudiés revêtent une importance prépondérante.

3.1 Développement et évaluation du modèle musculosquelettique

Un modèle musculosquelettique OpenSim d'un sujet spécifique est une représentation numérique et virtuelle, basée sur des données anatomiques, biomécaniques et cinématiques. Il est créé en utilisant des images médicales telles que des scanners ou des IRM (Arnold, Ward,

Lieber & Delp, 2010), ainsi que des mesures de mouvement obtenues à partir de systèmes de capture de mouvement. Son utilisation présente des avantages pratiques pour l'étude en cours : il permet d'obtenir des informations détaillées sur la biomécanique d'un mouvement avec une approche non invasive, ce qui réduit les risques et les contraintes liés à la collecte de données, ainsi que d'évaluer les réponses musculaires et la cinématique d'un corps en action, avec un modèle adaptable aux différents patients. Cela permet d'étudier un plus grand nombre de cas et de réaliser des analyses comparatives afin de mieux comprendre l'efficacité significative de l'approche thérapeutique de l'exercice précoce. Un modèle musculosquelettique calibré et vérifié peut ainsi estimer la cinématique des membres inférieurs d'un patient médullaire, en quantifiant ses amplitudes de mouvements articulaires, tels que la flexion et l'extension de la hanche, des genoux et des chevilles, mais aussi en estimant les sollicitations musculaires qui ont lieu pendant un exercice passif de vélo au lit.

L'évaluation initiale du modèle musculosquelettique consistait à choisir celui qui convient le mieux à l'étude mécanique. Ensuite, deux méthodes de mise à l'échelle ont été examinées afin de déterminer celle qui ajuste de manière optimale le modèle final en fonction des données anthropométriques du sujet étudié. Enfin, la cinématique du modèle est analysée, d'abord avec la reproduction d'une pose statique, puis avec la simulation d'un mouvement. Cette dernière étape visait à démontrer la précision du modèle dans la reproduction du mouvement humain d'intérêt pour l'étude de vélo au lit.

3.1.1 Choix du modèle

Le logiciel OpenSim possède une vaste réserve de modèles musculosquelettiques déjà élaborés, issus d'une variété de projets axés sur l'analyse du corps humain. La démarche consistait à identifier le modèle le plus en adéquation avec les critères d'analyse du projet pour ensuite le personnaliser et l'adapter aux caractéristiques de chaque patient. La sélection d'un modèle approprié reposait sur deux critères clés (*Eval. M.M.*, 2017) : sa structure anatomique et sa capacité à exécuter des mouvements cycliques sans dysfonctionnements. Il doit proposer une représentation précise et juste des membres inférieurs, qui s'étendent du pelvis aux

chevilles, incluant des informations relatives aux dimensions corporelles, à la présence et aux caractéristiques des fibres musculaires, et au poids des os. Il est également nécessaire d'intégrer une représentation du torse avec la tête, pour calibrer la structure générale du modèle ainsi que pour inclure la donnée de taille totale des patients étudiés.

Les fibres musculaires, représentant les unités contractiles des muscles, sont centrales dans le modèle et sont modélisées selon le concept de composants de type Hill (Arnold et al., 2010). Les fibres actives sont responsables de la génération de forces lors de la contraction musculaire, tandis que les fibres passives contribuent aux propriétés élastiques du muscle. La décision a été prise de ne pas accorder une importance primordiale à la cinétique du mouvement dans l'analyse OpenSim, à savoir les forces et ses effets, et l'attention s'est portée particulièrement sur les étirements des muscles. Dans le processus de sélection, le modèle FullBody créé par (Rajagopal et al., 2016) a été préféré au modèle Gait2392 en raison de sa représentation plus détaillée des muscles et de sa capacité à simuler des mouvements complexes. Le modèle FullBody intègre 80 unités musculo-tendineuses réparties entre les deux jambes (Figure 3.1 (a)), avec une géométrie musculaire cohérente basée sur des données cadavériques et des IRM. Doté de 92 actionneurs musculosquelettiques, il représente un sujet par défaut de 170 cm de hauteur et 75 kg, décrit par (Arnold et al., 2010). Le modèle comprend 22 corps rigides articulés pour le bas et le haut du corps (Tableau 3.1). Il offre 22 articulations avec des amplitudes de mouvements spécifiques et un total de 39 degrés de liberté (Figure 3.1 (c)) : 22 pour la partie inférieure du modèle et 17 pour la partie supérieure. Il offre une représentation précise des amplitudes articulaires pour les hanches et les genoux, ce qui en fait un choix adapté pour l'étude du mouvement cyclique, notamment dans les plages d'amplitude spécifiques requises.

Le modèle FullBody est adapté pour simuler des mouvements comme la marche et la course, à condition que les amplitudes articulaires soient respectées. Les résultats de l'étude de (Rajagopal et al., 2016) indiquent que ce modèle peut reproduire des amplitudes articulaires de 150° pour les hanches et de 120° pour les genoux, ce qui correspond aux plages d'amplitude typiques des mouvements de vélo (*Voir* 1.3.1). Ainsi, le modèle FullBody est fiable pour étudier le mouvement cyclique, en particulier dans ces plages d'amplitude spécifiques.

Tableau 3.1 Présentation du modèle virtuel FullBody d'OpenSim

MODÈLE UTILISÉ	FullBody, <i>Rajagopal2015.osim</i>
Présentation	Modèle informatique tridimensionnel complet, il est une version améliorée du modèle Gait2392. Doté de 92 actionneurs musculosquelettique des membres inférieurs et du torse, il est initialement conçu pour simuler la marche humaine.
Version par défaut	Sans mise à l'échelle, le modèle représente un sujet d'environ 170 cm de haut et d'une masse de 75 kg.
Description générale	Élaboré à partir de données IRM de 24 jeunes sujets en bonne santé, le modèle comprend 22 corps rigides articulés représentant le bas du corps : bassin, fémurs, rotules, tibias et fibulas, talus, calcaneums, orteils. Il modélise aussi le haut du corps : tête, torse, deux bras avec humérus, ulna, radius et main.
Géométrie des articulations	22 articulations au total. 20 degrés de liberté pour la partie inférieure du modèle (6 pour le bassin et 7 par jambes) et 17 pour la partie supérieure (3 pour l'articulation lombaire et 7 par bras). La tête et le torse sont modélisés comme un segment rigide relié au bassin par une articulation sphéroïde. L'amplitude des mouvements de la hanche : 30° d'extension à 120° de flexion, 50° d'abduction à 30° d'adduction et 40° de rotation externe à 40° de rotation interne. L'amplitude des mouvements de flexion du genou est de 0° à 120°. L'amplitude des mouvements des chevilles et pieds : 40° de flexion plantaire à 30° de dorsiflexion, 20° d'éversion à 20° d'inversion et 30° d'extension des orteils à 30° de flexion des orteils.
Géométrie des muscles	Le modèle englobe 80 unités musculo-tendineuses : 40 par jambes. Le volume musculaire et la masse corporelle sont liés et la répartition des volumes musculaires reste cohérente entre les sujets. Les paramètres musculo-tendineux du modèle sont issus d'études sur cadavres (Ward et al., 2009) et de données de volume musculaire en IRM (Handsfield et al., 2014).
Liens et publication	<ul style="list-style-type: none"> - https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Full+Body+Running+Model - https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models - (Rajagopal et al., 2016) - (Arnold et al., 2010) - (Walker et al., 1988) - (Zajac, 1989) - (Ward et al., 2009) - (Handsfield et al., 2014)

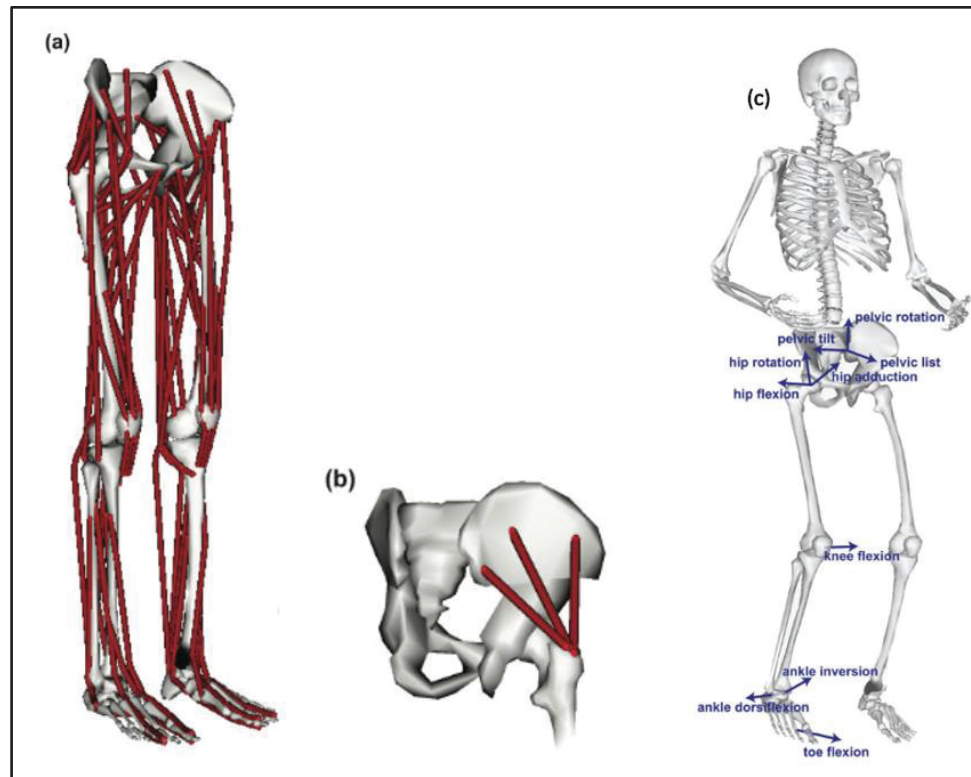


Figure 3.1 (a) : 80 unités muscle-tendons ; (b) : fibres musculaires du moyen glutéal ; (c) : degrés de liberté du modèle musculosquelettique
 Tirée de Rajagopal et al. (2016)

3.1.2 Évaluation de la méthode de mise à l'échelle du modèle

La mise à l'échelle du modèle musculosquelettique est une étape cruciale pour ajuster le modèle aux données anthropométriques du sujet étudié. Dans OpenSim, la mise à l'échelle ajuste de manière indépendante chaque segment corporel tant au niveau de ses dimensions que de ses propriétés de masse. Deux méthodes peuvent être utilisées : la méthode basée sur la mesure et la méthode manuelle. La première, la plus courante, consiste à faire correspondre les distances entre des marqueurs réels et virtuels à l'aide d'un fichier au format .trc, un fichier de données de suivi de mouvement qui enregistre les informations relatives aux positions tridimensionnelles des marqueurs. La méthode manuelle implique de mesurer les segments corporels et de les ajuster manuellement dans le modèle virtuel. Cette méthode est préférable pour l'étude étant donné les contraintes d'encombrement et la faible mobilité des patients

médullaires. Toutefois, son utilisation étant rare dans les études de biomécanique humaine, son efficacité demande à être prouvée avant d'être utilisée.

Pour évaluer ces méthodes, des essais comparatifs ont été réalisés sur trois sujets sains de tailles différentes, en créant deux modèles pour chaque sujet et en comparant leur précision et faisabilité. Les parties du corps mises à l'échelle incluent les jambes, le bassin, le buste et les épaules, avec une modification de la taille dans le processus de création des modèles virtuels. Le matériel et les logiciels utilisés pour les tests sur sujets sains sont expliqués, puis les méthodologies de création de modèle musculosquelettique suivant les 2 méthodes de mise à l'échelle sont détaillées. Les parties et segments de corps à mettre à l'échelle sont les jambes, le bassin, le buste et les épaules. Dans le processus de création des modèles virtuels, la taille a également été modifiée : elle fait donc partie des mesures prises en compte pour l'évaluation globale.

3.1.2.1 Matériel & Logiciels utilisés

Pour cette évaluation, trois logiciels ont été employés : Motive, Mokka et OpenSim. Motive est un logiciel capable de fournir un suivi précis des mouvements grâce à la technologie de capture de mouvement, facilitant ainsi l'analyse ultérieure des données cinématiques. Mokka est lui aussi spécialisé dans le domaine de la biomécanique et de l'analyse du mouvement, mais dans ce mémoire il est majoritairement utilisé pour de la conversion de fichier de mouvement. Concernant le matériel, 8 marqueurs réfléchissants ont été utilisés, d'une forme sphérique de 14 millimètres de diamètre. Ces derniers étaient positionnés sur une surface velcro de manière à s'accrocher plus facilement sur les sujets (Figure 3.2 (a) et (b)). Pour la capture du mouvement, un système Optitrack composé de 8 caméras a été disposé dans une salle rectangulaire vide, avec 2 caméras par angle, l'une à 1m du sol et l'autre proche du plafond comme imagé Figure 3.2 (c). Ces 8 caméras étaient reliées entre-elles et contrôlées via le logiciel Motive, installé sur un ordinateur. À partir de celui-ci, les prises de mesure peuvent être démarrées, visualisées et enregistrées.

L'évaluation de la méthode de mise à l'échelle s'est faite sur trois sujets sains, de taille et de corpulence différente. Après placement des marqueurs, les caméras Optitrack détectent les trajectoires de leur corps, et les reproduisent sur l'écran de l'ordinateur.

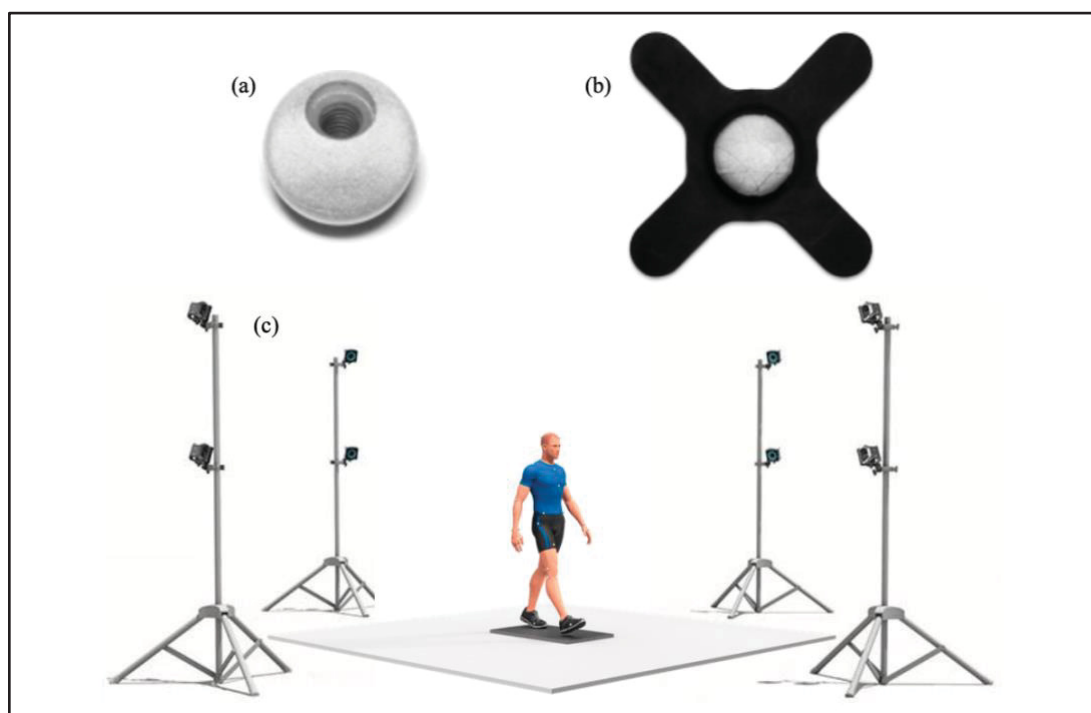


Figure 3.2 (a) : marqueurs 14 mm (9/16") x 8 ; (b) : support velcro pour marqueur ;
 (c) : placement des caméras Optitrack pour le suivi du mouvement
 Tiré et modifié de *OptiTrack* (2023)

3.1.2.2 Méthodologie de mise à l'échelle d'un modèle : méthode basée sur la mesure

Les trois sujets se sont placés un par un au centre des caméras, debout en position de type-N, de façon à être droit, avec les bras le long du corps et les pieds à largeur d'épaule. Les marqueurs étaient positionnés au niveau de repères anatomiques spécifiques pour garantir une reproductibilité et une répétabilité faciles : 1 sur chaque malléole externe des chevilles, 2 sur les hanches, au niveau des crêtes iliaques, 1 par épaule, sur l'acromion, 1 au sol et 1 sur la tête (Figure 3.3). Les marqueurs de la tête et du sol sont utiles pour faire le calcul de la taille des sujets. Ce placement global permet d'entourer tous les segments corporels à mettre à l'échelle : le buste, les épaules, le pelvis et les jambes, et d'avoir une vision de la taille totale des sujets.

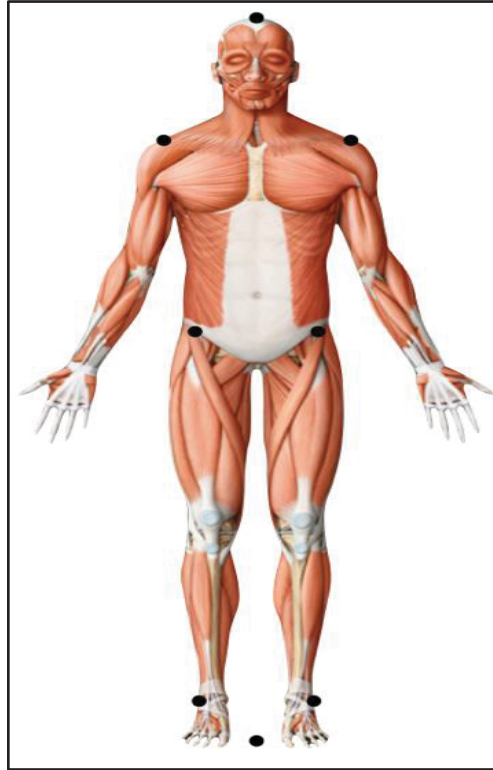


Figure 3.3 Placement des 8 marqueurs
Tirée de Récit (2010)

Lorsque tous les marqueurs sont détectés par le système de caméras dans le logiciel Motive, une prise de mesure statique est effectuée pour obtenir les trajectoires des marqueurs, renommés ensuite selon leurs emplacements anatomiques : ‘HEAD’ pour la tête, ‘GROUND’ pour le sol, ‘RACR’ et ‘LACR’ pour les acromions droit et gauche, ‘RASI’ et ‘LASI’ pour les os iliaques droit et gauche et ‘RLMAL’ et ‘LLMAL’ pour les chevilles. Le fichier .c3d généré (un format spécifiquement associé aux données de capture de mouvement) est converti en .trc via Mokka pour une compatibilité avec OpenSim. Dans OpenSim, les marqueurs initiaux du modèle musculosquelettique sont ajustés et les deux marqueurs virtuels de la tête et du sol sont ajoutés. La mise à l’échelle est réalisée en comparant les distances réelles avec les distances virtuelles, aboutissant à des facteurs d’échelle pour différents segments du corps, utilisés pour valider la mise à l’échelle. Ce calcul de distance se fait suivant l’équation (3.1), recherchant la valeur du facteur d’échelle qui compare la distance de deux marqueurs réels avec leurs

correspondants virtuelles (Figure 3.4). Ici sont identifiés 4 paires de marqueurs, donc 4 facteurs d'échelle F_b , F_e , F_p , et F_j , respectivement pour les segments corporels du buste, des épaules, du pelvis et des jambes. Un os ou corps rigide peut être mis à l'échelle suivant jusqu'à 3 facteurs différentes, un par axe, du fait qu'OpenSim se base sur un repère tridimensionnel (X, Y, Z), avec X : axe perpendiculaire à l'écran, Y : axe vertical et Z : axe horizontal. Pour les tests de validation de la mise à l'échelle, tous les os des jambes suivaient la mesure de F_j pour les 3 axes, le torse suivait la mesure F_b selon les axes X et Y et la mesure F_e pour l'axe Z. La mesure F_p a été utilisée pour modifier la largeur du pelvis, un os des jambes, suivant l'axe Z.

$$s_i = \frac{e_i}{m_i} \quad (3.1)$$

avec s_i : facteur d'échelle de la paire i ; e_i : distance entre les 2 marqueurs expérimentaux de la paire i ; m_i : distance entre les 2 marqueurs virtuels de la paire i . Dans le cas où e_i est supérieur à m_i , cela indique que le segment corporel du modèle initial est plus petit que celui du sujet étudié.

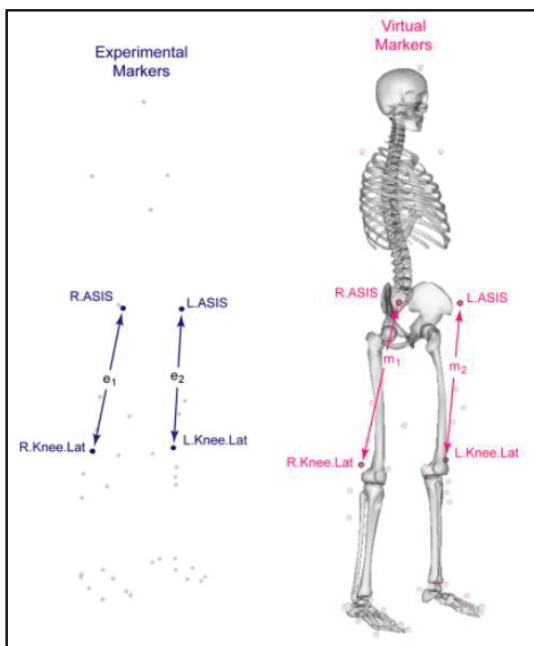


Figure 3.4 Calcul des facteurs d'échelle
Tirée de Hicks (2017)

3.1.2.3 Méthodologie de mise à l'échelle d'un modèle : méthode manuelle

Pour la mise à l'échelle selon cette méthode, les segments corporels à ajuster restent les mêmes que dans la méthode précédente : le buste, la largeur des épaules, les jambes et la largeur du pelvis. La première étape impliquait de prendre manuellement ces mesures à l'aide d'un mètre à couture, en se basant sur les repères anatomiques utilisés pour positionner les marqueurs réfléchissants. La taille totale du sujet a également été mesurée, fournissant ainsi 5 valeurs de mesures corporelles.

Ensuite, dans OpenSim, les 8 marqueurs ont été placés sur le modèle FullBody initial aux mêmes emplacements que pour la mise à l'échelle précédente. Leurs positions en X, Y et Z ont été enregistrées pour calculer les distances corporelles du modèle. La distance entre deux marqueurs dans un espace tridimensionnel a été calculée en utilisant l'équation (3.2) suivante

$$distance = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (3.2)$$

où (x_1, y_1, z_1) et (x_2, y_2, z_2) sont les coordonnées respectives des marqueurs 1 et 2.

Lors de l'étape 4, les facteurs d'échelle ont été calculés manuellement avec la formule (3.1) mentionnée précédemment. Chaque mesure corporelle prise avec le mètre à couture devient le e_i de l'équation, tandis que m_i représente la mesure correspondante du modèle OpenSim. Après l'identification des 4 facteurs d'échelle : F_b , F_e , F_p , et F_j , les ajustements ont été effectués : les os des jambes ont été adaptés selon F_j , le torse a suivi les valeurs de F_b et F_e , et la largeur du pelvis a été modifiée sous l'axe Z selon F_p . Enfin, un nouveau modèle OpenSim a été créé selon la méthode de mise à l'échelle manuelle, répétée ensuite pour les 3 sujets sains.

3.1.2.4 Méthodologie de comparaison des deux méthodes de mise à l'échelle

La précision des mesures finales est le point principal à étudier. Pour éviter les incompréhensions, les mesures initiales prises sur le patient avec un mètre à couture suivent la

Méthode 0, la mise à l'échelle basée sur la mesure prend pour la suite le nom de Méthode 1 et la mise à l'échelle manuelle prend le nom de Méthode 2. En suivant les 2 méthodologies pour mettre un modèle musculosquelettique à l'échelle des 3 sujets, 6 modèles ont été générés et comparés à travers une analyse quantitative basée sur les mesures prises via la Méthode 0. Les méthodes de mise à l'échelle 1 et 2 ont ainsi été comparées à la Méthode 0 en distinguant les différences de mesures entre chaque segment corporel : avec 3 sujets sains étudiés, chacun des segments est représenté par 3 valeurs via la Méthode 1 et 3 valeurs via la Méthode 2 (Tableau 3.2). La statistique d'intérêt devient ainsi la différence de mesure entre un modèle virtuel et le modèle humain.

Tableau 3.2 Identification des mesures selon chaque segment corporel
 S1, S2 et S3 : distinction des trois sujets ; M0, M1, et M2 : distinction des trois méthodes ;
 L1, L2, L3 : distinction des lignes du tableau

	TAILLE			JAMBES			PELVIS			BUSTE			ÉPAULES		
L1	S1.M0	S2.M0	S3.M0	S1.M0	S2.M0	S3.M0	S1.M0	S2.M0	S3.M0	S1.M0	S2.M0	S3.M0	S1.M0	S2.M0	S3.M0
L2	S1.M1	S2.M1	S3.M1	S1.M1	S2.M1	S3.M1	S1.M1	S2.M1	S3.M1	S1.M1	S2.M1	S3.M1	S1.M1	S2.M1	S3.M1
L3	S1.M2	S2.M2	S3.M2	S1.M2	S2.M2	S3.M2	S1.M2	S2.M2	S3.M2	S1.M2	S2.M2	S3.M2	S1.M2	S2.M2	S3.M2

Pour l'analyse comparative, 2 colonnes sont générées avec une pour les valeurs de différences entre les mesures corporelles initiales, Méthode 0, et celles des modèles obtenus via la Méthode 1 (sur le Tableau 3.2, L1 – L2), et la seconde pour illustrer les différences entre les mesures corporelles de la Méthode 0 et celles des modèles créés à la suite de la Méthode 2 (L1 – L3). Ceci permet de créer un graphique avec des points pour chaque mesure faite, avec une nuance de couleur entre les deux méthodes. L'axe d'ordonnée 0 représente les mesures initiales, couvrant l'ensemble des 15 mesures prises sur les trois sujets. Plus les points sont proches de l'axe 0, plus cela signifie que les différences identifiées sont faibles et que la méthode est précise.

Ainsi, les performances des deux méthodes de mise à l'échelle ont été évaluées en fonction des segments corporels, permettant d'analyser leur impact relatif sur chacun d'eux. En cas de constatation de différences minimales avec la méthode de mise à l'échelle manuelle, celle-ci

sera utilisée pour l'étude biomécanique, étant considérée comme la plus pratique pour une application sur des patients médullaires. En revanche, si la méthode de mise à l'échelle basée sur la mesure semble offrir une reproduction plus fidèle, une nouvelle comparaison sera entreprise pour évaluer la significativité des différences entre les deux approches.

3.1.3 Évaluation de la cinématique du modèle

La deuxième évaluation du modèle musculosquelettique portait sur sa précision dans la reproduction de la cinématique des membres inférieurs. La méthodologie de validation comprenait une évaluation de la capacité du modèle à reproduire des postures statiques et en mouvement, en commençant par la description du matériel et des logiciels utilisés dans OpenSim. Deux séries de tests ont été réalisées : la première pour évaluer la précision des poses statiques, et la seconde pour évaluer la précision de la reproduction des mouvements par le modèle FullBody.

3.1.3.1 Matériel & Logiciels utilisés

L'évaluation s'est faite au travers d'une série d'exercices statiques et en mouvement réalisés par un sujet sain avec un ergomètre cyclique automatique : l'APT-5 (Figure 3.5). Les tests se font à présent en position couché, dans un lit d'hôpital. L'ergomètre était positionné à l'avant du lit et a été fixé avec des sangles de maintien pour assurer sa stabilité pendant l'exercice cyclique. Le système de capture avec les 8 caméras, utilisé pour la validation de la mise à l'échelle, ne pouvait être déplacé dans la nouvelle salle de tests. Il a donc été remplacé par la caméra V120Trio (Figure 3.6), un produit d'Optitrack également. En plus du vélo et des caméras, 22 marqueurs réfléchissants de 14 millimètres de diamètre ont été utilisés et positionnés sur une surface en velcro pour s'accrocher aux vêtements du sujet. Leur placement se basait sur celui des marqueurs virtuels déjà présents sur le modèle FullBody (Figure 3.7) en ne gardant que ceux positionnés sur les membres inférieurs. Les marqueurs du haut du corps n'étant pas considérés comme utiles.

Pour la collecte et l'analyse des données, les logiciels Motive, Mokka et OpenSim sont employés. Étant donné que les processus de prise de mesures, d'enregistrement des données et de conversion de fichiers ont déjà été abordés lors de l'évaluation de la mise à l'échelle (Voir 3.1.2) elles ne sont plus expliquées dans l'évaluation de la cinématique. Les évaluations suivantes utilisent le modèle FullBody d'OpenSim, qui a été mis à l'échelle en fonction des données anthropométriques du sujet examiné.



Figure 3.5 Ergomètre APT-5 fixé au lit d'hôpital



Figure 3.6 Système de suivi de marqueurs : la caméra V120Trio
Tirée de *OptiTrack* (2023)

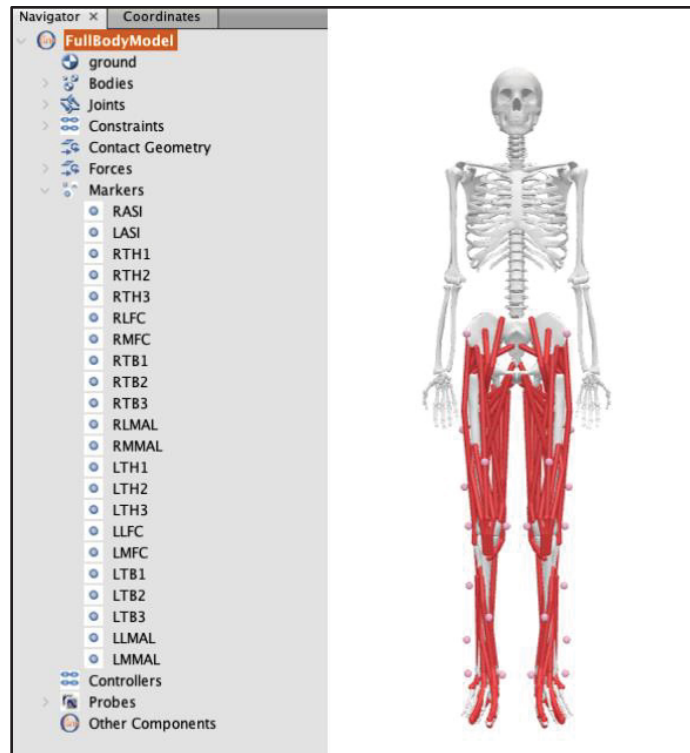


Figure 3.7 Marqueurs présents sur le modèle FullBody

3.1.3.2 L’outil de Cinématique Inverse d’OpenSim

Dans ce mémoire, la méthode de cinématique inverse d’OpenSim a été utilisée pour reproduire les mouvements enregistrés sur des sujets sains. Cette dernière est utilisée pour calculer les positions des articulations en fonction des données expérimentales de trajectoires de marqueurs. Les données cinématiques des marqueurs sont enregistrées à une fréquence de 120 Hz. Il n’est pas nécessaire de modifier les propriétés mécaniques et les conditions de simulation du modèle car les données utilisées sont réelles et non basées sur des propriétés mécaniques ajustées (*OpenSim*, 2022). Le modèle musculosquelettique comprend 22 articulations, permettant jusqu’à 37 mouvements articulaires distincts. Le fichier généré à l’exécution d’une cinématique inverse contient des informations sur le temps absolu de l’enregistrement ainsi que les valeurs d’angles des 37 mouvements articulaires du modèle.

3.1.3.3 La reproduction d'une pose statique

Le modèle musculosquelettique a été évalué en position statique en comparant les mesures manuelles des angles articulaires, effectuées au moyen d'un goniomètre, avec celles calculées virtuellement dans OpenSim à la suite d'une cinématique inverse. L'évaluation se concentre particulièrement sur les angles des genoux, jugés plus faciles à mesurer manuellement. Dans ce protocole expérimental, la mise en situation présente le sujet sain positionné sur un lit d'hôpital, avec 22 marqueurs réfléchissants placés sur les jambes et avec les pieds installés sur l'ergomètre APT-5. Les angles de genoux ont été mesurés manuellement puis virtuellement pour différentes poses statiques, introduisant de la variabilité dans les angles mesurés.

L'objectif de l'expérimentation était de vérifier si le modèle FullBody peut reproduire de manière cohérente les mesures d'angles articulaires, indépendamment de l'angle initial. Pour cela, 10 prises de mesures ont été effectuées avec des variations d'angles de genoux, permettant d'évaluer la précision du modèle. Les résultats ont été comparés avec une précision déclarée de $\pm 3^\circ$ pour les mesures manuelles et au dixième près pour les mesures virtuelles. Tout écart supérieur à 3° suggérerait une insuffisance de précision du modèle.

Une analyse supplémentaire a été réalisée pour étudier l'évolution des écarts de mesure en fonction de l'angle de flexion. Cette analyse s'est effectuée par régression linéaire, utilisant un ensemble de données bidimensionnelles : une variable indépendante (X) représentant l'angle des genoux, et une variable dépendante (Y) représentant la différence angulaire. La régression linéaire vise à trouver l'équation $Y = a * X + b$ qui représente au mieux la tendance des données, en minimisant les écarts entre les valeurs observées et prédites. Cette méthode, appelée méthode des moindres carrés, permet de prédire les valeurs de Y pour de nouvelles valeurs de X et d'évaluer l'impact de X sur Y. La valeur de R^2 est également recherchée car elle représente la proportion de la variation de la variable dépendante expliquée par les variables indépendantes dans le modèle de régression. Elle indique à quel point le modèle s'ajuste aux données observées, avec des valeurs plus proches de 1 indiquant un meilleur ajustement du modèle aux données.

3.1.3.4 La reproduction d'un mouvement

Une nouvelle série de tests a été entreprise pour évaluer la cohérence et la précision des mouvements reproduits par le modèle FullBody. Plutôt que d'utiliser la mesure manuelle pour mesurer les angles articulaires pendant un mouvement, une approche alternative a été proposée. Cette méthode utilise un schéma mécanique représentant le sujet en situation d'exercice sur un ergomètre cyclique. Ce schéma permet de mesurer les variations angulaires à partir d'une position initiale donnée. Dans ces tests, les amplitudes articulaires des genoux ont été comparées entre les angles calculés mécaniquement et ceux obtenus dans OpenSim via une cinématique inverse. La variabilité de l'exercice a été évaluée en comparant 8 mouvements différents.

Le schéma mécanique utilisé pour l'évaluation cinématique du modèle est tiré de (VeloMath, 2014), présenté Figure 3.8. Il représente une jambe à 3 segments, FG, GC et CM, avec un pédalier simple suivant une amplitude unique OM :

- FG représente le fémur de longueur f , avec F : tête du fémur et G : genou ;
- GC représente le tibia de longueur t , avec C : cheville ;
- CM représente la pédale de longueur p , avec P : tête de la pédale et tête du pied.

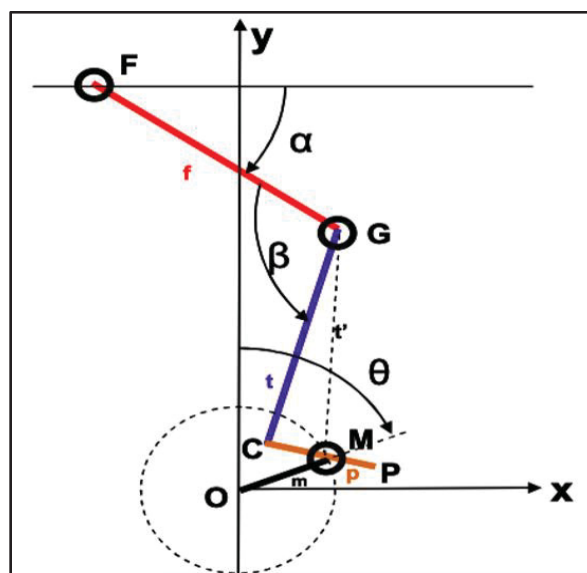


Figure 3.8 Schéma mécanique d'une jambe
Tiré de VeloMath (2014)

Dans ce modèle, le point F est fixe lors du pédalage. Sa position est définie par les coordonnées x_f et y_f dans un repère orthonormé OX, OY. Le point M représente le centre de la pédale et également l'endroit d'attache avec la manivelle, de longueur OM, désignée par m . L'articulation de la cheville est fixe pendant les séances de vélo donc il est admis que le tibia reste perpendiculaire au pied lors du mouvement de pédalage. Il en résulte que la distance GM, désignée par t' , reste constante.

Le participant effectue les 8 mouvements tandis que l'ergomètre est activé avec les caméras Optitrack pour enregistrer le mouvement. Après chaque mouvement, le sujet se lève, se replace, et une nouvelle série de mesures est réalisée. Les amplitudes du pédalier sont volontairement modifiées entre les séquences, variant de 3,7 cm à 11,1 cm, pour évaluer différentes cinématiques du modèle. La distance s dans le schéma mécanique peut varier, contrairement à d'autres valeurs telles que p , t , f et t' , qui restent constantes. Les mesures manuelles sont effectuées avec un mètre à couture, avec une erreur de précision estimée à 0,5 cm.

L'angle du genou recherché est représenté par β , donné par l'équation (3.3) (VeloMath, 2014) :

$$\beta = \arccos \frac{f^2 + t'^2 - (m * \sin\theta - x_c)^2 - (m * \cos\theta - y_c)^2}{2 * f * t'} - \arctan \frac{p}{t} \quad (3.3)$$

Où la valeur maximale de β est (3.4) :

$$\beta_{max} = \arccos \frac{f^2 + t'^2 - (s + m)^2}{2 * f * t'} - \arctan \frac{p}{t} \quad (3.4)$$

Et la valeur minimale de β est (3.5) :

$$\beta_{min} = \arccos \frac{f^2 + t'^2 - (s - m)^2}{2 * f * t'} - \arctan \frac{p}{t} \quad (3.5)$$

Avec s la distance entre l'axe du pédalier et la tête du fémur (3.6) :

$$s = \sqrt{x_f^2 + y_f^2} \quad (3.6)$$

Pour la dernière valeur, t' se calcule avec la méthode de l'hypoténuse (3.7). Cette solution est possible grâce à l'angle droit formé entre le tibia et le pied.

$$t' = \sqrt{t^2 + \left(\frac{p}{2}\right)^2} \quad (3.7)$$

Pour garantir la précision des résultats et assurer que le schéma reflète fidèlement le mouvement capturé par les caméras, trois conditions doivent être respectées : le corps du sujet doit rester immobile pendant l'enregistrement vidéo, seuls les mouvements des jambes fixées à l'ergomètre sont autorisés ; l'amplitude du mouvement doit rester constante tout au long de l'enregistrement ; aucun mouvement ne doit être effectué par le sujet après la mesure des données corporelles et avant le démarrage de l'enregistrement des caméras. En analysant les disparités dans les mesures angulaires résultant de cette série de tests, il devient possible d'étudier la précision du modèle ainsi que sa capacité à reproduire fidèlement un mouvement.

3.2 Résultats de validation du modèle musculosquelettique

Le modèle musculosquelettique OpenSim sélectionné pour représenter virtuellement les sujets humains est le modèle FullBody. Avant d'entamer l'étude biomécanique sur les patients médullaires, il était impératif de déterminer la méthode de mise à l'échelle optimale, et d'évaluer la capacité du modèle à reproduire de manière précise les positions et mouvements humains. La validation intégrale du modèle se divise en quatre étapes : la validation de la méthode de mise à l'échelle, la validation des tests de reproduction de poses statiques, la validation des tests de reproduction de mouvements, et les ajustements du matériel nécessaires pour la transition vers l'étude sur les patients médullaires.

3.2.1 Comparaison des deux méthodes de mise à l'échelle

Comme indiqué à la section 3.1.2.4, l'évaluation de la méthodologie de mise à l'échelle comparait 6 modèles OpenSim de 3 sujets sains : deux par personne selon les deux méthodes possibles. Elle s'organise en 5 étapes :

- 1- Mesurer manuellement les 3 sujets sains ;
- 2- Mesurer le modèle musculosquelettique FullBody initial ;
- 3- Mesurer les 6 nouveaux modèles virtuels ;
- 4- Comparer les mesures suivant une analyse quantitative des différences de mesures ;
- 5- Conclure sur la méthode de mise à l'échelle la plus performante.

Les premières données collectées pour chaque patient étaient leurs mesures corporelles, présentées Tableau 3.3. Ces mesures sont obtenues au moyen d'un mètre à couture, identifiée comme la Méthode 0. Ensuite, les positions X, Y et Z des 8 marqueurs présents sur le modèle FullBody initial ont été collectées et les mesures corporelles du modèle ont été calculées.

Tableau 3.3 Mesures anthropométriques manuelles des 3 sujets sains

	TAILLE (cm)	JAMBES (cm)	PELVIS (cm)	BUSTE (cm)	ÉPAULE (cm)
SUJET 1	183	98	29	78	40
SUJET 2	170	93	36	70	35
SUJET 3	188	104	33	76	38

Les 6 nouveaux modèles créés selon deux protocoles de mise à l'échelle ont été mesurés en collectant les positions des marqueurs (**Error! Reference source not found.**) et en calculant les longueurs des segments corporels (Tableau 3.4). Les différences de mesures ont été analysées en générant des graphiques de type boîtes à moustaches comparant les deux méthodes (Figure 3.9). Les lignes rouges à l'intérieur de chaque boîte représentent la médiane des données, les bords supérieur et inférieur représentent respectivement le troisième quartile (Q3) et le premier quartile (Q1) des données, formant ainsi une boîte interquartile (IQR). Les

boîtes rouges (Méthode 2) montrent des valeurs de différence proches de zéro, tandis que les boîtes bleues (Méthode 1) sont plus dispersées avec des valeurs de différence plus élevées. La mise à l'échelle manuelle montre une meilleure précision, ce qui la rend suffisamment adéquate pour adapter les modèles musculosquelettiques aux mesures anthropométriques des patients. Les modèles virtuels des 3 sujets sains créés à la suite de la mise à l'échelle manuelle sont présentés Figure 3.10.

Tableau 3.4 Longueurs des segments de corps des 6 modèles selon les deux méthodes

MÉTHODE	SUJETS	TAILLE	JAMBES	PELVIS	BUSTE	ÉPAULE
Manuelle	S1	183	98	28,7	77,8	40
	S2	169,9	93	35,7	70,1	35
	S3	187,9	104	32,7	76,3	38
Basée sur la mesure	S1	179,1	93,8	25,9	78,5	36,3
	S2	166	89,3	32,4	70,2	33,5
	S3	185,6	101,8	26,1	76,4	36,6

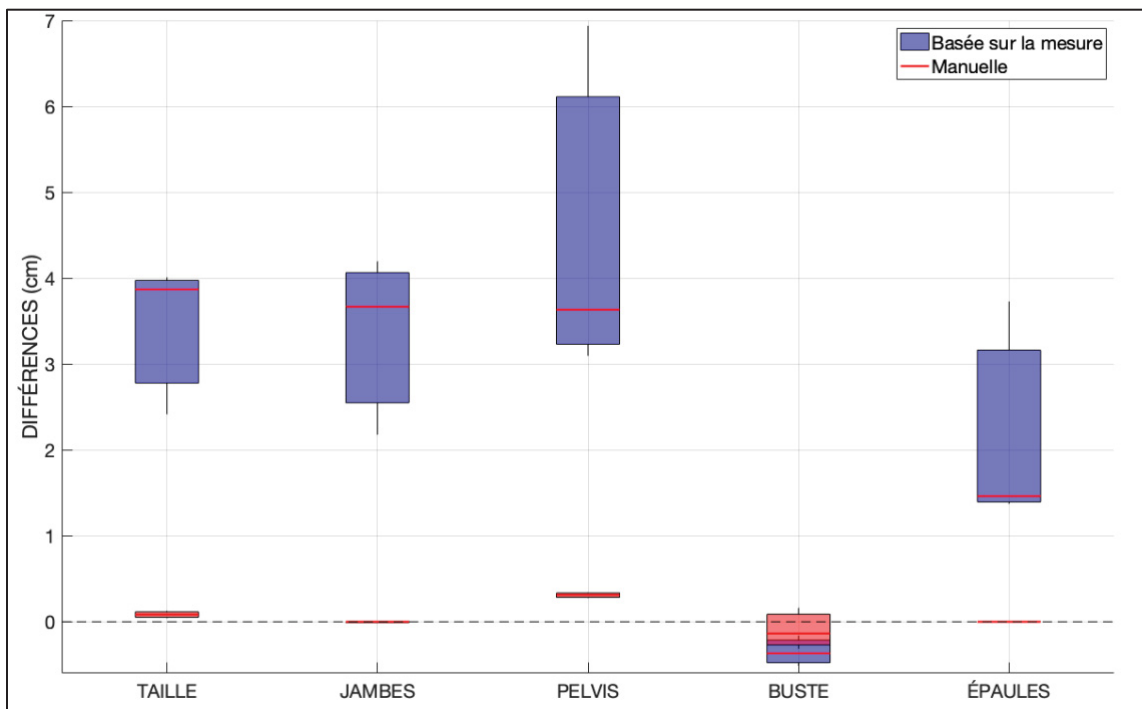


Figure 3.9 Comparaison des Méthode 1 et Méthode 2 par rapport aux mesures réelles, représentées par la Méthode 0

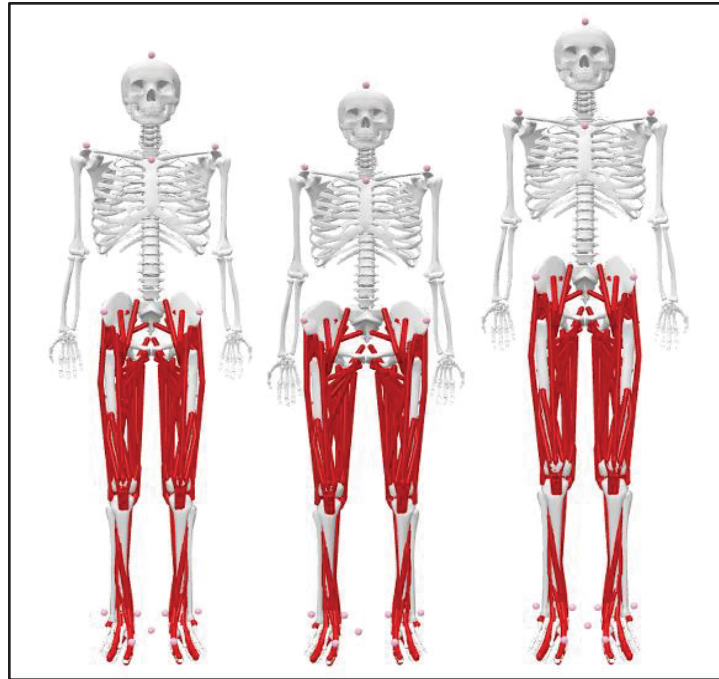


Figure 3.10 Modèles musculosquelettiques après mise à l'échelle manuelle : Sujets 1, 2 et 3

3.2.2 Validation de la cinématique par la pose statique

Lors de l'évaluation du modèle en position statique, une série de mesures a été entreprise pour comparer les angles des genoux d'un sujet sain (*Voir 3.1.3.3*). Ces mesures ont été réalisées à la fois de manière manuelle à l'aide d'un goniomètre et de manière virtuelle via le logiciel OpenSim. Cette étude a impliqué un total de 10 poses, permettant d'obtenir 20 angles mesurés, soit 10 par genou pour chaque méthode de mesure. Les résultats ont montré que la différence moyenne entre les angles mesurés manuellement et ceux mesurés virtuellement était de $1,2^\circ$ pour le genou droit et de $1,4^\circ$ pour le genou gauche, avec un écart-type de $0,7^\circ$ pour les deux articulations. Ces écarts restaient ainsi largement en dessous du seuil de précision de 3° , indiquant une cohérence et une stabilité des mesures d'une pose à l'autre.

Pour analyser plus en profondeur l'impact des angles de genou mesurés manuellement sur les différences angulaires, la méthode des moindres carrés a été utilisée (*Voir 3.1.3.3*). Les résultats de cette analyse ont révélé des tendances intéressantes : la droite de régression pour le genou droit était ascendante, ce qui suggère une augmentation des différences angulaires

lorsque les angles du genou droit augmentent (Figure 3.11). En revanche, pour le genou gauche, la droite de régression était descendante, indiquant une diminution des différences angulaires avec l'augmentation des angles mesurés manuellement. Les valeurs de R^2 de 0,11 et 0,15 suggèrent que les différences angulaires mesurées ne sont que modestement associées à la valeur d'angle initiale. Cela indique que d'autres facteurs non pris en compte dans le modèle de régression linéaire pourraient exercer une influence plus importante sur ces différences. Il n'y a ainsi pas de corrélation évidente entre les données angulaires et les pentes des droites de régression ne sont pas considérées comme significatives. Cela implique finalement l'absence d'une relation proportionnelle claire.

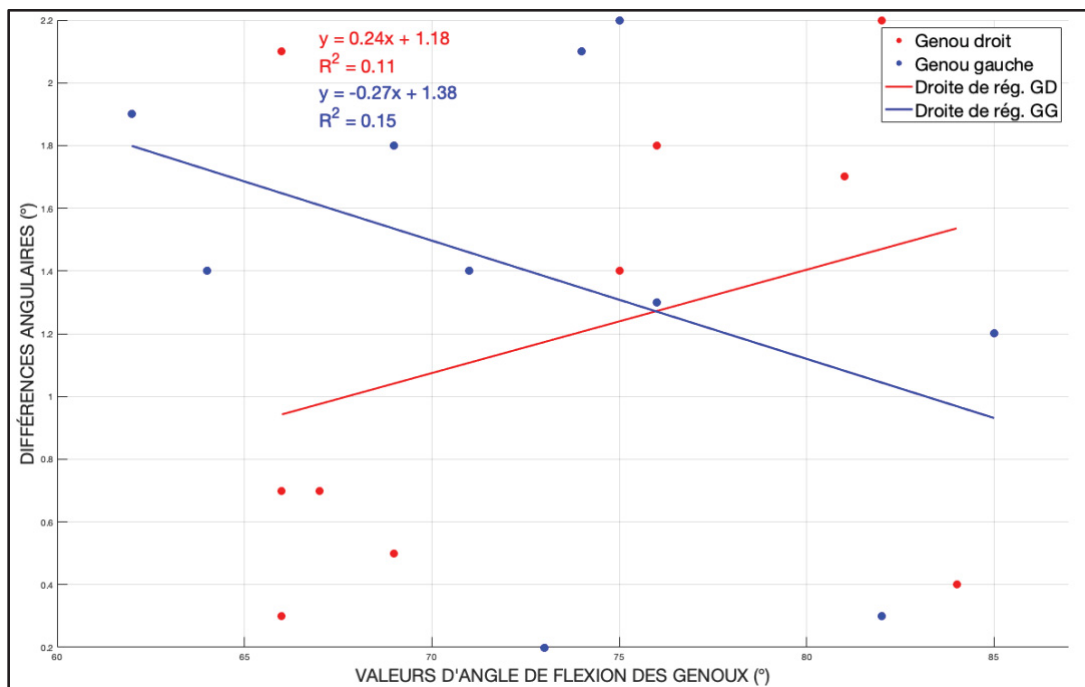


Figure 3.11 Comparaison des différences angulaires selon l'angle initial par régression linéaire, GD : Genou Droit ; GG : Genou Gauche

À la suite de l'évaluation de la reproduction d'une pose statique par le modèle FullBody, les différences de mesures sont inférieures au seuil acceptable de 3° . Cette première phase de l'analyse cinématique fournit une première impression encourageante de la précision du modèle FullBody et renforce la confiance en sa fiabilité en vue d'études ultérieures.

3.2.3 Validation de la cinématique par le mouvement

Comme indiqué à la section 3.1.3.4, l'évaluation en mouvement comparait deux groupes d'amplitudes articulaires, calculées respectivement avec un schéma mécanique (*Voir* Figure 3.8) et OpenSim, pour les angles des genoux droit et gauche lors de mouvements avec l'ergomètre APT-5. Les mesures avec le modèle mécanique ont été prises manuellement avec une précision de 0,5 cm, tandis que celles dans OpenSim ont été obtenues via l'analyse cinématique inverse. Pour évaluer la variabilité, 8 mouvements différents ont été réalisés. Les dimensions des jambes du sujet ont déterminé f , t et p (longueurs du fémur, tibia et pied/pédale), permettant de trouver la valeur de t' (distance genou-pédale). Pour les trois premiers mouvements, l'amplitude m du mouvement a été fixée à 3,7 cm et pour les cinq autres, à 11,1 cm. Connaissant toutes les valeurs du système, les angles β_{\min} et β_{\max} , représentant respectivement les angles minimum et maximum des genoux, ont été calculés pour chaque mouvement, ce qui a ensuite permis de déterminer les amplitudes.

Pour établir les amplitudes à l'aide d'OpenSim, l'outil de cinématique inverse a été employé pour obtenir toutes les valeurs d'angles à chaque instant t du mouvement. La plus petite valeur d'angle a été extraite pour chaque genou, de même que la plus grande, afin de calculer les amplitudes des deux genoux. Cette procédure a été répétée pour les 8 prises en mouvement. Les valeurs de différences d'amplitude entre les mesures expérimentales et celles d'OpenSim ont été comparées graphiquement selon les deux amplitudes du pédalier choisies (Figure 3.12).

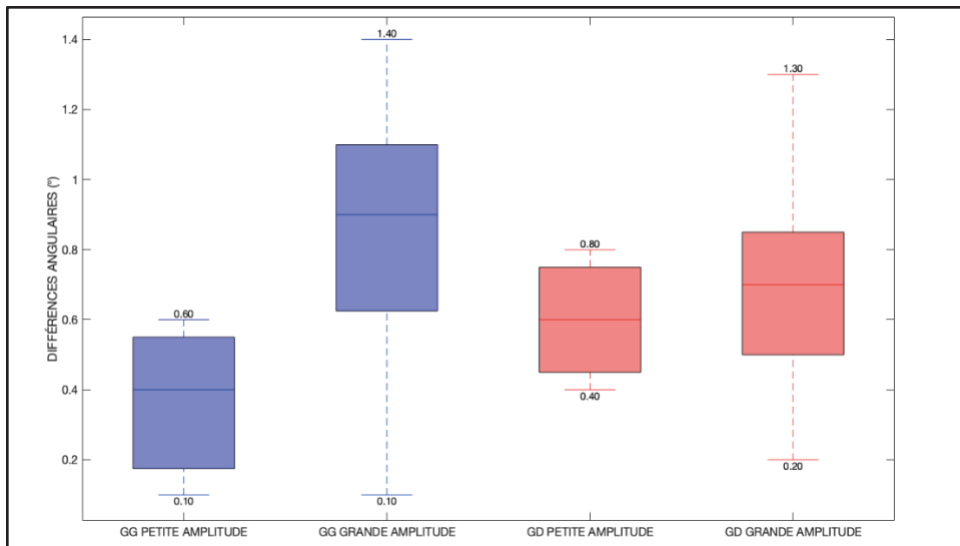


Figure 3.12 Différences angulaires selon les amplitudes du pédalier pour les deux genoux, GD : Genou droit ; GG : Genou gauche

La différence moyenne entre les angles mesurés expérimentalement et ceux mesurés via OpenSim est de $0,6^\circ$ pour le genou gauche et de $0,7^\circ$ pour le genou droit, avec des écarts-types respectifs de $0,5^\circ$ et $0,3^\circ$. Ces valeurs montrent une faible dispersion des données, avec des écarts inférieurs à 1° par rapport à la moyenne. En analysant les 8 mouvements selon deux amplitudes du pédalier (3,7 cm et 11,1 cm), les différences angulaires sont plus faibles à petite amplitude, avec une dispersion réduite, même à grande amplitude où la plus grande différence est de $1,4^\circ$. L'erreur relative, exprimée en pourcentage de l'amplitude, varie de 2,5% à 9,3% pour des amplitudes des genoux comprises entre 15° et 55° . Plus ce pourcentage est faible, plus la précision est élevée. Ici, l'erreur relative indique une précision acceptable dans la reproduction des mouvements par le modèle musculosquelettique.

Finalement, la moyenne des écarts angulaires sur l'ensemble des mouvements s'élevait à $0,7^\circ$, avec un écart type de $0,4^\circ$. En partant du principe que les mouvements articulaires des genoux des patients lors de l'exercice cyclique est compris entre 15° et 60° , l'erreur relative varie de 1,2% à 4,7%. Le modèle FullBody est ainsi capable de reproduire un mouvement avec une très bonne précision, ce qui apporte de la fiabilité pour l'étude sur patients.

3.3 Adaptation des données et du matériel pour l'étude sur patients médullaires

En résumé, le modèle FullBody est retenu pour l'étude sur patients médullaires, et la méthode de mise à l'échelle choisie est la méthode manuelle. Le passage des essais sur des sujets sains à des séances avec des patients médullaires nécessite quelques ajustements pour s'adapter aux contraintes du projet, notamment en termes de matériel et de positionnement. L'ergomètre reste l'APT-5, celui initialement utilisé dans l'étude de Mac-Thiong et al., 2021, étant particulièrement bien adapté à l'étude mécanique. Le système de capture choisi est celui utilisé pour les séries d'essais cinématiques : le système V120Trio. Ce dernier facilite les manipulations car l'ensemble de trois caméras est fixé à un chariot pouvant être déplacé d'une chambre à une autre (Figure 3.13), sans difficulté. Cependant, comparativement au système de capture à 8 caméras utilisé pour les essais comparatifs de mise à l'échelle, l'angle de vue global est modifié. Étant plus proches du sujet, les caméras ne peuvent suivre deux marqueurs distants de plus de 1,5 m. Ce point doit être pris en considération pour l'étude mécanique.

Un changement intervient également au niveau des marqueurs à placer sur les sujets pour suivre les trajectoires du mouvement et analyser la cinématique des jambes. Contrairement aux sujets sains étudiés lors des différentes évaluations, les patients n'ont pas de vêtements sur eux hormis une blouse d'hôpital. Le support en velcro n'est ainsi plus fonctionnel et un nouveau support collant est utilisé pour les futurs tests et séances. De ce fait, les marqueurs uniques sont fixés à un bout de scotch doubles faces ou à un corps rigides dur, présenté Figure 3.14.



Figure 3.13 Chariot avec système de suivi

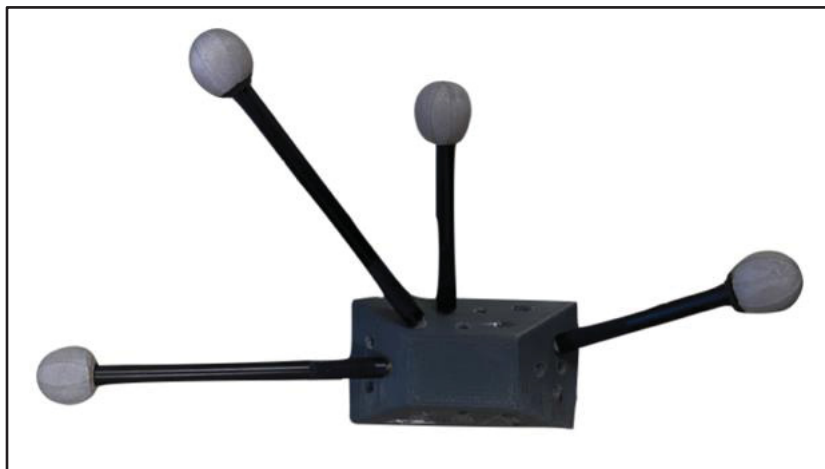


Figure 3.14 Ensemble de 4 marqueurs formant un corps rigide

CHAPITRE 4

ÉTUDE SUR PATIENTS MÉDULLAIRES

Ce projet de mémoire visait à approfondir la compréhension de la biomécanique des membres inférieurs chez les personnes atteintes de lésions médullaires, en se concentrant sur l'exercice cyclique précoce. L'objectif était de déterminer si une adaptation individualisée était nécessaire pour chaque patient, afin d'améliorer leur processus de récupération. Une étude préliminaire a été réalisée pour comprendre le mouvement lors des séances de vélo passif, dans le cadre d'un protocole approuvé par les comités d'éthique (CER) de l'Hôpital du Sacré Cœur de Montréal (HSCM) et de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS). Cette étude a pris en compte la cinématique, les stimulations musculaires et les forces de pression, avec un schéma d'étude organisé en différentes zones pour la collecte, le traitement des données et les analyses, aboutissant à des conclusions pour répondre aux objectifs fixés (Figure 4.1).

Ainsi, cet écrit de mémoire aborde d'abord les différentes méthodologies mises en œuvre pour l'étude sur patients, selon les zones verte (4.1), rose (4.2) et bleue (4.3), puis les validations et résultats de ces mêmes trois zones (5.1, 5.2), avant de discuter et de conclure sur l'ensemble des résultats de l'étude.

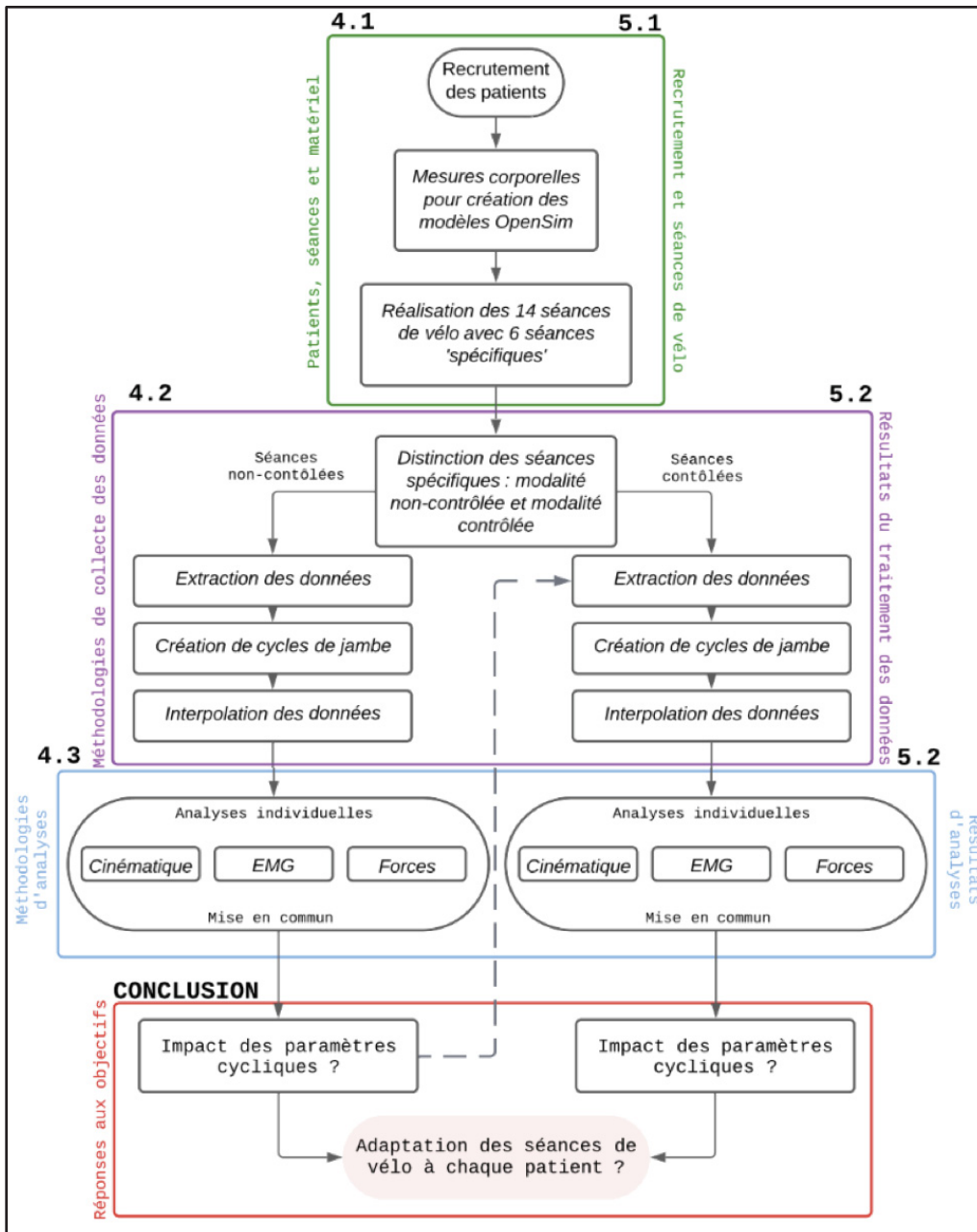


Figure 4.1 Protocole de l'étude biomécanique avec patients médullaires

Dans ce chapitre, l'initialisation de l'étude est exposée, débutant par la description du matériel requis, des patients et des séances sélectionnées. Des évaluations ont été effectuées pour garantir la qualité des données collectées, notamment en ce qui concerne les caractéristiques et le positionnement des outils de travail utilisés. Le modèle OpenSim FullBody a été privilégié pour estimer la cinématique et les étirements musculaires des patients, tandis que d'autres

techniques de mesure ont été adoptées pour explorer les stimulations musculaires et les forces impliquées pendant le mouvement. Les méthodes d'analyse et de collecte des données biomécaniques sont détaillées pour assurer une compréhension complète du protocole de recueil.

Le Chapitre 3 développe en détail la section Matériel & Méthodes de l'étude mécanique. Il décrit la configuration globale de l'étude et présente les méthodes utilisées pour le traitement des données biomécaniques.

4.1 Configuration de l'étude

4.1.1 Matériel utilisé & fonctionnement

Les patients participants à l'étude de Mac-Thiong et al., 2021 effectuent 14 séances de pédalage de 30 minutes sur 14 jours consécutifs, débutant dans les 48h après leur chirurgie de la colonne vertébrale. Ces mouvements circulaires passifs visent à mobiliser les patients et à évaluer la faisabilité et la sécurité de l'exercice précoce, en se concentrant sur leurs fonctions vitales. Des outils supplémentaires pour l'analyse biomécanique sont utilisés lors des séances 1, 7 et 14 : marqueurs réfléchissants, semelles de pression et capteurs EMG, mais la surveillance détaillée des paramètres d'utilisation de l'ergomètre et du placement des patients n'est pas nécessaire, tant que leur position est sécuritaire et confortable.

Mon étude se focalise sur l'analyse des stimulations biomécaniques obtenues lors des sessions de vélo au lit. Cette analyse se base sur les principes de cinématique, de stimulation électrique musculaire et de force de pression, avec un ensemble d'équipements incluant un ergomètre cyclique, des marqueurs, un système de suivi de mouvement, des électrodes avec capteurs électromyographiques (EMG), et des semelles de pression.

4.1.1.1 L'ergomètre APT-5

L'ergomètre APT-5 est sélectionné comme élément central des séances d'exercice précoce (*Voir* Figure 3.5). Il est positionné à l'avant du lit et se fixe à l'aide de sangles de maintien pour

garantir sa stabilité pendant la session. Cet ergomètre offre une grande flexibilité en termes de paramètres de mouvement, permettant de régler la vitesse sur cinq niveaux différents : 15 tr/min, 25 tr/min, 40 tr/min, 50 tr/min et 60 tr/min, et l'amplitude sur quatre rayons distincts : 37 mm, 74 mm, 111 mm et 148 mm (Figure 4.2). L'amplitude se règle avant la séance, tandis que la vitesse peut être ajusté pendant l'exercice, grâce à des boutons de contrôle présent sur l'ergomètre (Figure 4.3).

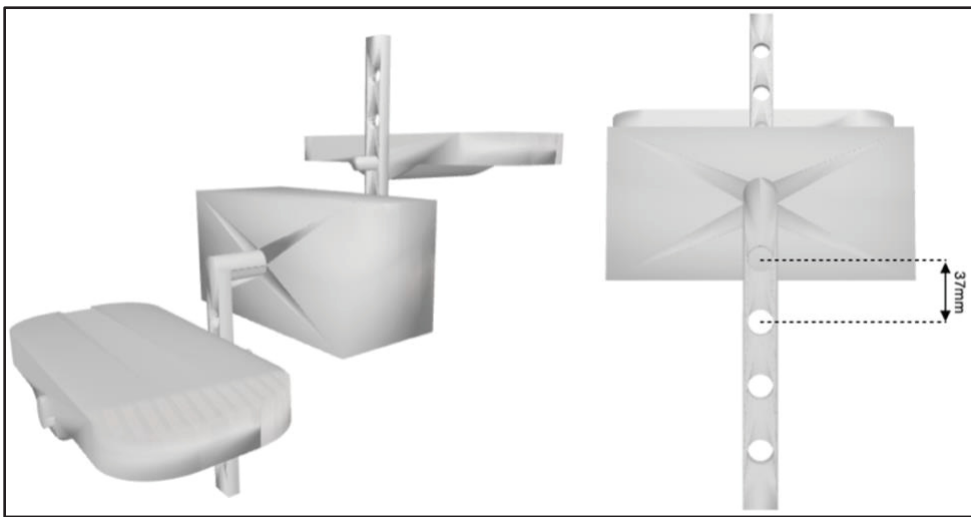


Figure 4.2 Modélisation du pédalier de l'ergomètre APT-5 sur SolidWorks



Figure 4.3 Écran de contrôle de l'ergomètre

4.1.1.2 Système de suivi du mouvement & marqueurs

L'équipe de recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur utilise actuellement le système de suivi Trio V120 d'OptiTrack pour garantir la précision et la fiabilité des données de mouvement. Ce système comprend trois caméras infrarouges de haute résolution (640 x 480) qui assurent un suivi continu et précis des marqueurs placés sur les membres inférieurs. Ces caméras sont connectées à un ordinateur principal équipé du logiciel Motive pour l'enregistrement des trajectoires de marqueurs. Un bras articulé est également fixé à la caméra trio, de façon à la positionner au-dessus du patient. Cet ajout améliore les performances du modèle musculosquelettique dans la reproduction du mouvement dans OpenSim (Figure 4.4).

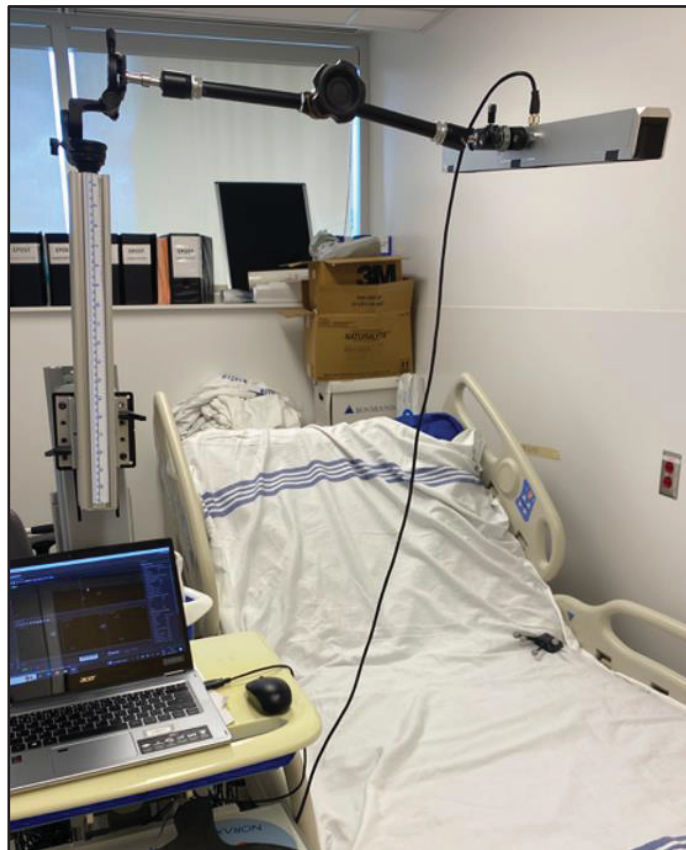
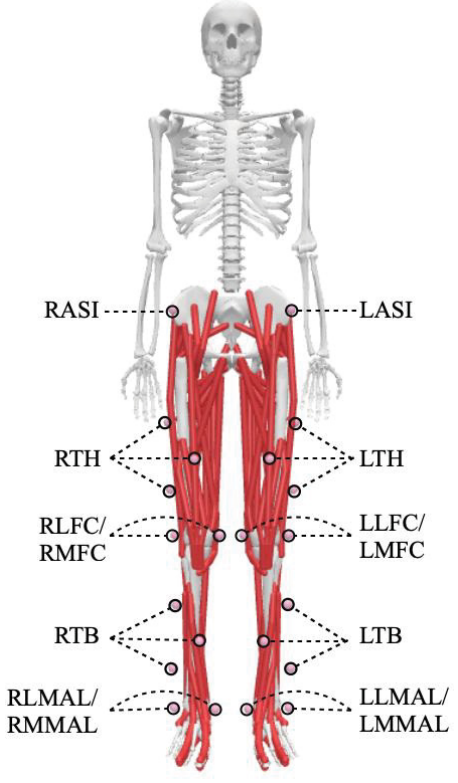


Figure 4.4 Caméra Trio V120 avec bras articulé

Dans cette étude, l'importance des marqueurs réfléchissants est soulignée pour suivre avec précision les mouvements des membres inférieurs des patients lors des séances de vélo. Les marqueurs utilisés sont des boules réfléchissantes de 14 mm de diamètre, considérés comme des marqueurs passifs. Une approche initiale avec 4 corps rigides (CR) (= ensemble de 4 marqueurs fixes, procurant une meilleure cohérence spatiale et davantage de stabilité) n'a pas répondu aux besoins du modèle musculosquelettique FullBody, nécessitant ainsi une nouvelle stratégie.

Le choix du nombre de marqueurs et de leur positionnement se basent sur les fichiers de marqueurs d'OpenSim, spécifiques à chaque modèle musculosquelettique. Le fichier du modèle FullBody comprend 53 marqueurs, répartis avec 25 pour le haut du corps et 28 pour le bas, dont 4 sont positionnés sur les pieds et 2 à l'arrière du pelvis. Pour cette étude, seuls 22 marqueurs ont été utilisés pour une reproduction idéale des mouvements des jambes, en tenant compte de leur importance relative. Cependant, cette quantité pourrait entraîner des défis tant sur le plan du temps de positionnement que du confort du patient. Ainsi, une série de tests a été menée pour déterminer les marqueurs essentiels et leur placement optimal pour une reproduction précise du mouvement. D'abord, tous les marqueurs des jambes du fichier OpenSim ont été placés (Tableau 4.1), puis certains ont été retirés graduellement. L'objectif était de déterminer le moment où la cinématique du mouvement montre des changements significatifs par rapport au mouvement initial, établi avec les 22 marqueurs. Le seuil de signification a été fixé à $1,4^\circ$, correspondant à la plus grande différence angulaire précédemment relevée dans les évaluations cinématiques (*Voir 3.2.3*). Par ailleurs, l'importance des corps rigides (CR) a été examinée car leur ajout pourrait contribuer à améliorer la fidélité de la reproduction d'un mouvement réalisé par le modèle musculosquelettique.

Tableau 4.1 Noms et positionnements des 22 marqueurs initiaux du modèle FullBody

APERÇU	MARQUEURS	DESCRIPTIONS
	RASI / LASI	<i>Right_Anterior_Superior_iliac</i> <i>Left_Anterior_Superior_iliac</i>
	RTH (x3) / LTH (x3)	<i>Right_Thigh</i> <i>Left_Thigh</i>
	RLFC / LLFC	<i>Right_Lateral_Femoral_Condyle</i> <i>Left_Lateral_Femoral_Condyle</i>
	RMFC / LMFC	<i>Right_Medial_Femoral_Condyle</i> <i>Left_Medial_Femoral_Condyle</i>
	RTB (x3) / LTB (x3)	<i>Right_Tibia</i> <i>Left_Tibia</i>
	RLMAL / LLMAL	<i>Right_Lateral_Malleolus</i> <i>Left_Lateral_Malleolus</i>
	RMMAL / LMMAL	<i>Right_Medial_Malleolus</i> <i>Left_Medial_Malleolus</i>
	CRD / CRG	<i>Corps_Rigide_Droit</i> <i>Corps_Rigide_Gauche</i>

Après enregistrement, les 2 mesures ont été utilisées dans OpenSim pour réaliser des analyses cinématiques avec les modèles musculosquelettiques de façon à étudier les mouvements corporels et la cinématique des membres inférieurs. Pour chaque modèle, le mouvement idéal considéré était celui avec le placement de tous les marqueurs, à savoir 22 pour l'un et 28 pour l'autre (en comptant les 2 CR de 4 marqueurs). Ensuite, les marqueurs ont été enlevés progressivement de l'analyse cinématique et le mouvement des jambes était de nouveau étudié. Pour évaluer l'importance des marqueurs dans le mouvement, 4 configurations différentes ont été choisies, avec à chaque fois moins de marqueurs présents par rapport à la précédente. Les 4 configurations par modèle ont été comparées aux données initiales selon les angles articulaires, avec un regard particulier pour les angles de genoux. Les différences entre les valeurs initiales et les valeurs des 8 configurations ont été évaluées : dans le cas où la différence

est inférieure à $1,4^\circ$, la configuration était considérée comme suffisante pour reproduire le mouvement ; dans le cas contraire où la valeur est supérieure à $1,4^\circ$, la configuration n'était pas suffisamment précise, et une configuration avec plus de marqueurs devait être choisie.

4.1.1.3 Les électrodes & capteurs EMG

Des électrodes connectées à des capteurs électromyographiques (EMG) ont été utilisées pour quantifier les stimulations musculaires pendant l'activité cyclique. L'EMG enregistre les signaux électriques des muscles pendant leur contraction, fournissant des données sur l'intensité, la durée et la séquence des contractions musculaires. Les signaux EMG sont mesurés en microvolts (μV) et représentent l'amplitude des potentiels d'action musculaire.

Pour poursuivre le développement de l'étude de (Mac-Thiong et al., 2021), des électrodes ont été placées sur la surface de la peau : 2 sur la cuisse, ciblant les muscles vaste médial (VM) et vaste latéral (VL), et 2 sur le mollet, visant les muscles médial gastrocnémien (MG) et tibial antérieur (TA) (Figure 4.5). Ces placements sont très retrouvés dans la littérature (Barroso et al., 2016; Holliday et al., 2023; Sütçü et al., 2019; Watanabe et al., 2016). Le logiciel Noraxon (SmartLead, Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) a été employé pour l'analyse des signaux EMG, offrant des fonctionnalités avancées pour évaluer l'activation musculaire et la répartition des pressions plantaires. Les spécifications des capteurs EMG sont détaillées dans le Tableau 4.2. Les résultats EMG ont été analysés en termes d'amplitude du signal, avec une fréquence d'échantillonnage fixée à 2000 Hz pour les 8 électrodes placées sur les jambes. Les paramètres des capteurs permettaient également de filtrer les signaux électriques avec un passe-haut réglé à 10Hz et un passe-bas réglé à 500Hz, en plus d'une amplification du signal général fixée à x500. Ces valeurs ont été choisies au démarrage de l'étude (Mac-Thiong et al., 2021).

Tableau 4.2 Caractéristiques d'un capteur EMG
Tiré de Noraxon (2023)

CARACTÉRISTIQUES	VALEURS
Taux d'échantillonnage	Sélection entre 2000 et 4000 Hz
Coupure haute (HPF)	Sélection entre 5, 10 et 20 Hz
Coupure basse (LPF)	Sélection entre 500, 1000 et 1500 Hz
Plage d'entrée	$\pm 24000 \mu\text{V}$
Résolution ADC	24 bit (avec resolution dynamique)
Résolution 0 – 5000 μV	0,3 μV
Résolution 5001 – 24000 μV	1,1 μV
Bruit de fond (RMS)	< 1 μV
CMRR	> 100 dB
Dimensions et poids du capteur	37 x 24,5 x 16,5 mm (L x l x h), 14 g

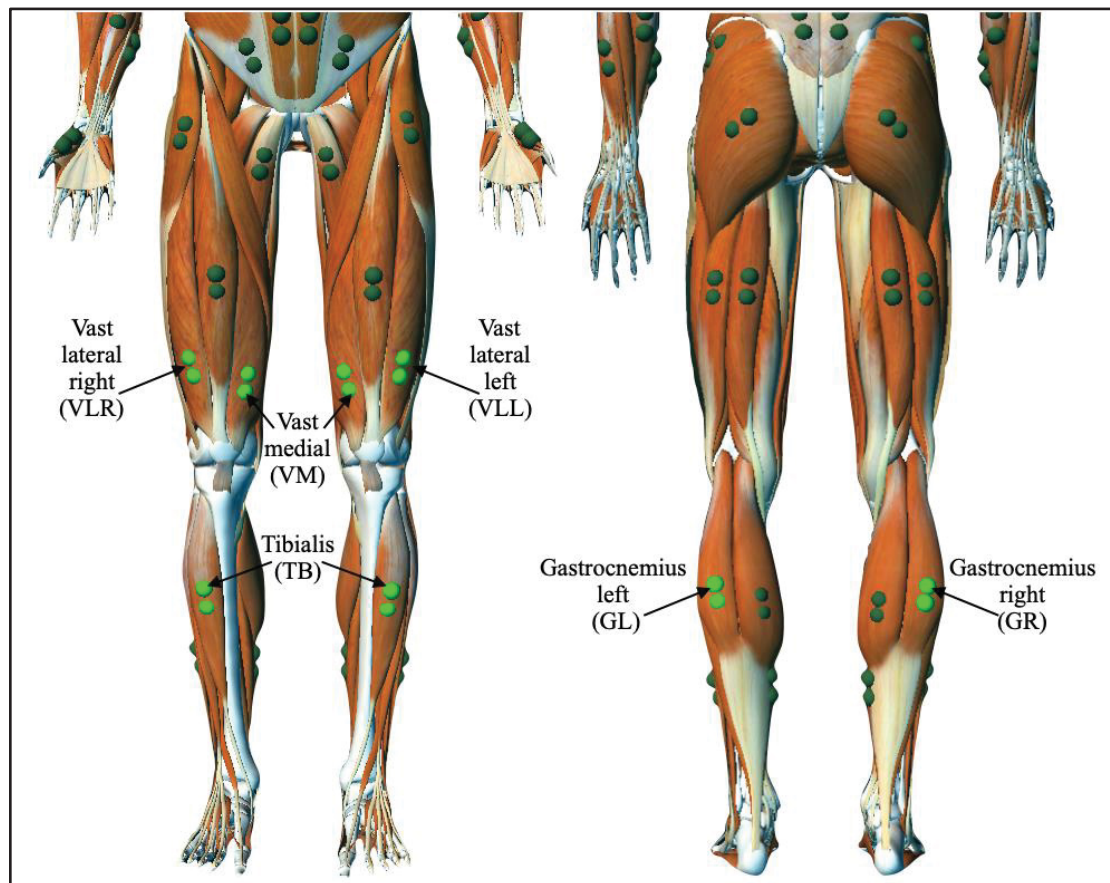


Figure 4.5 Positionnement des électrodes doubles et des capteurs EMG dans Noraxon

4.1.1.4 Les semelles de pression

Les semelles de pression de Noraxon ont été utilisées pour l'étude mécanique afin de mesurer avec précision les forces de pression exercées sur le pied. Ces semelles sont essentielles pour obtenir des données fiables et analyser en détail les schémas de pédalage, la répartition des charges, les phases du mouvement, et d'autres aspects biomécaniques. Disponibles en différentes tailles allant de S à XL pour s'adapter à toutes les pointures, elles sont insérées dans la chaussure avant les séances de vélo et connectées au logiciel Noraxon pour recueillir les données de pression. Les semelles peuvent être divisées en 4 zones distinctes, correspondant à différentes régions du pied (Figure 4.6), pour une analyse précise de la répartition des charges pendant le mouvement cycliste :

- Zone du talon : elle comprend les capteurs médial et latéral du talon ;
- Zone médiale : elle comprend le capteur unique du milieu du talon ;
- Zone avant : elle comprend les 3 capteurs des métatarses 1, 3 et 5 ;
- Zone des orteils : elle comprend les 2 capteurs des orteils et de l'hallux.

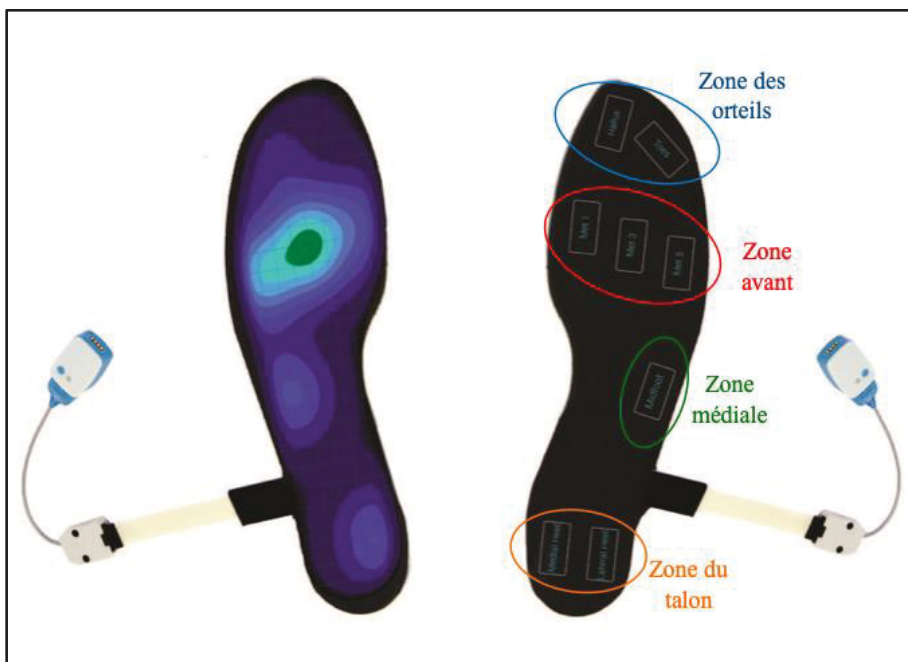


Figure 4.6 Semelles de pression et zones identifiées
Adapté de Noraxon (2020)

Un protocole de calibrage précis a été suivi avant chaque séance pour garantir la fiabilité des mesures. Ce processus impliquait l'application d'une force connue sur les semelles tout en enregistrant les données correspondantes, permettant ainsi d'ajuster les paramètres du capteur pour une conversion précise entre les valeurs de pression enregistrées et les forces réelles appliquées. Les données de pression sont généralement exprimées en kilopascals (kPa), représentant la pression sur la surface de la semelle. Les spécifications des semelles Noraxon sont données dans le Tableau 4.3. Pendant les séances de vélo, les semelles ont été calibrées avec une masse de 10 kg pour représenter une force d'environ 98,1 N ($Force_N = masse_{kg} * acc_g$), en tenant compte de l'accélération gravitationnelle acc_g . Les surfaces et les pressions sont rapportées dans le Tableau 4.4, et calculé suivant les équations (4.4.1) (4.4.2) et (4.4.3), en supposant que la partie avant du pied occupe 50% de la longueur totale de la semelle. Après la phase de calibrage, les mesures enregistrées pendant les séances sont exprimées en pourcentage par rapport à la valeur initiale calibrée. Par exemple, si un pic d'amplitude à 1% est détecté pour la semelle droite, cela signifie qu'une force d'environ 1 N est reçue par l'ensemble des capteurs de la semelle, ce qui représente une masse de 100 g et une pression de 548 kPa.

Tableau 4.3 Caractéristiques des semelles de pression
Adapté de Adapté de Noraxon (2020)

CARACTÉRISTIQUES	VALEURS
Type de capteur	8-Zone Resistive Pressure Sensor
Taux d'échantillonnage	250/500 Hz (8 zones), 500/1000 Hz (4 zones)
Plage de mesure	0-75 psi (0-51,7 N/cm ²)
Pression maximale	100 psi (68,9 N/cm ²)
Hystérésis	Moins de 2%
Erreur	Moins de 5% de l'échelle complète
Épaisseur de la semelle	3,5 mm
Dimensions et poids de la semelle	10,2 x 2,4 x 1,0
CMRR	> 100 dB
Dimensions et poids du capteur	37 x 24,5 x 16,5 mm (L x l x h), 14 g

Tableau 4.4 Surface et pression des semelles en fonction de leur taille
Adapté de Adapté de Noraxon (2020)

Tailles	Longueur (mm)	Largeur avant (mm)	Largeur talon (mm)	Surfaces (mm ²)	Pressions (kPa)
S	234	89	64	17901	54801
M	249	97	64	20045	48940
L	265	97	64	21333	45985
X-L	289	99	64	23554	41649

$$Surface_{mm^2} = \frac{Longueur}{2} * largeur_a + \frac{Longueur}{2} * largeur_t \quad (4.4.1)$$

$$Surface_{m^2} = \frac{Surface_{mm^2}}{10^9} \quad (4.4.2)$$

$$P_{kPa} = \frac{Force_N}{Surface_{m^2}} * 1000 \quad (4.4.3)$$

4.1.2 Patients & séances

Pendant une période de 2 mois, entre août et septembre 2023, 4 patients (3 ASIA A et 1 ASIA C) ont été recrutés pour l'étude de 14 séances de vélo après leur chirurgie à l'hôpital du Sacré-Cœur. L'étude préliminaire s'est déroulée en deux phases distinctes : la première se concentrait sur la compréhension des relations entre cinématique, forces et stimulations musculaires lors de séances de vélo passives, tandis que la seconde phase analysait l'impact des modifications des paramètres de l'ergomètre APT-5 sur la biomécanique. Chaque patient a participé à 6 séances où la cinématique a été enregistrée avec des caméras et des marqueurs, l'activité musculaire a été suivie avec des électrodes EMG, et la répartition des pressions a été mesurée avec des semelles de pression. Trois de ces séances visaient à évaluer la reproductibilité inter patient et la similitude des données, sans contrôler les paramètres de l'ergomètre. Ces séances ont été définies comme suivant la modalité non-contrôlée. Les trois autres ont examinés deux paramètres de l'ergomètre : l'amplitude et la vitesse de pédalage. Plusieurs niveaux de variation

ont été identifiées pour chaque paramètre : l'amplitude du pédalier a été évaluée à travers 2 niveaux, de 37 mm et 111 mm ; la vitesse de pédalage a été évaluée à travers 3 niveaux, 25, 50 et 60 tr/min pour les sessions avec petite amplitude et 25, 40 et 50 tr/min pour les sessions avec grande amplitude. Ces séances ont été définies comme suivant la modalité contrôlée.

Pour cette dernière modalité, un total de 6 conditions expérimentales uniques a ainsi été identifié. Chaque séance a duré 30 minutes et a étudié 3 conditions de vitesse, avec une prise de mesure à chaque changement de niveau. Deux séances étaient suffisantes pour analyser les 6 conditions, mais une séance a été répétée aléatoirement pour garantir la répétabilité des résultats. Chaque patient a donc réalisé 3 séances avec des modifications contrôlées des paramètres de l'ergomètre. Le plan d'expérience proposé ici est un plan factoriel $2^1 \times 3^1$, selon l'amplitude du mouvement contrôlée selon 2 niveaux, et la vitesse du mouvement contrôlée selon 3 niveaux (Tableau 4.5).

Tableau 4.5 Représentation des conditions expérimentales

Conditions expérimentales	Amplitude du mouvement (A)	Vitesse du mouvement (V)
A1V1	37 mm	25 tr/min
A1V2	37 mm	50 tr/min
A1V3	37 mm	60 tr/min
A2V1	111 mm	25 tr/min
A2V2	111 mm	40 tr/min
A2V3	111 mm	50 tr/min

Chaque patient a participé à 6 séances d'analyse biomécanique, dont 3 avec une modalité contrôlée et 3 avec une modalité non-contrôlée. Les séances contrôlées ont suivi un plan expérimental sur 3 jours consécutifs pour éviter les influences externes. Le protocole d'installation et du déroulement des séances est détaillé en **Error! Reference source not found.** En plus de ces séances, 8 autres ont été effectuées avec seulement l'ergomètre, totalisant ainsi 14 séances.

4.2 Procédure de collecte et de traitement des données

Les données de l'étude biomécanique ont été divisées en trois volets : la cinématique du mouvement, les stimulations électriques des muscles et les forces de pression exercées sur les pédales. Sur les 14 séances réalisées, 6 ont été consacrées à cette analyse, avec 3 séances non-contrôlées et 3 contrôlées. Les enregistrements ont été effectués via les logiciels Motive et Noraxon pour capturer les trajectoires des marqueurs, les signaux EMG et les pressions sur les pédales. La Figure 4.7 illustre le processus de collecte des données biomécaniques, comprenant l'extraction des matrices (zone orange), l'identification des cycles de jambes (zone verte), et l'interpolation des données (zone violette), appliqué aux données cinématiques puis étendu aux données musculaires et de forces.

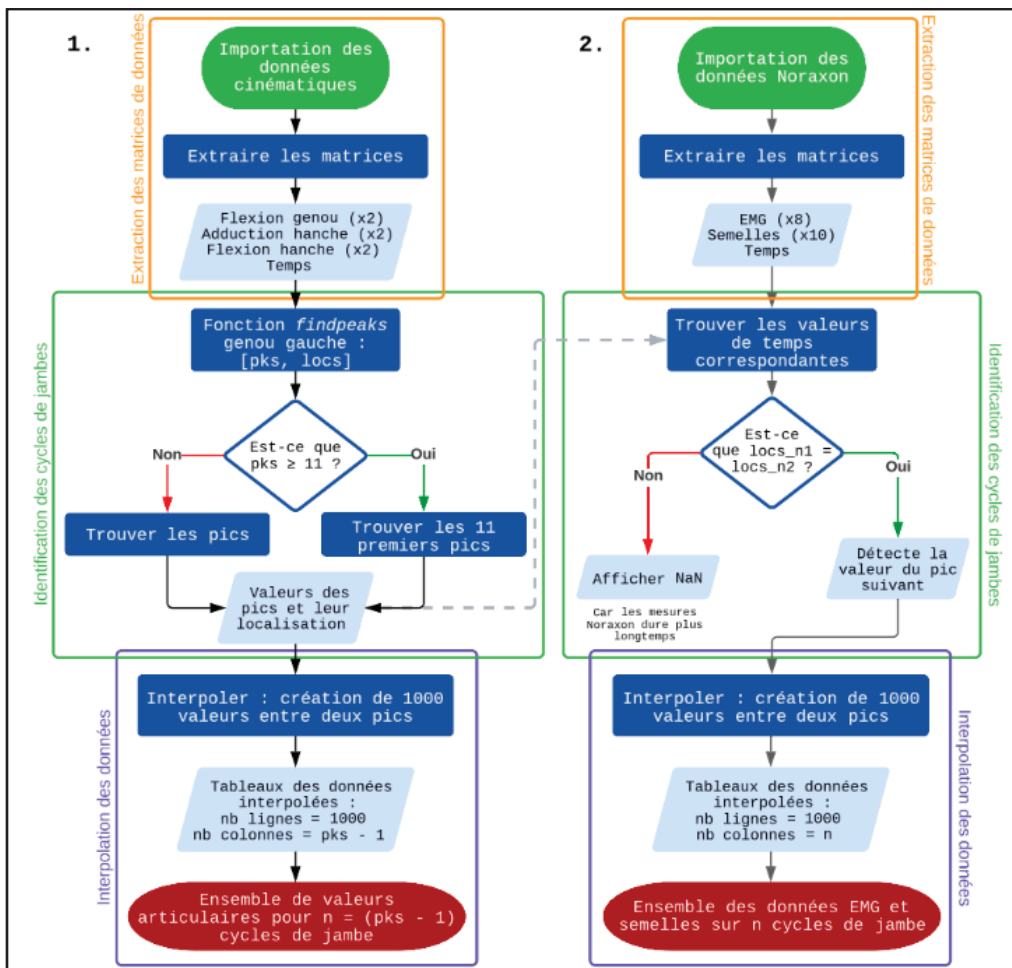


Figure 4.7 Protocole de collecte et de traitement des données mécaniques

4.2.1 Découpage des cycles de jambe

Lors des séances de vélo, différentes prises de mesures ont été réalisées, dont deux en position statique et trois en mouvement. La mise à l'échelle sélectionnée suit la méthode manuelle, donc les prises statiques ne sont plus utiles pour la suite de l'étude. Dans la littérature, le pédalage est généralement divisé en quatre phases distinctes (*Voir* 1.3.2) : la phase de poussée, la transition basse, la phase de traction et la transition haute. Pour identifier ces phases lors de l'exercice de vélo au lit, il est nécessaire de comprendre le mouvement global sur un cycle de jambe, c'est-à-dire lorsque la jambe effectue un tour de pédalier complet de 360 degrés.

Les données obtenues montraient une variation du nombre de cycles de jambe en fonction de la durée de la mesure et de la vitesse de pédalage. Pour harmoniser les analyses, les données ont été traitées en se concentrant sur les dix premiers cycles de jambe de chaque prise de mesure en mouvement, en utilisant la jambe gauche comme référence. Étant donné que les prises de mesures n'ont pas été faites directement au démarrage de l'exercice, ou juste après une variation de cadence, le mouvement est supposé stable et l'effet d'habitation n'a pas été considéré. Dans le cas où la durée de la prise de mesure ne permettait pas de distinguer au moins 10 tours de jambe, seuls ceux détectés ont été analysés. Dans ces cas, les comparaisons entre les mesures ont été ajustées pour minimiser les erreurs potentielles et assurer une analyse cohérente des données biomécaniques.

4.2.2 Les données cinématiques

Les données cinématiques ont été collectées avec Motive et importées dans OpenSim pour animer le modèle FullBody adapté au patient. La cinématique inverse a été utilisée pour traiter les angles articulaires et les étirements musculaires, chaque aspect étant traité individuellement selon la procédure détaillée à la Figure 4.7.

4.2.2.1 Les angles articulaires

Comme décrit précédemment (*Voir* 3.1.3.2), l'utilisation de la cinématique inverse génère un tableau de valeurs angulaires des articulations du modèle FullBody, comprenant 37 articulations. Pour l'analyse biomécanique, les mouvements de flexion des genoux (Fg) et des hanches (Fh) gauches et droites, le mouvement d'adduction des hanches (Ah), ainsi que la mesure du temps de la prise de mesure, ont été extraits et traités via un code MATLAB. Chaque mouvement a été découpé en cycles de jambes (*Voir* 4.2.1), avec une fonction MATLAB '*findpeaks*' identifiant tous les pics du mouvement Fg gauche sur la durée totale de la prise de mesure. Un pic est détecté à partir du moment où les X valeurs situées avant et après sont inférieures à lui-même. Les 10 premiers cycles de la jambe gauche ont été sélectionnés, ce qui a découpé également les 5 autres mouvements selon les mêmes valeurs du temps, assurant leur synchronisation. Ensuite, les données cinématiques ont été interpolées pour générer des valeurs lissées et régulièrement espacées, facilitant les comparaisons ultérieures malgré les potentielles fluctuations dans les mesures articulaires. La méthode d'interpolation utilisée était une interpolation linéaire aux plus proches voisins, appliquée à chaque segment pour générer un nombre fixe de points (N=1000) équidistants entre chaque paire de pics. Cette méthode a abouti à la création de 6 tableaux de données, un par mouvement articulaire, avec 10 colonnes représentant les cycles de jambes et 1000 lignes montrant l'évolution temporelle des angles articulaires.

En fin de protocole, pour une capture idéale de 10 cycles de jambes identifiés, 6 tableaux de données sont générés, un par mouvement articulaire, comprenant chacun 10 colonnes, pour les 10 cycles, et 1000 lignes de valeurs montrant l'évolution des angles articulaires dans le temps.

4.2.2.2 Les étirements musculaires

Concernant les données des fibres musculaires observables sur le modèle FullBody, elles ont été extraites à la suite de la cinématique inverse, en identifiant leur longueur sur la durée complète de la prise de mesures. Dans OpenSim, les fibres sont initialement catégorisées en fonction du mouvement articulaire auquel elles contribuent : pour chaque jambe, 22 fibres sont

sollicitées pour le mouvement de flexion/extension de la hanche, 20 le sont pour le mouvement d'adduction/abduction de la hanche et 12 le sont pour le mouvement de flexion/extension du genou. En se concentrant uniquement sur ces 3 mouvements, 31 fibres musculaires sont identifiées par jambe (Tableau 4.6), visualisées Figure 4.8, dont certaines se retrouvent dans plusieurs mouvements articulaires. Toutes correspondent à un des groupes musculaires sollicités lors de l'exercice de vélo énoncés précédemment (*Voir* 1.3.2) : adducteurs, ichio-jambiers, mollets, fessiers, hanche et quadriceps, numérotés de 1 à 6 respectivement. La longueur de chacune de ces fibres a été identifiée sur la durée totale de la prise de mesure enregistrée, puis extraite et incorporée dans le code MATLAB en tant que nouvelle matrice, une par fibre. La colonne du temps est la même que pour les données angulaires, simplifiant ainsi le protocole de découpage des matrices et d'interpolation des données.

Tableau 4.6 Fibres musculaires sollicitées en fonction du mouvement articulaire
O : fibre sollicitée ; X : fibre non-sollicitée

FIBRES	MUSCLES	GROUPE	FLEX. HANCHE	ADD. HANCHE	FLEX. GENOU
addbrev	court adducteur	1	O	O	X
addlong	long adducteur	1	O	O	X
addmag (D/I/M/P)	grand adducteur	1	O	O	X
bflh	biceps femoral long	2	O	O	O
bfsh	biceps femoral court	2	X	X	O
gaslat	gastrocnémien latéral	3	X	X	O
gasmed	gastrocnémien médial	3	X	X	O
glmax (1/2/3)	grand fessier	4	O	O	X
glmed (1/2/3)	moyen fessier	4	O	O	X
glmin (1/2/3)	petit fessier	4	O	O	X
grac	gracile	1	O	O	O
iliacus	iliaque	5	O	X	X
piri	piriforme	4	X	O	X
psoas	psoas	5	O	X	X
recfem	droit fémoral	6	O	X	O
sart	sartorius	5	O	O	O
semimem	semi-membraneux	2	O	O	O
semiten	semi-tendineux	2	O	O	O
tfl	tenseur fasciae latae	5	O	O	X
vasint	vaste intermédiaire	6	X	X	O
vaslat	vaste latéral	6	X	X	O
vasmed	vaste médial	6	X	X	O

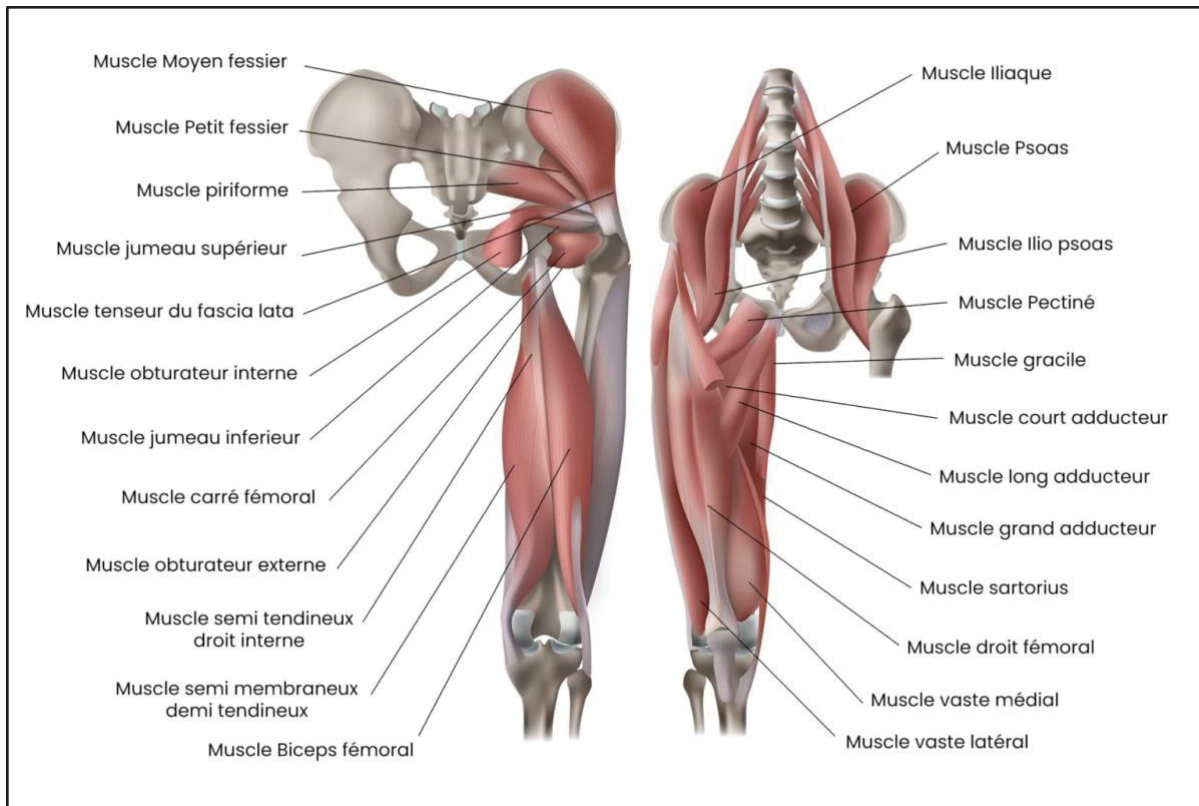


Figure 4.8 Muscles correspondants aux différentes fibres musculaires
Tirée de Clinique Parisienne (2023)

4.2.3 Les données Noraxon : forces de pression et stimulations électriques

Les données de forces et de stimulations musculaires lors des séances de vélo ont été collectées à partir des fichiers enregistrés dans la base de données du logiciel Noraxon. Chaque prise de mesure a permis d'identifier les valeurs des 8 signaux EMG et des 10 signaux des semelles de pression en fonction du temps, avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Les données des semelles comprennent 10 signaux regroupant les 8 zones précédemment identifiées (*Voir* Figure 4.6), ainsi que 2 autres signaux représentant la pression totale pour chaque semelle. Les signaux EMG ont été filtrés avec un passe-haut à 50 Hz pour améliorer la qualité des données. Les données Noraxon ont été traitées de manière cohérente avec les résultats cinématiques, en suivant les étapes d'extraction des matrices de données, d'identification des cycles de jambes, et d'interpolation des données : les valeurs de temps utilisées pour découper les données

cinématiques ont servi à découper les données Noraxon, garantissant ainsi la synchronisation des données biomécaniques. Ainsi, pour une prise de mesure, le nombre de cycle de jambe identifié était le même pour chacun des signaux d'EMG, de pression, et chacun des mouvements articulaires. L'interpolation des données d'EMG et de semelles a suivi la même méthode que pour les données cinématiques, avec une interpolation linéaire aux plus proches voisins.

En supplément, des courbes moyennes ont été calculées pour chaque paramètre biomécanique afin de faciliter les comparaisons entre les cycles de jambes. Au total, 24 matrices 1 x 1000 (colonnes x lignes) ont été créées pour chaque prise de mesure, représentant les moyennes des mouvements articulaires, des signaux musculaires et de pression à différents pourcentages du cycle de jambe ($0\% \leq p \leq 100\%$).

4.3 Procédures d'analyse des données

Les données biomécaniques, analysées par cycles et moyennées, ont été étudiées selon les deux modalités de séances : non-contrôlée d'abord pour explorer les relations entre cinématique, stimulations musculaires et pressions, puis contrôlée pour évaluer l'impact de l'amplitude et de la vitesse de pédalage sur la mécanique. Les méthodes de mesure utilisées sont décrites, suivies des méthodologies pour évaluer les paramètres biomécaniques lors des six séances spécifiques.

4.3.1 Les méthodes de mesures

Les analyses statistiques des données biomécaniques ont utilisé différentes méthodes, dont les statistiques descriptives, l'ANOVA à mesures répétées et l'ANOVA factorielle, réalisées principalement via Jamovi, un logiciel à code ouvert dédié à l'analyse statistique et la visualisation des données.

4.3.1.1 L'ANOVA à mesures répétées

L'analyse de variance à mesures répétées (ANOVA) a été utilisée pour examiner les données cinématiques, de force et de signaux EMG lors des séances non contrôlées. Cette méthode statistique compare les moyennes de plusieurs groupes dans une situation où les mêmes individus sont testés à plusieurs reprises. Dans l'étude sur patients, elle évalue principalement l'effet du temps sur les variables dépendantes biomécaniques. Avant son application, trois hypothèses doivent être vérifiées : la normalité des résidus, avec un test de Shapiro-Wilk, l'homogénéité des variances, avec un test de Levene, et la dépendance des groupes. Pour chacun des tests, la condition est remplie quand $p > 0,05$. Le test de Levene donne également la valeur de la statistique F : une valeur élevée indique une plus grande probabilité de rejeter l'hypothèse d'égalité des moyennes.

En cas de conformité avec ces hypothèses, l'ANOVA est exécutée. La sphéricité est évaluée avec un test de Mauchly : si la condition de sphéricité n'est pas maintenue ($p < 0,05$), des corrections sont appliquées, comme l'épsilon de Greenhouse-Geisser (GGe). Enfin, l'ANOVA à mesures répétées est effectuée. Si la p-valeur identifiée est supérieure à 0,05 (pour un intervalle de confiance de 95%), cela indique une absence de différence significative entre les moyennes, suggérant que les résultats ne sont pas statistiquement significatifs.

4.3.1.2 L'ANOVA factorielle

L'ANOVA factorielle a été utilisée pour étudier l'effet des facteurs d'amplitude et de la vitesse de pédalage sur la cinématique, les force et les signaux EMG chez les patients médullaires. Les trois ensembles de données biomécaniques ont été considérés comme des variables dépendantes, susceptibles de changer en fonction des conditions initiales du mouvement. Cette approche a permis de déterminer si chaque facteur avait un effet significatif sur une variable dépendante et s'il existait des interactions entre eux. Avant son utilisation, des tests ont été effectués pour vérifier la normalité des résidus, l'homogénéité des variances et la dépendance des groupes. Les deux facteurs principaux étudiés étaient donc l'amplitude et la vitesse, avec en plus les effets du facteur patient, et des différentes interactions entre les facteurs. Les

résultats ont été analysés, avec un regard sur la valeur de l'Eta carré partiel (η^2 partiel) pour évaluer l'importance relative de chaque facteur dans l'explication de la variance de la variable dépendante, où une valeur proche de 1 indique un effet important du facteur ou de l'interaction dans le modèle.

4.3.2 Les séances sous modalité non-contrôlée

Chaque patient participe à trois séances, idéalement aux séances 1, 7 et 14, avec des prises de mesures enregistrées au début (5^e minute), au milieu (15^e minute) et à la fin (25^e minute) de chaque séance. Les analyses cinématiques utilisaient d'abord des statistiques descriptives, puis l'ANOVA à mesures répétées. Les stimulations électriques et les forces de pression ont été analysées uniquement par des statistiques descriptives.

4.3.2.1 La cinématique : analyses descriptives

Les mouvements cinématiques comprenaient les flexions du genou (Fg) et de la hanche (Fh), ainsi que l'adduction de la hanche (Ah), distingués par jambe. Les données ont été segmentées en cycles de jambe, puis les trois séances des patients ont été combinées pour analyser les 6 mouvements articulaires sur un cycle de pédalage complet.

L'objectif était d'identifier les cohérences, les symétries potentielles entre les jambes et les variations cinématiques entre les prises de mesure. Pour cela, les courbes moyennes des 6 mouvements articulaires, regroupant l'ensemble des 10 cycles de jambe, ont été prises en compte pour chaque prise de mesure de la modalité. La valeur moyenne de l'amplitude ainsi que la valeur du pourcentage correspondant à l'apparition du pic maximal de chaque courbe de mouvement ont été identifiés. Ces deux variables de résultat ont été considérées tout au long des analyses cinématiques : l'amplitude articulaires (variable A), exprimée en degré (°) et le pourcentage du pic maximal (variable P), exprimée en pourcentage (%). Ces analyses permettaient d'évaluer la synchronisation et la répétition des mouvements de jambe entre les prises de mesure, en distinguant les variations aléatoires des variations significatives liées à des facteurs externes.

Ces premières analyses ont fourni un aperçu de l'ampleur des différences de mesures et les analyses ultérieures ont été réalisées pour déterminer si ces différences étaient attribuables au hasard ou si elles reflétaient de réelles variations, dues à un potentiel facteur externe.

4.3.2.2 La cinématique : analyses de variance (ANOVA)

Pour déterminer si les séances sans contrôle des paramètres de l'ergomètre sont reproductibles, l'effet du temps sur les angles articulaires a été examiné, à la fois pour les différentes prises de mesures et pour les différentes séances, réalisées sur trois jours différents : 1, 7 et 14. L'analyse statistique, utilisant l'ANOVA à un facteur, a été effectuée pour évaluer les différences de mesures dans les variables de résultat A et P, à la fois pour les prises de mesures et les séances.

L'analyse de variance en fonction des prises de mesures :

Avec un total de 12 séances pour la modalité ($N_1=12$ échantillons), 36 prises de mesures ont été enregistrées, réparties en trois groupes dépendants ($G_1=3$) pour différencier le moment des prises de mesure dans le temps :

- μ_1^1 : valeur moyenne 1 (selon les cycles de jambe identifiés pour la première prise de mesures faite en début de séance) ;
- μ_1^2 : valeur moyenne 2 (selon les cycles de jambe identifiés pour la deuxième prise de mesures faite en milieu de séance) ;
- μ_1^3 : valeur moyenne 3 (selon les cycles de jambe identifiés pour la troisième prise de mesures faite en fin de séance).

Afin de tenir compte des données provenant des 6 mouvements articulaires et des deux variables de résultat, 12 analyses de variance ont été effectuées. Chaque analyse regroupait les moyennes μ_1^1 , μ_1^2 , μ_1^3 . Pour l'exemple de l'analyse portant sur le mouvement de flexion du genou suivant la variable de résultat A, μ_1^1 représente la valeur moyenne des 12 amplitudes observées sur les 12 prises de mesures réalisées en début de séance ; μ_1^2 représente la valeur moyenne des 12 amplitudes observées sur les 12 prises de mesures réalisées en milieu de séance ; μ_1^3 représente la valeur moyenne des 12 amplitudes observées sur les 12 prises de

mesures réalisées en fin de séance. L'hypothèse nulle (H_{01}) pour la première échelle d'analyse est que les valeurs de la cinématique ne changent pas selon le moment de la prise de mesures. L'hypothèse alternative (H_{11}) quant à elle dit qu'au moins une des prises de mesure donne des données différentes.

Ce qui se traduit par :

$$H_{01} : \text{il est vrai que } \mu_1^1 = \mu_1^2 = \mu_1^3.$$

$$H_{11} : \text{il n'est pas vrai que } \mu_1^1 = \mu_1^2 = \mu_1^3.$$

L'analyse de variance en fonction des séances :

Avec un total de 4 patients pour l'étude biomécanique ($N_2=4$ échantillons), trois groupes dépendants ont été identifiés ($G_2=3$) pour différencier le numéro de la séance :

- μ_2^1 : valeur moyenne 1 (selon les prises de mesures identifiées pour la séance faite au jour 1)
- μ_2^2 : valeur moyenne 2 (selon les prises de mesures identifiées pour la séance faite au jour 7)
- μ_2^3 : valeur moyenne 3 (selon les prises de mesures identifiées pour la séance faite au jour 14)

Ici encore, afin de tenir compte des données provenant des 6 mouvements articulaires et des deux variables de résultat, 12 analyses de variance ont été effectuées. Pour l'exemple de l'analyse portant sur le mouvement de flexion du genou suivant la variable de résultat A, μ_1^1 représente la valeur moyenne des 4 amplitudes observées sur les 4 séances réalisées au jour 1 ; μ_1^2 représente la valeur moyenne des 4 amplitudes observées sur les 4 séances réalisées au jour 7 ; μ_1^3 représente la valeur moyenne des 4 amplitudes observées sur les 4 séances réalisées au jour 14. L'hypothèse nulle (H_{02}) de cette deuxième analyse est que les valeurs de la cinématique ne changent pas selon la séance. L'hypothèse alternative (H_{12}) quant à elle dit qu'au moins une des séances donne des données différentes :

$$H_{02} : \text{il est vrai que } \mu_2^1 = \mu_2^2 = \mu_2^3.$$

$$H_{12} : \text{il n'est pas vrai que } \mu_2^1 = \mu_2^2 = \mu_2^3.$$

Une fois que les conditions de normalité des résidus, d'homogénéité des variances et de dépendance des groupes ont été vérifiées pour les deux échelles d'analyses et pour les deux variables de résultat, la méthode d'analyse ANOVA à mesures répétées a été réalisée.

4.3.2.3 Les étirements musculaires

L'objectif de l'analyse des fibres musculaires était d'identifier celles qui subissaient le plus d'étirement pendant le mouvement. Cette identification visait à comprendre la biomécanique musculaire associée à un mouvement spécifique et à déterminer quelles fibres sont les plus sollicitées lors de l'exercice cyclique. Deux types d'étirements ont été identifiés : les étirements absolus (E_a), représentant la différence entre les longueurs maximale et minimale des fibres, et les étirements relatifs (E_r), calculés suivant la formule (4.4.4). Le calcul de l'étirement relatif est intéressant pour évaluer l'impact sur les fibres musculaires en fonction de leur longueur initiale. Cela permet de comprendre comment un petit étirement peut avoir un effet significatif sur un muscle, soulignant l'importance d'examiner les deux types d'étirements pour optimiser la stimulation musculaire.

$$E_r = \frac{Taille_{max} - Taille_{min}}{Taille_{min}} * 100 \quad (4.4.4)$$

Les étirements des fibres ont été étudiés dans un premier temps pour des mouvements articulaires complets : la flexion-extension des genoux, de 0° à 120° ; la flexion-extension des hanches, de -30° à 120° et l'adduction-abduction des hanches, de -50 à 30°. Cette première analyse avait pour but d'identifier à quel moment dans le mouvement articulaire les fibres musculaires étaient les plus sollicitées et étirées. Comme les mouvements étaient maximums, les résultats devraient annoncer les étirements maximums que peuvent atteindre les fibres musculaires du modèle musculosquelettique. Pour ensuite étudier les étirements des fibres en fonction des mouvements enregistrés lors des séances de vélo, 10 prises de mesures ont été sélectionnées de manière aléatoire parmi les séances de la modalité non-contrôlée. Les 31 fibres

par jambe (*Voir 4.2.2.2*) ont été regardées individuellement afin de déterminer si, à travers les 10 prises de mesures, les fibres musculaires les plus étirées restaient constantes ou si cette tendance évoluait.

4.3.2.4 Les stimulations électriques

Les données de stimulations musculaires proviennent des 8 capteurs EMG placés sur les muscles vaste médial, vaste latéral, gastrocnémien et tibia de chaque jambe. Après découpage des données Noraxon en cycle de jambe, les 8 signaux EMG des prises de mesure de la modalité ont été visualisés selon le cycle de pédalage complet. Cette première visualisation a montré des résultats complexes à traiter, avec des signaux EMG présentant un bruit de fond excessif, rendant difficile l'identification des activations musculaires. Par conséquent, l'objectif principal de l'analyse des données de stimulations musculaires fut de déterminer si des conclusions pouvaient être tirées à partir des résultats des séances de vélo, et s'il était possible de discerner des tendances significatives dans les signaux EMG. Dans cette perspective, l'évaluation de la répétabilité des signaux s'est effectuée par des analyses statistiques. Les pics minimum et maximum moyens de chaque prise de mesure ont été identifiés selon leur apparition dans le cycle de pédalage, puis comparés entre eux. L'objectif était de mesurer la largeur de l'intervalle d'apparition des pics dans le cycle de pédalage, ce qui détermine la répétabilité des signaux EMG. Un faible intervalle indique une cohérence dans l'emplacement des pics dans le cycle de pédalage. Cela suggère que les pics se produisent aux mêmes moments à travers les différentes prises de mesures, ce qui démontre la répétabilité des signaux, et donc des séances. Le cycle de pédalage a également été divisé en deux parties distinctes (0 à 50% et 50 à 100%) pour examiner la répétition des signaux aux moments de flexion et d'extension des jambes.

4.3.2.5 Les forces de pression

Les données de forces ont été analysées en fonction des différentes zones présentes dans les semelles de pression, chacune étant divisée en cinq zones distinctes : les orteils, l'avant du

ped, le côté du pied, le talon et une zone globale représentant l'ensemble des pressions détectées sur la semelle. Une visualisation initiale des résultats de pression selon les prises de mesures a révélé une complexité dans les données, avec peu voire pas de fluctuation des signaux. L'objectif de cette analyse des forces était de discerner des tendances significatives parmi les prises de mesures, enregistrées lors des séances sous modalité non-contrôlée, en premier lieu entre les semelles droite et gauche, puis entre les différentes zones de pression. La première analyse s'est concentrée sur l'ensemble des résultats de chaque semelle de pression afin de déterminer s'il existait une cohérence entre les deux semelles. Pour évaluer la reproductibilité des signaux de forces, l'intervalle moyen de moment d'apparition des pics minimum et maximum dans le cycle de pédalage a été étudié. Un faible intervalle indiquait que les signaux de forces étaient reproductibles entre les prises de mesures, tandis qu'un intervalle important suggérait une variabilité entre les différentes prises de mesures. Les valeurs de pression (exprimée en pourcentage de force) ont été identifiées pour évaluer si les sollicitations entre les deux semelles étaient similaires tout au long du cycle de pédalage.

Cette même analyse a également été réalisée sur les huit zones de pression des deux semelles, afin d'étudier l'étendue des pics de signaux. Parmi toutes les prises de mesures, quelques-unes ont montré des signaux ayant un potentiel de traitement plus élevé, avec une variation qui semblaient être traitable. En se concentrant sur ces prises de mesures, les moments d'apparition des pics de force ont été distingués entre deux parties de cycles : de 0 à 50% et de 50 à 100%. L'objectif était d'obtenir des intervalles d'apparition des pics minimum et maximum plus restreints, permettant de supposer une répétition des signaux. L'analyse a également pris en compte l'amplitude du signal pour identifier les valeurs de pressions associées à chaque zone de pression. En utilisant les surfaces estimées pour chaque zone de la semelle, les forces de pression ont été calculées (en kPa) et comparées selon les différentes zones de pression. Étant donné la présence de 8 capteurs par semelle, la surface totale de la semelle a été divisée en 8 pour estimer la surface moyenne couverte par chaque capteur. Chaque zone de la semelle était supposée couvrir une surface distincte en fonction du nombre de capteurs présents dans cette zone (*Voir Figure 4.6*).

4.3.2.6 Mise en commun de la biomécanique

La méthodologie de mise en commun des résultats des analyses biomécaniques sous modalité non-contrôlée vise à regrouper les données pour identifier les sollicitations musculaires et les forces associées aux mouvements articulaires. Une première analyse a examiné les étirements des fibres par rapport aux changements angulaires des articulations via la régression linéaire. L'objectif principal est de comprendre et de prédire la réaction des variables E_a et E_r (variables dépendantes) aux variations des angles articulaires (variable indépendante). Cette analyse impliquait l'utilisation d'une équation de régression linéaire de la forme $y = m * x + b$, où y est la variable dépendante, m est le coefficient de pente, x est la variable indépendante, et b est l'ordonnée à l'origine, représentant la valeur de la variable de résultat lorsque l'angle est nul. Si le coefficient de pente de l'équation est positif, cela signifie que la relation entre les deux variables est positive : lorsque la variable indépendante augmente, la variable dépendante augmente également. Les équations de régression individuelles ont été étudiées pour chaque fibre musculaire identifiée avec un grand étirement absolu et/ou relatif.

Dans une seconde analyse des données d'étirement, les fibres musculaires ont été regroupées selon leurs principales fonctions dans le mouvement de pédalage, ce qui a permis de former cinq groupes de fibres : fléchisseur de hanche, extenseur de hanche, adducteur de hanche, fléchisseur du genou et extenseur du genou. Les valeurs d'étirement de chaque groupe ont été représentées dans le cycle de pédalage en fonction de la moyenne des étirements des fibres musculaires qui le composent.

Une analyse supplémentaire a été menée pour évaluer l'efficacité de l'emplacement des capteurs EMG pendant les séances de vélo. Le Tableau 4.7 présente les 11 fibres musculaires de chaque jambe placées au niveau capteurs EMG, avec une visualisation de leur placement sur le modèle FullBody (Figure 4.9). Leurs étirements ont été comparés à ceux des autres fibres identifiées par jambe, permettant de déterminer si les capteurs EMG sont positionnés au niveau des fibres musculaires présentant le plus d'étirement. Ensuite, les 11 fibres musculaires ont été regroupées selon leur emplacement autour des 8 capteurs, et les groupes ont été étudiés pour comprendre leur activité générale pendant le pédalage, selon les valeurs moyennes d'étirements. Les muscles vaste médial et vaste latéral agissent principalement comme

extenseurs de genou, tandis que le groupe musculaire du gastrocnémien joue le rôle de fléchisseurs de genou. Quant au groupe des muscles du tibia, leur fonction principale est la dorsiflexion du pied.

Tableau 4.7 Fibres musculaires détectées par les huit capteurs EMG
VR : vaste latéral ; VM : vaste médial ; TB : tibia, G : gastrocnémien ;
R : droit ; L : gauche

JAMBES DROITE		JAMBES GAUCHE	
EMG1 (VLR)	vaste latéral	EMG5 (VLL)	vaste latéral
	tenseur fasciae latae		tenseur fasciae latae
EMG2 (VMR)	vaste médial	EMG6 (VML)	vaste médial
	vaste intermédiaire		vaste intermédiaire
	droit fémoral		droit fémoral
EMG3 (TBR)	tibia antérieur	EMG7 (TBL)	tibia antérieur
	long extenseur des orteils		long extenseur des orteils
	long extenseur de l'hallux		long extenseur de l'hallux
EMG4 (GR)	gastrocnémien latéral	EMG8 (GL)	gastrocnémien latéral
	gastrocnémien médial		gastrocnémien médial
	soléaire		soléaire

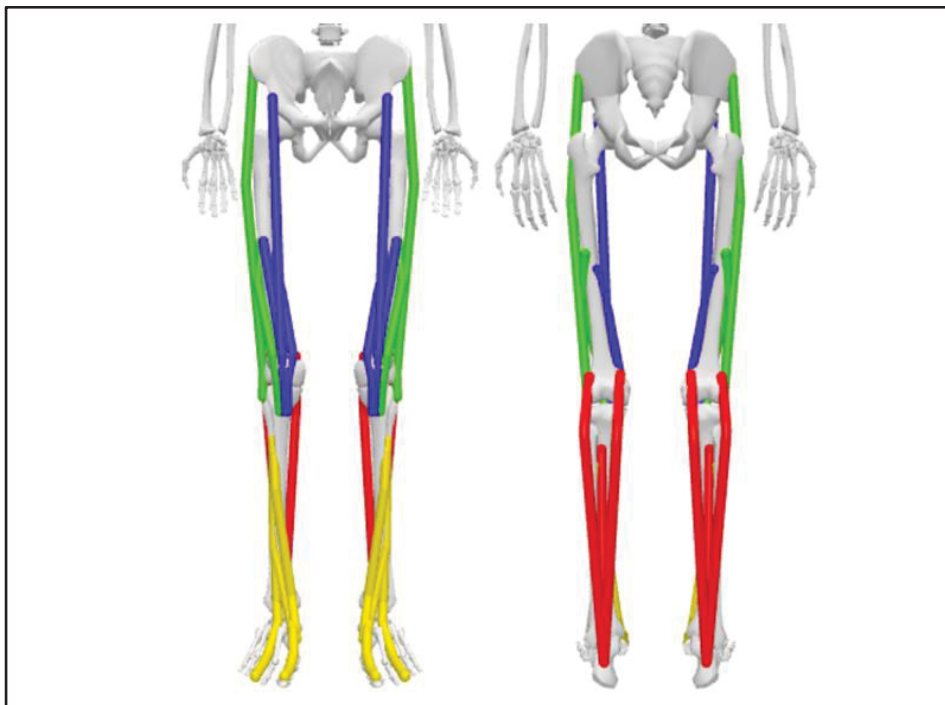


Figure 4.9 Visualisation des fibres musculaires sur le modèle FullBody

Après la mise en commun des données d'étirements avec les variations angulaires notamment, les forces de pression exercées au niveau des pédales ont été visualisées dans le cycle de pédalage, en fonction du mouvement de la jambe. Finalement, cette consolidation des données a permis de corrélérer les sollicitations musculaires aux forces de pression selon les mouvements articulaires. Ainsi, il a été possible de vérifier la constance et la reproductibilité des résultats des séances non-contrôlée, ainsi que la représentativité des résultats d'une seule prise de mesures pour l'ensemble des séances.

4.3.3 Les séances sous modalité contrôlée

Les séances sous modalité contrôlée suivent un plan factoriel 2 x 3 avec deux facteurs, chacun à plusieurs niveaux définis. Le facteur 1 sera identifié comme le facteur d'amplitude du pédalier et le facteur 2 sera identifié comme la vitesse de pédalage. Chaque patient participe à trois séances sur trois jours consécutifs, avec trois prises de mesures à chaque séance. Les analyses cinématiques utilisent les statistiques descriptives et l'ANOVA factorielle.

4.3.3.1 La cinématique : analyses descriptives

Les analyses cinématiques se sont penchées sur les mouvements articulaires de flexion du genou (Fg), de flexion de la hanche (Fh) et de l'adduction de la hanche (Ah) pour chaque jambe. Après avoir segmenté les données en cycles de jambe, l'ensemble des séances sous la modalité contrôlée a été consolidé pour obtenir une représentation des six mouvements articulaires dans un cycle de pédalage complet, selon les variables de résultat A et P. Cette approche visait à évaluer les variations provoquées par les paramètres de l'ergomètre sur ces deux variables, comparée aux variations identifiées pour les séances sous la modalité non-contrôlée.

Pour quantifier les effets des facteurs, des équations de régression ont été formulées selon la forme $y = mx + b$, permettant de visualiser l'impact des facteurs 1 et 2 sur les variables A et P. L'équation indique le taux de variation de la variable choisie pour chaque unité de variation du facteur de pédalage. Le facteur 1, avec ses deux niveaux de variation (37 mm et 111 mm),

correspond à un changement de 74 mm de rayon par unité. En revanche, le facteur 2, qui comporte trois niveaux de vitesse (faible, modéré et élevé), représente deux unités de changements de vitesse. En utilisant les équations de droites de régression, les effets des facteurs ont été quantifiés : plus la valeur absolue du coefficient de pente est élevée, plus l'effet est supposé important.

4.3.3.2 La cinématique : analyses de variance (ANOVA)

Pour déterminer les effets des changements de paramètres de l'ergomètre sur les données de cinématique, une analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs principaux a été réalisée, pour les deux variables de résultat A et P. Le Tableau 4.8 présente les moyennes pour toutes les combinaisons possibles, où chaque ligne correspond à un niveau différent de facteur d'amplitude et chaque colonne correspond à un niveau différent de facteur de vitesse. Toutes les prises de mesures avec la même amplitude et la même vitesse ont été regroupées, puis pour les 6 mouvements articulaires, la valeur moyenne de l'amplitude articulaire a été recueillie, ainsi que la valeur de pourcentage moyenne du maximum angulaires. Ces deux valeurs suivent respectivement les variables de résultat A et P. Ainsi, une moyenne μ représente la valeur moyenne des résultats de toutes les prises de mesures qui ont été effectuées sur l'ensemble des patients, avec la même amplitude et la même vitesse, en fonction d'une des deux variables de résultat, A ou P.

Afin de tenir compte des données provenant des 6 mouvements articulaires et des deux variables de résultat, 12 analyses de variance ont été effectuées.

Tableau 4.8 Moyennes des combinaisons possibles

	VITESSE 1	VITESSE 2	VITESSE 3	TOTAL
Amplitude 1	μ_{11}	μ_{12}	μ_{13}	$\mu_{1.}$
Amplitude 2	μ_{21}	μ_{22}	μ_{23}	$\mu_{2.}$
Total	$\mu_{.1}$	$\mu_{.2}$	$\mu_{.3}$	$\mu_{..}$

Avec des moyennes :

- μ_{11} : amplitude 1 (37 mm) et vitesse 1 (25 tr/min) ;
- μ_{12} : amplitude 1 (37 mm) et vitesse 2 (50 tr/min) ;
- μ_{13} : amplitude 1 (37 mm) et vitesse 3 (60 tr/min) ;
- μ_{21} : amplitude 2 (111 mm) et vitesse 1 (25 tr/min) ;
- μ_{22} : amplitude 2 (111 mm) et vitesse 2 (40 tr/min) ;
- μ_{23} : amplitude 2 (111 mm) et vitesse 3 (50 tr/min) ;

Et des moyennes marginales :

- $\mu_{1.}$: moyenne des résultats avec amplitude 1 ;
- $\mu_{2.}$: moyenne des résultats avec amplitude 2 ;
- $\mu_{.1}$: moyenne des résultats avec vitesse 1 ;
- $\mu_{.2}$: moyenne des résultats avec vitesse 2 ;
- $\mu_{.3}$: moyenne des résultats avec vitesse 3.

Le but était de découvrir deux choses. Premièrement, si l'amplitude du mouvement avait un effet significatif sur la cinématique. Secondement, si la vitesse du mouvement avait un effet significatif sur la cinématique. Dans ce cas, les hypothèses nulles et alternatives ont été exprimées en termes d'égalité des moyennes marginales.

H_{01} : les moyennes en ligne sont les mêmes et $\mu_{1.} = \mu_{2.}$

H_{02} : les moyennes en colonne sont les mêmes et $\mu_{.1} = \mu_{.2} = \mu_{.3}$

H_{11} : la moyenne d'une ligne est différente

H_{12} : la moyenne d'au moins une colonne est différente

Une fois que les hypothèses clés d'homogénéité, de normalité et de dépendance ont été vérifiées, une analyse de la cinématique a été réalisée à l'aide d'une ANOVA factorielle portant sur les six mouvements articulaires et les variables de résultat A et P. Cette analyse a permis de déterminer si les moyennes des résultats étaient significativement différentes selon les combinaisons de paramètres, indiquant ainsi si les facteurs 1 et 2 influençaient la cinématique des jambes. Le facteur patient a également été inclus pour explorer les interactions entre

l'amplitude, la vitesse et les caractéristiques individuelles des patients, afin de mieux comprendre leur impact sur les résultats de cinématique. Cette approche a également permis d'identifier les différentes interactions et leurs effets.

Dans le cas où les hypothèses initiales n'ont pas été respectées, la méthode alternative de l'ANOVA à tests non-paramétriques a été réalisée. Elle a permis d'éviter que les résultats soient biaisés ou faussés, conduisant à des conclusions incorrectes sur l'existence ou l'absence de différences significatives entre les groupes. L'ANOVA non-paramétrique a donc été utilisée en complément pour les mouvements articulaires ne respectant pas les hypothèses initiales.

4.3.3.3 Les étirements musculaires

Dans l'analyse des fibres musculaires lors des séances avec modalité contrôlée, 12 prises de mesures ont été étudiées, réparties équitablement entre mouvements de grande amplitude (111 mm) et mouvements de faible amplitude (37 mm), ainsi qu'entre différentes vitesses (25, 40, 50 et 60 tr/min). Cette analyse comparative a permis d'évaluer les étirements absolus et relatifs des fibres musculaires en fonction des paramètres de l'ergomètre. Initialement, les fibres musculaires les plus étirées lors des séances sous modalité contrôlée ont été sélectionnées en se basant sur la fréquence des valeurs d'étirement observées parmi les 12 prises de mesures. Deux variables de résultat ont été utilisées : l'étirement absolu (E_a) et l'étirement relatif (E_r). Ensuite, une analyse par régression a été réalisée pour étudier les effets des variations des paramètres sur les étirements des fibres musculaires. Les équations de droite avec les plus grands et plus petits coefficients de pente ont été examinées pour comprendre l'impact des facteurs d'amplitude du pédalier (facteur 1) et de la vitesse de pédalage (facteur 2) sur E_a et E_r .

En parallèle, une analyse de variance a été effectuée pour chaque fibre musculaire, en tenant compte des deux variables de résultat. L'objectif était de déterminer l'impact des facteurs 1 et 2 et de leur interaction sur les étirements musculaires. De la même manière que l'ANOVA réalisée sur les données cinématiques articulaires (*Voir* 4.3.3.2), des moyennes μ sont posées de façon à représenter les 6 combinaisons de facteurs possible (*Voir* Tableau 4.8). Une moyenne μ représente ici la valeur moyenne des résultats de toutes les prises de mesures qui

ont été effectuées sur l'ensemble des patients, avec la même amplitude et la même vitesse, en fonction d'une des deux variables de résultat, E_a ou E_r . Les moyennes ont été utilisées pour représenter les différentes combinaisons de facteurs, permettant ainsi de tester les hypothèses nulles et alternatives concernant l'égalité des moyennes marginales :

H_{01} : l'amplitude du pédalier n'a pas d'effet significatif et $\mu_{1.} = \mu_{2.}$

H_{02} : la vitesse de pédalage n'a pas d'effet significatif et $\mu_{.1} = \mu_{.2} = \mu_{.3}$

H_{11} : l'amplitude du pédalier a un effet significatif

H_{12} : la vitesse de pédalage a un effet significatif

Une fois que les hypothèses clés d'homogénéité, de normalité et de dépendance ont été vérifiées, l'analyse des étirements des fibres a été effectuée à l'aide d'une ANOVA factorielle, pour les deux variables de résultat. Cette approche vise à fournir des informations approfondies sur la manière dont les fibres musculaires réagissent aux changements de paramètres de l'ergomètre. En comprenant l'impact de l'un et l'autre des deux facteurs sur les données d'étirement, il a été possible d'identifier la configuration offrant le plus d'étirement musculaire.

4.3.3.4 Mise en commun de la biomécanique

À la suite des analyses sous modalité contrôlée, l'objectif était d'évaluer l'impact des paramètres de vitesse et d'amplitude du pédalier sur la biomécanique des jambes des patients médullaires. Seuls les résultats issus du modèle OpenSim, comprenant les données de cinématiques articulaires et les étirements des fibres musculaires, ont été évalués. Ils ont été regroupés pour une analyse de régression visant à étudier la relation entre les étirements musculaires et les angles articulaires. Contrairement aux séances non-contrôlées, les intervalles de valeurs d'angles articulaires étaient plus étendus, couvrant ainsi une plus grande partie des mouvements complets des jambes. Une différence dans les équations pouvait donc être observée. En suivant la même méthodologie que pour les séances non-contrôlées (*Voir* 4.3.2.6), l'impact individuel des facteurs d'amplitude et de vitesse du pédalier a été étudié sur

cinq groupes de fibres musculaires, représentant les fléchisseurs, extenseurs et adducteurs des hanches, ainsi que les fléchisseurs et extenseurs des genoux. Les pics d'étirements des groupes musculaires ont été identifiés visuellement lors du mouvement complet de pédalage, suivant les mouvements de flexion des hanches et des genoux.

Une dernière analyse par régression a été effectuée pour étudier les étirements des patients individuellement. Cette analyse portait sur les mouvements articulaires issus des 12 prises de mesures sélectionnées. Pour chaque patient, quatre équations de régression linéaire ont été identifiées, décrivant les relations entre l'amplitude de pédalier et les étirements moyens absolus et relatifs, ainsi qu'entre la vitesse de pédalage et ces mêmes étirements moyens. En examinant les coefficients de pente des équations, il sera possible de déterminer si les étirements musculaires des patients suivent la tendance générale des données ou s'ils présentent des relations spécifiques avec l'amplitude ou la vitesse du pédalier.

En combinant ces résultats avec les effets des facteurs 1 et 2 sur la cinématique articulaire, il sera possible d'identifier les conditions idéales de séance pour chaque patient, permettant d'atteindre des étirements musculaires optimaux.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS DE L'ÉTUDE SUR PATIENTS MÉDULLAIRES

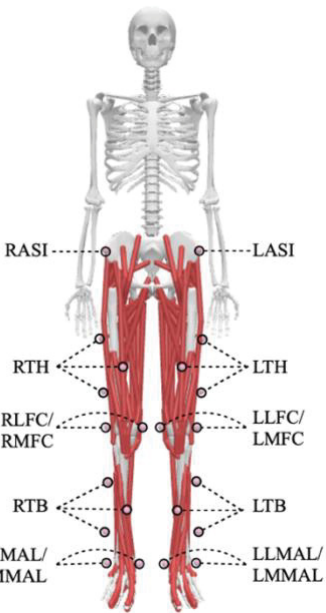
Le chapitre présente les résultats de l'étude sur les patients médullaires, incluant les choix finaux des emplacements de matériel et les résultats obtenus à partir des données de stimulations biomécaniques collectées pendant les séances de vélo au lit. Toutes les données ont été analysées selon les méthodologies décrites au Chapitre 4, en utilisant le modèle musculosquelettique FullBody d'OpenSim, qui a été validé dans le Chapitre 3.

5.1 Patients, Séances & Matériel

5.1.1 Matériel et placement

Pour la séance de vélo, plusieurs éléments ont été utilisés, notamment l'ergomètre APT-5, la caméra V120 Trio, 8 capteurs EMG, 2 semelles de pression et des marqueurs réfléchissants. Le positionnement et les caractéristiques de ces éléments ont été expliqués en détail dans la section 4.1.1. Concernant les marqueurs réfléchissants, leur placement a été étudié pour reproduire correctement la cinématique du mouvement. Une analyse a été réalisée pour déterminer le nombre minimum de marqueurs nécessaires sans altérer significativement la précision, avec un seuil de signification fixé à $1,4^\circ$ (Voir 3.2.3). Cette étude a utilisé 10 configurations différentes, comme expliqué à la section 4.1.1.2, avec une variation du nombre de marqueurs et l'utilisation de corps rigides sur les hanches dans certaines configurations pour comparer leur importance dans la précision du suivi cinématique (Tableau 5.1). Les 10 configurations fonctionnaient par paire (1-6, 2-7, etc.), avec la première qui comprenait un maximum de marqueurs au niveau des jambes ($N = 20$), et la cinquième qui n'en n'avait plus que 2.

Tableau 5.1 Configurations des marqueurs et corps rigide (CR) pour l'étude des amplitudes
P : présence du marqueur ; A : absence du marqueur

Modèle FullBody	Marqueurs	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	CRR	P	P	P	A	P	A	A	A	A	A
	CRL	P	P	P	A	P	A	A	A	A	A
	RASI	A	A	A	A	A	P	P	P	A	P
	LASI	A	A	A	A	A	P	P	P	A	P
	R/LTH1	P	A	A	A	A	P	A	A	A	A
	R/LTH2	P	P	P	P	A	P	P	P	P	A
	R/LTH3	P	P	A	A	A	P	P	A	A	A
	R/LLFC	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
	R/LMFC	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
	R/LTB1	P	A	A	A	A	P	A	A	A	A
	R/LTB2	P	P	P	P	A	P	P	P	P	A
	R/LTB3	P	P	A	A	A	P	P	A	A	A
R/LLMAL	P	A	A	A	A	P	A	A	A	A	
R/LMMAL	P	A	A	A	A	P	A	A	A	A	

L'étude a analysé les amplitudes articulaires des mouvements Fg, Fh et Ah des deux jambes, pendant des prises de mesures en mouvement. Les configurations 2, 3, 4 et 5 ont été comparées à la configuration 1, tandis que les configurations 7, 8, 9 et 10 ont été comparées à la configuration 6. Les valeurs d'amplitude moyenne ont été recueillies pour chaque configuration après une cinématique inverse dans OpenSim.

Le Tableau 5.2 présente les différences d'amplitudes entre les configurations, avec des cases colorées indiquant les valeurs inférieures à $1,4^\circ$ en vert, celles entre $1,4^\circ$ et $2,8^\circ$ en orange (seuil multiplié par 2), et les valeurs excessivement grandes en couleur foncée. La moyenne des différences de chaque configuration est également répertoriée dans le tableau. Les résultats ont conduit à exclure les deux dernières paires de configurations, à savoir les configurations 4-9 et 5-10, car le manque de marqueurs a entraîné des résultats cinématiques très éloignés des configurations idéales. Les configurations 4 et 9, sans marqueurs au niveau du bassin, ont montré des modèles peu réalistes, soulignant ainsi l'importance des marqueurs autour des hanches. Pour les configurations 3, 7 et 8, une seule différence angulaire dépasse le seuil fixé

à 1,4°, et pour la configuration 2, toutes les différences sont inférieures. Cependant, en moyenne, ces configurations présentent toutes des différences inférieures à 1,4°, les rendant adaptées pour le placement final des marqueurs sur les patients.

Tableau 5.2 Différences angulaires selon les configurations de placement de marqueurs
Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

Mouvements	CONFIGURATIONS (°)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Fg droite	48,0	0,9	0,4	1,2	47,5	45,3	1,0	0,0	1,0	45,1
Fg gauche	50,6	0,0	0,1	2,8	50,1	46,3	0,1	0,8	7,8	2,8
Fh droite	32,2	0,3	1,1	79,6	0,3	31,8	1,3	1,8	23,0	6,5
Fh gauche	31,5	0,2	2,0	101,5	0,8	34,8	2,0	2,6	5,0	8,1
Ah droite	2,4	0,0	0,1	10,9	0,2	3,1	0,8	1,3	17,8	0,4
Ah gauche	2,6	0,1	0,1	11,9	0,3	3,7	1,1	1,4	9,3	1,8
Moyennes		0,3	0,6	34,7	16,5		1,1	1,3	10,6	10,8

Pour choisir entre une configuration avec CR ou sans CR, une représentation graphique sous forme de boîtes à moustache est présentée Figure 5.1. Ce graphique montre que les variations sont moindres lorsque les corps rigides sont positionnés au niveau des hanches, ce qui influence positivement la reproduction de la cinématique articulaire par le modèle FullBody.

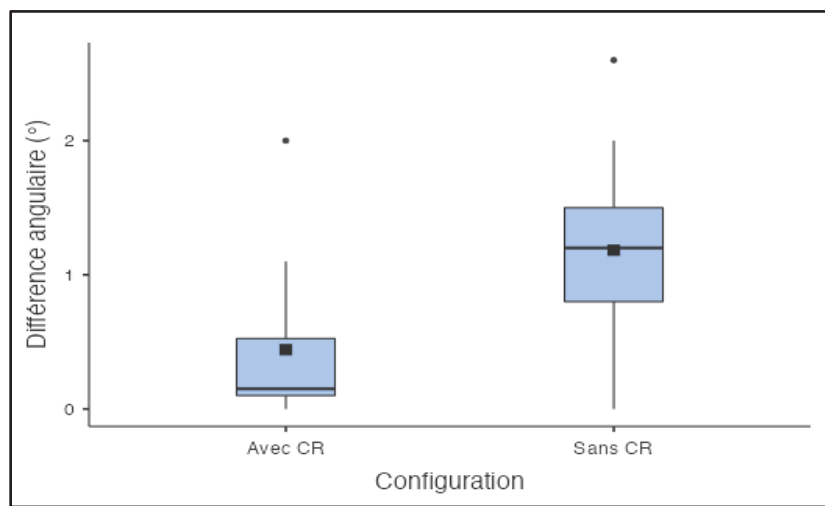


Figure 5.1 Représentation graphique des différences angulaires selon les configurations avec et sans CR

Le choix final du placement des marqueurs s'est opéré entre la configuration 2 et 3, toutes deux offrant une reproduction cinématique acceptable. Étant donné l'objectif initial de minimiser le nombre de marqueurs sur le patient, la configuration 3 a été sélectionnée pour l'étude biomécanique. Cette configuration inclut deux corps rigides autour des hanches, ainsi qu'un marqueur au centre des cuisses, un au centre des tibias, et deux autour de chaque genou, totalisant 8 marqueurs et 2 corps rigides placés sur le patient.

5.1.2 Résumé des séances réalisées

Au total, 4 patients homme ont participé à l'étude sur la mécanique des jambes, ayant une taille de $175,5 \pm 11,4$ cm et une masse corporelle de $82,2 \pm 10$ kg. Le Tableau 5.3 présente leurs caractéristiques générales et morphologiques, avec les dimensions des différents segments corporels.

Tableau 5.3 Données générales et morphologiques des participants médullaires

VARIABLES	PATIENT 1	PATIENT 2	PATIENT 3	PATIENT 4
Age (année)	25	34	49	52
Masse (kg)	68,04	82,5	90,7	87,62
ASIA	A	A	C	A
Taille totale (cm)	163	189	180	170
Longueur des jambes (cm)	84	94	90	86
Largeur du pelvis (cm)	34	32	37	35
Longueur du buste (cm)	73	88	83	78
Largeur des épaules (cm)	42	41	40	37

Parmi les 4 patients, 3 d'entre eux ont accompli les 14 séances planifiées pendant leur séjour à l'hôpital du Sacré-Cœur, tandis que le patient numéro 3 n'a réalisé que les 8 premières en raison de son transfert en centre de réadaptation au 9^e jour. Par conséquent, seulement 5 sessions spécifiques sont enregistrées pour lui, 3 avec modalité non-contrôlée et 2 avec modalité contrôlée. Cela signifie que l'évaluation de la répétabilité de l'étude n'a pu être effectuée que pour les 3 patients ayant terminé l'intégralité des 6 sessions spécifiques à l'étude biomécanique.

Concernant le critère de vitesse, tous les patients ont respecté le choix d'utiliser les niveaux à 25, 40 et 50 tr/min pour les séances avec grande amplitude et 25, 50 et 60 tr/min pour celles avec petite amplitude. Pour le critère d'amplitude à présent, les niveaux initialement choisies (111 mm pour la grande amplitude et 37 mm pour la petite) ont été respectés par trois patients. Le dernier a réalisé une séance avec une amplitude de 74 mm de rayon à la place de l'amplitude de 111 mm, étant trop inconfortable pour lui. Pour rappel, dans une même séance, 3 prises de mesure en mouvement ont été faites, avec une vitesse différente dans le cas des séances avec modalité contrôlée. La biomécanique du mouvement a été étudiée pour les 23 séances, 12 pour la modalité non-contrôlée et 11 pour la modalité contrôlée.

5.2 Analyses des données biomécaniques

Cette partie du rapport commence par présenter les résultats des analyses des données des 12 séances non-contrôlées, en détaillant la cinématique, les stimulations électriques et les forces de pression. Ensuite, elle aborde les résultats de l'analyse des 11 séances contrôlées, en mettant l'accent sur les données cinématiques recueillies dans OpenSim, avec les mesures d'amplitudes articulaires et les étirements des fibres musculaires.

Après avoir collecté et traité les données biomécaniques pour les 23 séances spécifiques (*Voir 4.2*), il a été constaté que le nombre de cycles de jambe détecté par prise de mesure était en moyenne de $8,9 \pm 2,1$ cycles, avec une médiane de 10 cycles.

5.2.1 Résultats des séances sous modalité non-contrôlée

5.2.1.1 La cinématique : analyses descriptives

Les variations angulaires des 6 mouvements étudiés sont représentées dans la Figure 5.2, prenant en compte les 3 séances des 4 sujets en fonction du cycle de pédalage (*Voir 4.3.2.1*). Un maximum angulaire représente la flexion du mouvement. Cela implique ici que le genou gauche est fléchi en début et fin du cycle de pédalage, et est en extension maximale aux alentours de 48% du cycle de pédalage identifié.

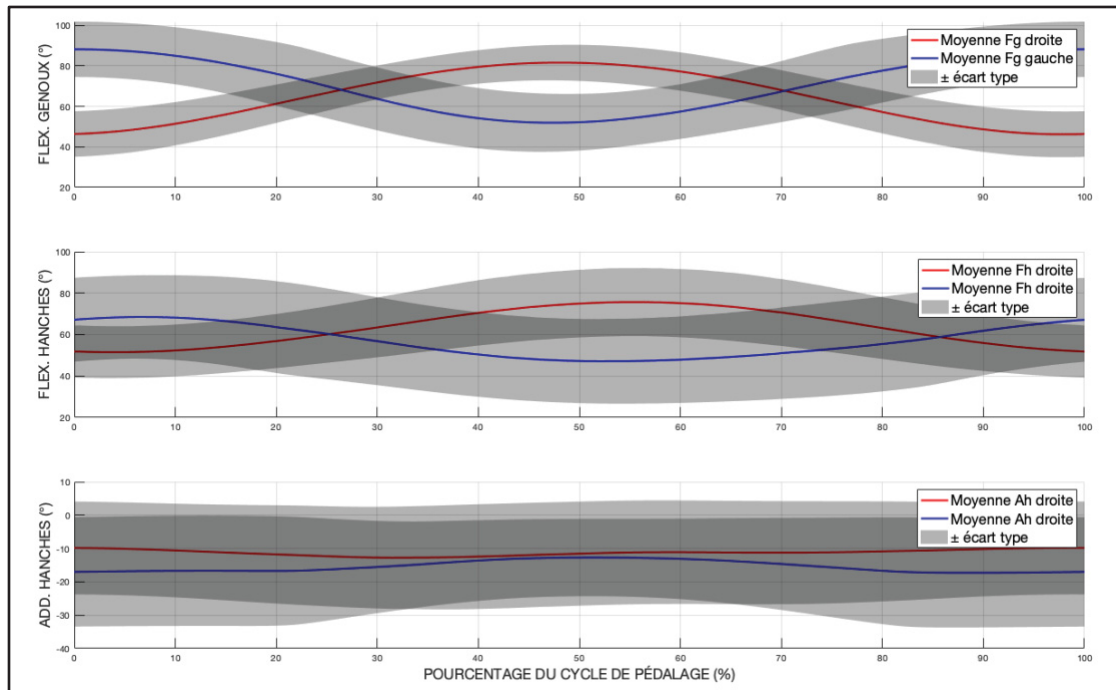


Figure 5.2 Cinématique articulaire des genoux et des hanches en fonction du cycle de pédalage, Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

Les premières observations montrent une synchronisation cohérente dans la symétrie du mouvement, bien qu'il soit plus difficile à discerner pour le mouvement Ah. La dispersion des données révèle des variations angulaires de plus de $\pm 10^\circ$ à chaque pourcentage du cycle pour tous les mouvements articulaires.

L'analyse des variations articulaires a ensuite été réalisée selon les deux variables de résultat A et P (Voir 4.3.2.1). La Figure 5.3 présente la dispersion des données cinématiques des 12 séances pour la variable de résultat A. Après une analyse statistique réalisée à l'aide de Jamovi, l'amplitude moyenne de la flexion des genoux est de $35,95 \pm 6,05^\circ$, celle de la flexion des hanches est de $23,45 \pm 6,13^\circ$ et celle de l'adduction des hanches est de $5,78 \pm 4,05^\circ$. La Figure 5.4 présente la dispersion des données cinématiques des 12 séances pour la variable de résultat P. À titre de rappel, pour le mouvement de flexion du genou gauche, c'est la valeur d'apparition du pic minimum qui est détecté. Il est constaté que les valeurs d'apparitions des pics angulaires pour les mouvements Fg sont presque équivalentes, se situant en moyenne à $47,65 \pm 2,42\%$ du cycle. Pour les mouvements Fh, les valeurs de pourcentages sont également très

concentrées, avec une dispersion moyenne de 2 %. Cependant, une très grande dispersion est observée pour les mouvements Ah, avec une moyenne de l'écart-type à 27,7 %, couvrant ainsi un intervalle très étendu du cycle complet de jambe.

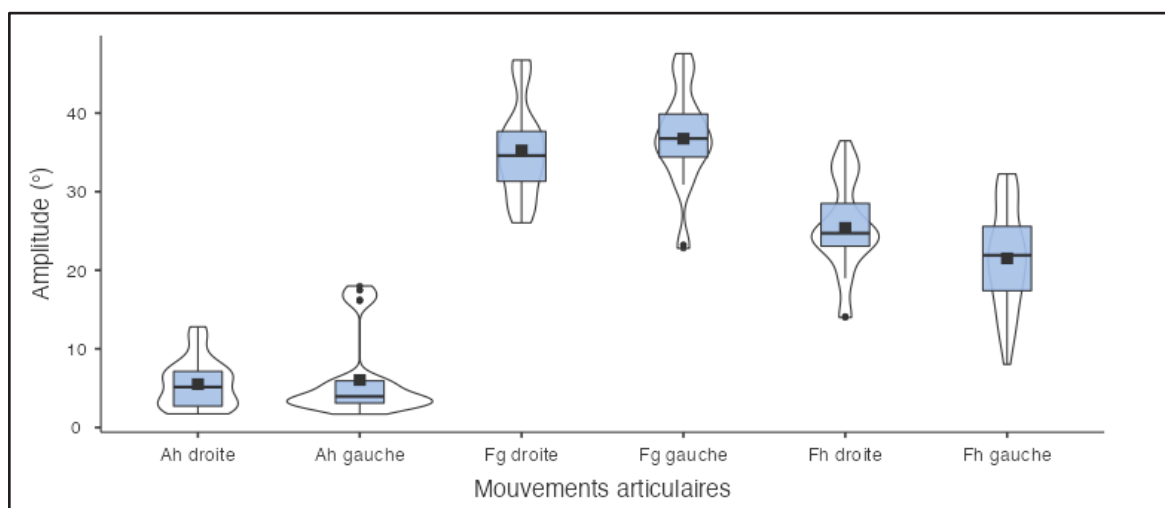


Figure 5.3 Dispersion des données cinématiques des séances non-contrôlées : variable de résultat A, Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

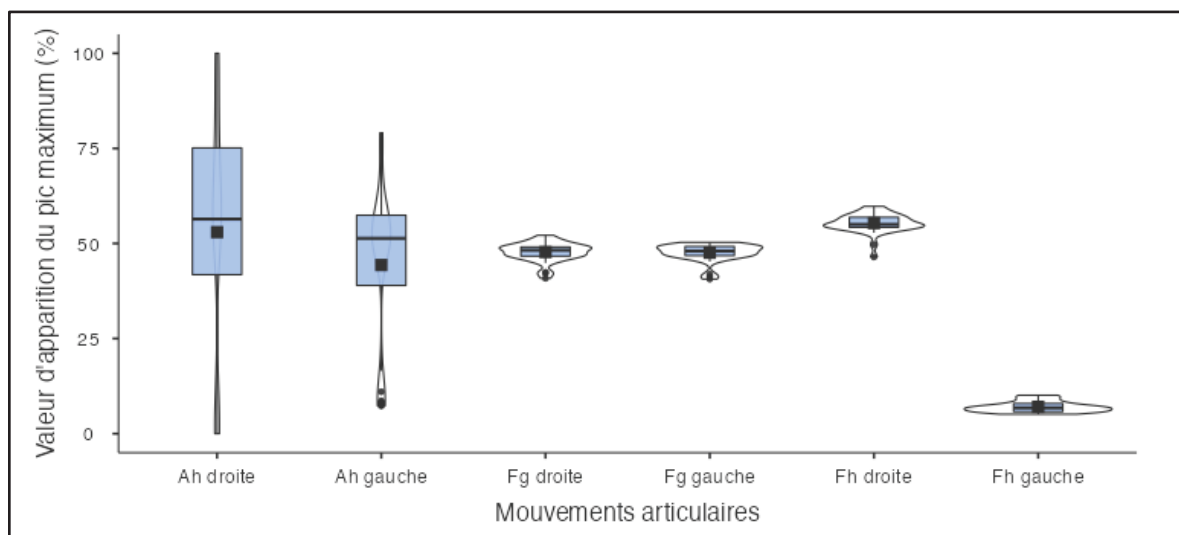


Figure 5.4 Dispersion des données cinématiques des séances non-contrôlées : variable de résultat P, Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

La nouvelle visualisation confirme la symétrie des mouvements pour les flexions des genoux et des hanches, avec environ 50 % du cycle de pédalage entre les moyennes des mouvements

de chaque jambe. En revanche, pour les adductions des hanches, la dispersion des données rend difficile toute conclusion sur leur symétrie, car elle couvre une grande partie du cycle. Les moyennes de ces deux mouvements montrent qu'ils ne présentent pas de symétrie marquée entre les jambes, étant séparées d'environ 10 % du cycle.

5.2.1.2 La cinématique : analyses de variance (ANOVA)

L'ANOVA à un facteur permet ici de déterminer si les données cinématiques recueillies pendant les séances sans contrôle des paramètres sont reproductibles. Deux échelles ont été évaluées, selon les prises de mesures et selon les séances, suivant les deux variables de résultat A et P (*Voir 4.3.2.2*).

L'analyse de variance en fonction des prises de mesures :

L'analyse de variance (ANOVA) a été effectuée sur 12 échantillons correspondant aux 12 séances, avec 36 prises de mesures réparties en 3 groupes de temps (début, milieu, fin de séance) (*Voir 4.3.2.2*). L'hypothèse nulle $H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \mu_3$ stipule que les valeurs moyennes μ sont égales pour l'ensemble des prises de mesures.

Les deux conditions de normalité et d'homogénéité étaient satisfaites ($p > 0,05$) pour l'ensemble des données de cinématique suivant les deux variables de résultat A et P. Les ANOVA à mesures répétées ont ainsi été réalisées pour chacun des 6 mouvements articulaires. Les résultats sont présentés dans les Tableau 5.4 et Tableau 5.5, respectivement suivant la variable A et P. Les valeurs de sphéricité sont identifiées, condition préalable à l'analyse pour déterminer si des corrections sont nécessaires. Certains cas nécessitaient l'application de la correction de Greenhouse-Geisser epsilon (GG_ϵ). Pour chaque mouvement, les résultats de l'ANOVA confirment que l'hypothèse nulle n'est pas rejetée, avec des valeurs de η^2 partiel et des statistiques F indiquant un effet faible du facteur temps (début, milieu, fin de séance) sur les mouvements articulaires, renforçant ainsi la probabilité de l'hypothèse nulle par rapport à l'alternative supposant des différences significatives.

Tableau 5.4 Résultats d'ANOVA à mesures répétées suivant la variable de résultat A
Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

RÉSULTATS	Fg droite	Fg gauche	Fh droite	Fh gauche	Ah droite	Ah gauche
p-value	0,821	0,976	0,387	0,248	0,428	0,798
F	0,0941	0,0242	0,993	1,49	0,882	0,127
η^2 partiel	0,008	0,002	0,083	0,119	0,074	0,011
Sphéricité	0,013	0,277	0,947	0,7	0,318	0,035
Correction	GG _e	Aucune	Aucune	Aucune	Aucune	GG _e

Tableau 5.5 Résultats d'ANOVA à mesures répétées suivant la variable de résultat P
Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

RÉSULTATS	Fg droite	Fg gauche	Fh droite	Fh gauche	Ah droite	Ah gauche
p-value	0,906	0,44	0,899	0,8	0,943	0,137
F	0,099	0,851	0,0391	0,225	0,00541	2,45
η^2 partiel	0,009	0,072	0,004	0,02	0	0,182
Sphéricité	0,281	0,417	0,019	0,142	<.001	0,01
Correction	Aucune	Aucune	GG _e	Aucune	GG _e	GG _e

L'analyse de variance des séances :

L'ANOVA réalisée pour cette seconde analyse implique $N_2 = 4$ échantillons représentant les 4 patients, avec $G_2 = 3$ pour identifier les 3 séances suivant la même modalité. L'hypothèse nulle $H_{02} : \mu_1^1 = \mu_1^2 = \mu_1^3$ stipule que les valeurs moyennes μ sont égales pour l'ensemble des séances (Voir 4.3.2.2).

Les conditions de normalité et d'homogénéité ont été satisfaites pour toutes les données cinématiques selon les variables A et P. Les ANOVA à mesures répétées ont ainsi été réalisées pour chacun des 6 mouvements articulaires. Les résultats de l'ANOVA montrent des p-values supérieures à 0,05 et des valeurs de η^2 partiel proches de 0 pour les deux variables de résultat, avec des statistiques F faibles pour tous les mouvements articulaires. Cela suggère ici encore que l'hypothèse nulle ne peut être rejetée et que les différences observées ne sont pas significatives.

Tableau 5.6 Résultats d'ANOVA à mesures répétées suivant la variable de résultat A
Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

RÉSULTATS	Fg droite	Fg gauche	Fh droite	Fh gauche	Ah droite	Ah gauche
p-value	0,557	0,981	0,518	0,642	0,157	0,592
F	0,645	0,0197	0,737	0,478	2,56	0,592
η^2 partiel	0,177	0,007	0,197	0,138	0,46	0,165
Sphéricité	0,516	0,817	0,484	0,341	0,482	0,159
Correction	Aucune	Aucune	Aucune	Aucune	Aucune	Aucune

Tableau 5.7 Résultats d'ANOVA à mesures répétées suivant la variable de résultat P
Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

RÉSULTATS	Fg droite	Fg gauche	Fh droite	Fh gauche	Ah droite	Ah gauche
p-value	0,693	0,817	0,49	0,677	0,823	0,421
F	0,39	0,209	0,616	0,217	0,201	1
η^2 partiel	0,115	0,065	0,17	0,067	0,063	0,25
Sphéricité	0,406	0,134	0,006	0,036	0,557	0,937
Correction	Aucune	Aucune	GG _c	GG _c	Aucune	Aucune

Les deux analyses de variance (ANOVA) ont été utilisées pour évaluer la reproductibilité des données cinématiques collectées lors de séances sans contrôle des paramètres, à deux niveaux d'échelle : les prises de mesures et les séances. Les résultats suggèrent une cohérence et une reproductibilité des données cinématiques collectées, avec peu ou pas de variations significatives entre les différents groupes.

5.2.1.3 Les étirements musculaires

Les étirements absolus et relatifs des fibres musculaires ont été calculés pour les trois mouvements articulaires par jambe, avec une codification couleur du vert au rouge. Les fibres musculaires affichant des valeurs vertes ont été considérées comme moins étirées, tandis que celles en rouge indiquent un étirement plus important (**Error! Reference source not found.**). Cette analyse initiale a identifié les valeurs extrêmes d'étirement, qui ont été comparées par la suite aux données des séances d'exercice des sujets médullaires. La Figure 5.5 illustre l'évolution de la longueur des fibres musculaires pendant le mouvement complet de flexion du

genou (0 à 120°), montrant à quel moment elles sont principalement étirées sur un cycle présenté en pourcentage (0 à 100%). Il apparaît que les maximums d'étirement interviennent soit lors de la flexion complète, soit lors de l'extension complète.

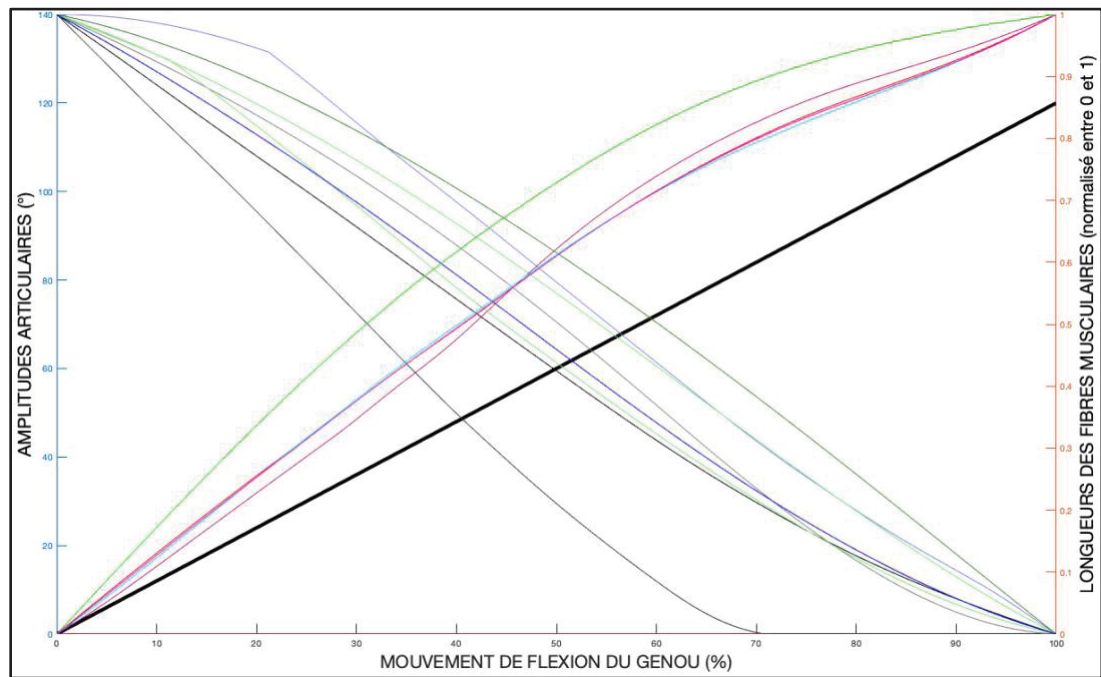


Figure 5.5 Évolution de la longueur des fibres musculaires dans le cycle complet de la flexion du genou, courbe noire : valeur angulaire de flexion, associée à l'axe de gauche ; courbes colorées associées à l'axe de droite

Une analyse des valeurs d'étirement musculaire lors des séances de vélo a été effectuée sur 10 prises de mesures aléatoires parmi les séances non contrôlées (Voir 4.3.2.4). Étant donné la similitude des amplitudes entre les jambes droite et gauche, seules les fibres de la jambe droite ont été considérées, totalisant 31 fibres. Les étirements absolus et relatifs ont été évalués pour chaque prise de mesure afin de classer les moyennes par ordre décroissant. Les valeurs élevées de couleur rouge, orange et jaune ont été interprétées comme des étirements importants, tandis que les nuances de vert représentaient des étirements moindres. Parmi les 31 fibres de la jambe droite, 16 présentaient des moyennes d'étirement absolu et relatif élevées, allant respectivement de 1,12 à 5,11 cm et de 11,06 à 54,24 %. En examinant la fréquence des étirements, il a été constaté que sur les 10 prises de mesures, les mêmes fibres musculaires

étaient majoritairement étirées : 10 fibres étaient régulièrement parmi les 16 les plus sollicitées pour l'étirement absolu, et 9 fibres apparaissaient constamment pour l'étirement relatif. Ces résultats suggèrent que les fibres musculaires les plus sollicitées restent constantes dans le temps, représentant en moyenne 90% des fibres pour l'étirement absolu et 88% pour l'étirement relatif.

5.2.1.4 Les stimulations électriques

Une première analyse des résultats de stimulations électriques a été effectuée sur les 8 signaux EMG placés sur les jambes des patients. Malgré l'application de différents filtres, la plupart des prises de mesures présentaient un bruit de fond excessif, rendant difficile l'identification des activations électriques et l'interprétation des données. Pour rechercher d'éventuelles répétitions dans les pics d'amplitudes des signaux, une analyse a été réalisée sur les données des 12 séances de la modalité non-contrôlée. Les valeurs de pourcentage des pics minimum et maximum de chaque capteur EMG ont été collectées. Les résultats montrent que les valeurs de pourcentage des pics pour chaque EMG s'étendent sur presque tout le cycle de pédalage, sans présenter de tendances significatives (Figure 5.6). Aucune répétabilité n'a été observée en considérant l'ensemble du cycle (100%).

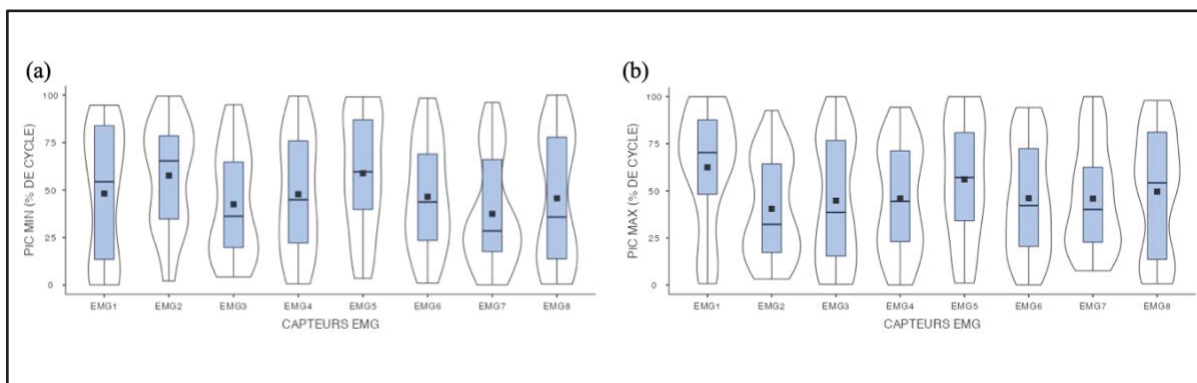


Figure 5.6 Dispersion des valeurs de pourcentages des pics d'amplitude selon le signal EMG
(a) : selon les pics minimums ; (b) : selon les pics maximums

Le cycle de pédalage a été segmenté afin de recueillir des données pour deux parties distinctes du cycle : la première allant de 0 à 50%, et la seconde de 50 à 100% (Voir 4.3.2.4). La variabilité des valeurs de pourcentage des pics minimums est illustrée dans la Figure 5.7. Encore une fois, les 8 signaux EMG ne présentent aucune tendance discernable suggérant une répétabilité des données, que ce soit pour la première partie du cycle (Figure 5.7 (a)) ou pour la seconde (Figure 5.7 (b)). Bien que quelques arrondis soient visibles dans les représentations en violon, les intervalles de valeurs de pourcentage sont largement répartis sur l'ensemble des deux parties de cycle, sans qu'aucune densité significative ne se manifeste à des endroits spécifiques. Ces mêmes grands intervalles ont été observées pour les valeurs de pourcentage des pics maximums.

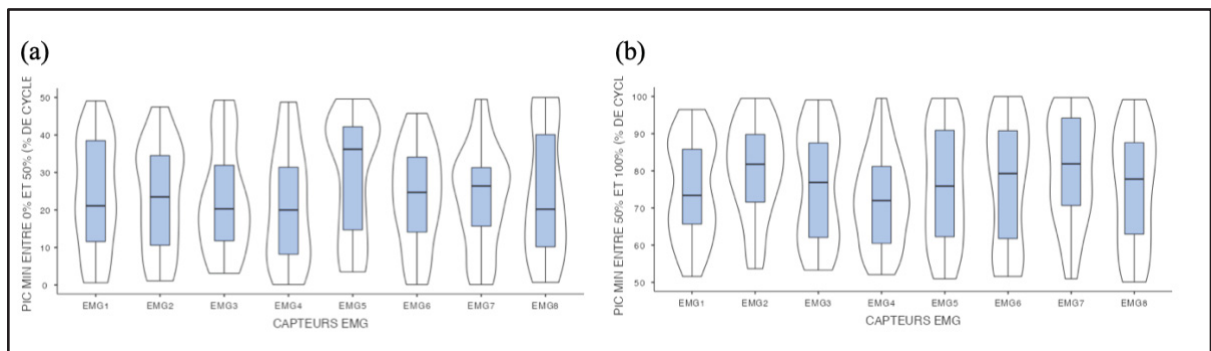


Figure 5.7 Dispersions des valeurs de pourcentage de pics minimums selon l'EMG
(a) : cycle allant de 0 à 50% ; (b) : cycle allant de 50 à 100%

Finalement, le découpage du cycle n'a pas amélioré la visibilité des récurrences et cohérences dans les pics d'amplitude des signaux EMG. Les résultats de stimulations électriques n'indiquent aucune répétition particulière parmi les différentes prises de mesures. Les analyses n'ont pas été poussées davantage, semblant impossible à interpréter.

5.2.1.5 Les forces de pression

Une première analyse des résultats de forces, provenant des 5 zones de pression de chaque semelle, a été réalisée. La plupart des prises de mesures ne présentait peu voire pas de fluctuations dans les courbes de résultats, rendant l'interprétation des données de pression

complexe. Deux analyses ont été effectuées, d'abord sur les zones totales des semelles, puis sur les 8 zones de pression uniques, en identifiant les pics minimum et maximum dans le cycle de pédalage (*Voir 4.3.2.5*).

Les moyennes et écarts-types des pourcentages de pics ont été recueillis pour les 12 séances menées sous la modalité non-contrôlée. La semelle droite présente un pic minimum de pression en moyenne à 57,8% du cycle de pédalage, avec une dispersion des données de $\pm 35,7\%$. En ce qui concerne le pic maximum, la valeur moyenne est observée à 46,8% du cycle, avec une dispersion de $\pm 35,3\%$. Pour la semelle gauche, le pic minimum moyen se situe à $51,7 \pm 30,3\%$ du cycle de pédalage, et le pic maximum moyen à $55,5 \pm 34,6\%$. Les intervalles identifiés sont très larges, sans répétition évidente des forces de pression entre les prises de mesures. Pour les valeurs de pression, la semelle droite supporte en moyenne au maximum $10,6 \pm 15 \%$ de la force totale appliquée lors de la calibration, tandis que la semelle gauche en supporte $6,4 \pm 7,9 \%$. Ces résultats correspondent à une pression de 4874 kPa pour la semelle droite et de 2943 kPa pour la semelle gauche, indiquant que les forces exercées sur les pédales sont principalement générées par la jambe droite.

Concernant à présent le détail des zones de pression : médiales (MED), talons (TAL), orthèses (ORT), métatarses (MET), la Figure 5.8 représente les intervalles de résultats de l'ensemble des valeurs de pourcentages, selon les pics minimums (a) et les pics maximums (b). Les intervalles d'apparition des valeurs de pics s'étendent pour la plupart des zones de pression de 0 à 100% du cycle de pédalage. Aucune répétabilité n'est retrouvée en prenant en considération l'ensemble du cycle (100%).

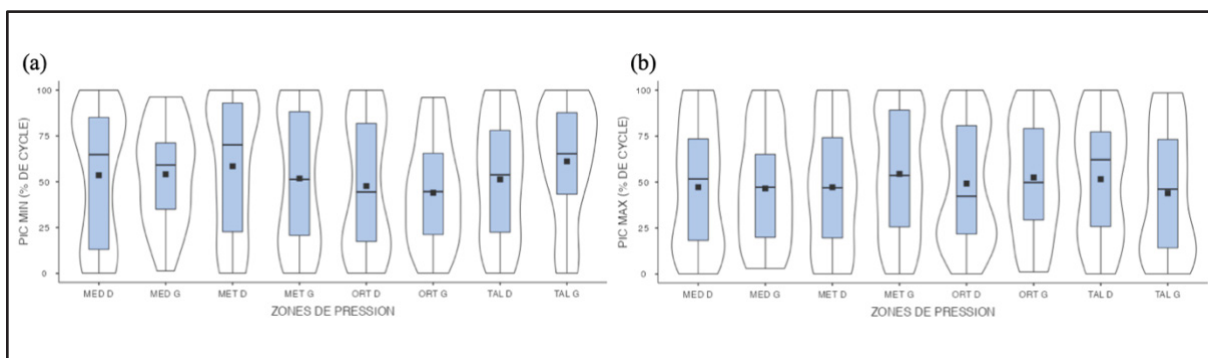


Figure 5.8 Dispersions des valeurs de pourcentage de pics minimums selon la zone de pression, (a) : pics minimums ; (b) : pics maximums

Sur l'ensemble des prises de mesures, douze ont été sélectionnées pour leur meilleur potentiel de traitement (*Voir* 4.3.2.5), où deux proviennent du patient 1, une du patient 2, sept du patient 3 et deux du patient 4. Sept zones sur les 8 ont pu être traitées de manière plus spécifique, en identifiant cette fois-ci seulement les valeurs de pourcentage des pics maximums, sur le début du cycle de pédalage (0 à 50%), puis sur la fin du cycle de pédalage (50-100%). Ceci a permis de visualiser (Figure 5.9) les variabilités des pics de forces exercés sur les différentes zones de pression sur l'ensemble du mouvement de jambe.

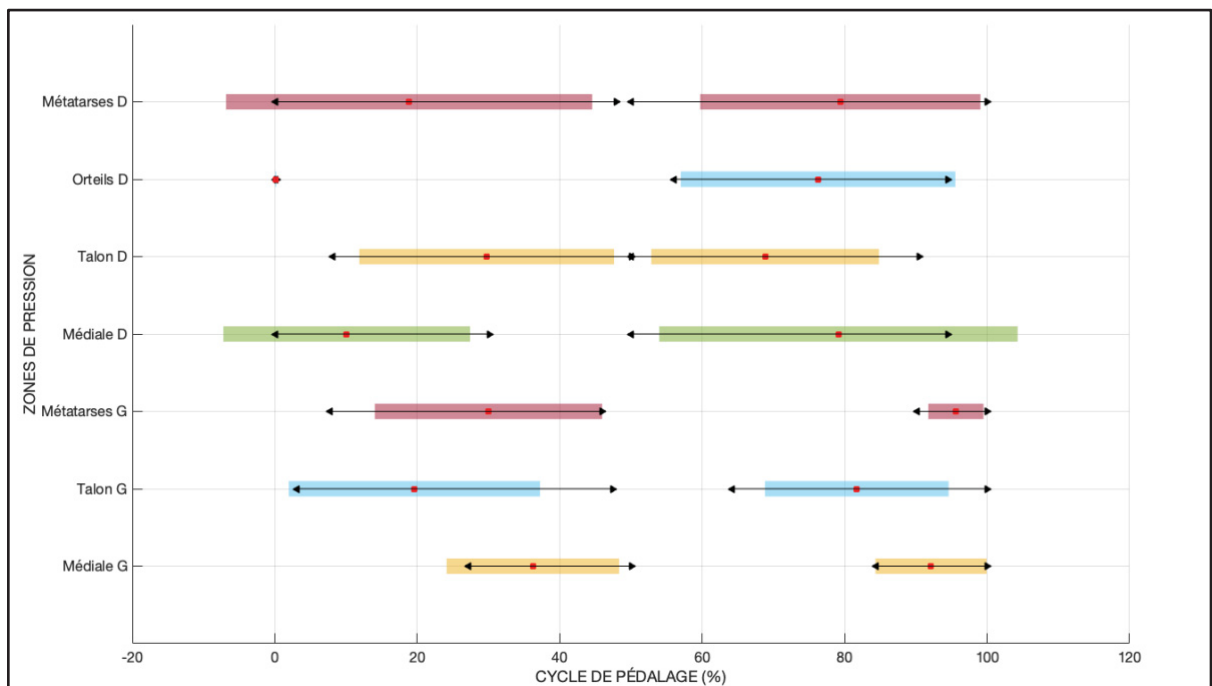


Figure 5.9 Dispersion des valeurs de pourcentages des pics maximums selon la zone de pression, D : Droite ; G : Gauche ; < : valeur minimale ; > : valeur maximale

Après sélection des prises de mesures, les pics maximums sont mieux délimités, avec des zones de pression sollicitées pendant le cycle de pédalage désormais plus claires, bien que certains intervalles restent larges. Les forces de pression ont été calculées pour chaque zone (Tableau 5.8), montrant une pression moyenne de $685,9 \pm 394,2$ kPa par zone pour la semelle droite et de $117,6 \pm 72,6$ kPa par zone pour la semelle gauche. Ces résultats ont permis de calculer les forces de pression retrouvées lors de l'exercice passif, suivant la méthodologie présentée

précédemment (*Voir* 4.3.2.5). Les plus importantes sollicitations sont observées sur la zone des orteils, autour de 0 et 75 % du cycle de pédalage, où les forces de pression atteignent des valeurs moyennes de 1379,6 kPa et 1016,3 kPa, respectivement.

Tableau 5.8 Amplitudes et forces de pressions moyennes identifiées par zones de pression suivant les deux parties du cycle de pédalage, D : droite ; G : gauche.

ZONES	SURFACES (mm ²)	0-50% DE CYCLE		50-100% DE CYCLE	
		Amplitude (%)	Pression (kPa)	Amplitude (%)	Pression (kPa)
Médiale G	5748,1	0,04	18,4	0,1	64,4
Talon G	11496,3	0,4	169,2	0,4	174,7
Métatarses G	17244,4	0,2	80,9	0,4	197,7
Médiale D	5748,1	1,1	487,4	0,7	340,3
Talon D	11496,3	0,6	286,5	0,7	340,3
Orteils D	11496,3	3,0	1379,6	2,2	1016,3
Métatarses D	17244,4	2,0	928,9	1,5	708,2

Finalement, malgré la dispersion des résultats des signaux de forces de pression, les analyses ont permis d'avoir une première compréhension quant à la sollicitation des zones de pression pendant le pédalage passif, et des valeurs numériques retenues.

5.2.1.6 Mise en commun (modalité non-contrôlée)

À la suite des différentes analyses des données biomécaniques, l'ensemble des résultats a été associé pour observer les diverses sollicitations associées aux six mouvements articulaires (*Voir* 4.3.2.6). Une première analyse par régression a été réalisée de façon à saisir la dynamique générale des étirements musculaires lorsqu'il y a une augmentation de l'angle initial articulaire. Pour les deux variables de résultat E_a et E_r , les relations entre l'amplitude des mouvements F_g et F_h et les valeurs d'étirement des 17 fibres musculaires retenues (*Voir* 5.2.1.3) ont été étudiés (Tableau 5.9). Pour chacune des relations, l'équation de droite avec le plus grand coefficient de pente (en valeur absolue) est retenue, ainsi que l'équation avec le plus petit coefficient. Cela permet d'identifier l'intervalle dans lequel se trouvent les équations des 17 fibres musculaires.

Tableau 5.9 Équations de droite de régression des étirements de fibres musculaires en fonction des amplitudes des mouvements de flexion des genoux et des hanches
|CDP| : valeur absolue du coefficient de pente

	ÉTIREMENT ABSOLU		ÉTIREMENT RELATIF	
	GENOU	HANCHE	GENOU	HANCHE
Équation avec CDP maximum	$y = 0,37x + 2,04$	$y = -0,28x + 2,04$	$y = 5,34x + 19,97$	$y = 6,91x + 54,24$
Équation avec CDP minimum	$y = 0,001x + 1,31$	$y = 0,01x + 1,19$	$y = -0,82x + 9,30$	$y = 0,22x + 9,18$
Nb de régression positive	15	4	15	7

Les étirements des groupes de fibres musculaires pendant le cycle de pédalage ont également été analysés pour les fléchisseurs et extenseurs du genou, ainsi que pour les fléchisseurs, extenseurs et adducteurs de hanche (Tableau 5.10). La Figure 5.10 représente les sollicitations des groupes de fibres des genoux dans le cycle de pédalage, suivant les étirements identifiés pour chacune des fibres qui les composent. La Figure 5.11 quant à elle représente les sollicitations des 3 groupes des hanches. Les fibres des groupes fléchisseurs montrent des étirements plus significatifs, avec une sollicitation en début et fin de flexion, pour les deux mouvements articulaires.

Tableau 5.10 Groupes de fibres musculaires selon leurs fonctions principales dans le mouvement de jambe

Fléchisseur de hanche	Extenseur de hanche	Adducteur de hanche	Fléchisseur du genou	Extenseur du genou
sart	vasint	addmag(Dist/Isch/Mid)	bfsh	recfem
tfl	vaslat	grac	semiten	vasint
psoas	vasmed	gaslat	semimen	vasmed
recfem	iliacus	gasmed		vaslat
piri	glmax (1/2)			
	glmin			

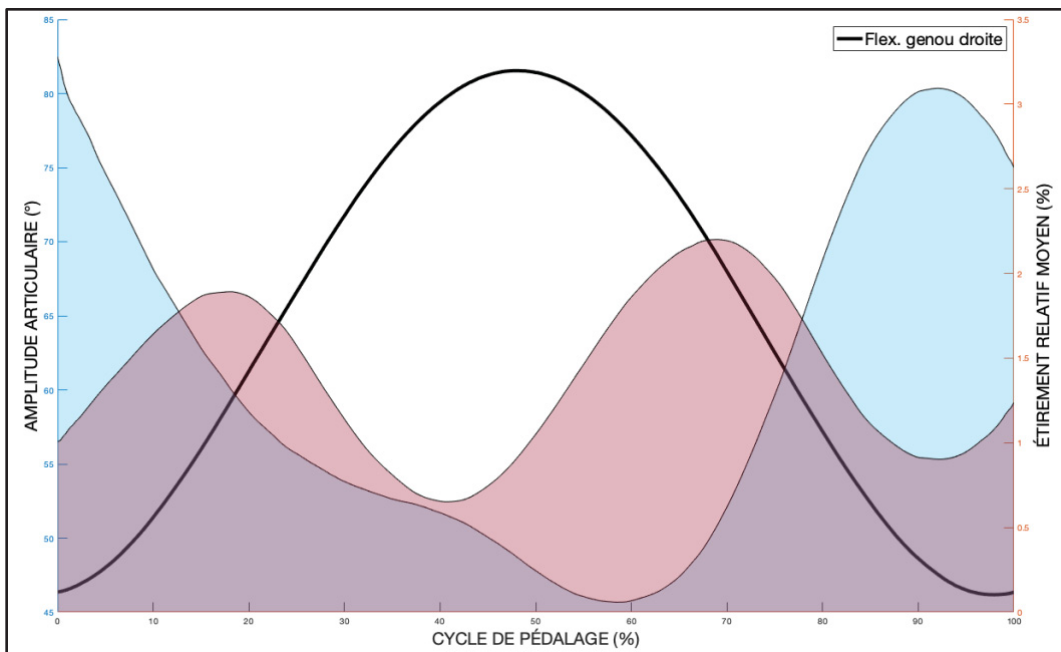


Figure 5.10 Sollicitations des groupes de fibres des genoux dans le cycle de pédalage
 Courbe noire associée à l'axe de gauche ; zones colorées associées à l'axe de droite ;
 zone bleue : fléchisseur ; zone rose : extenseur

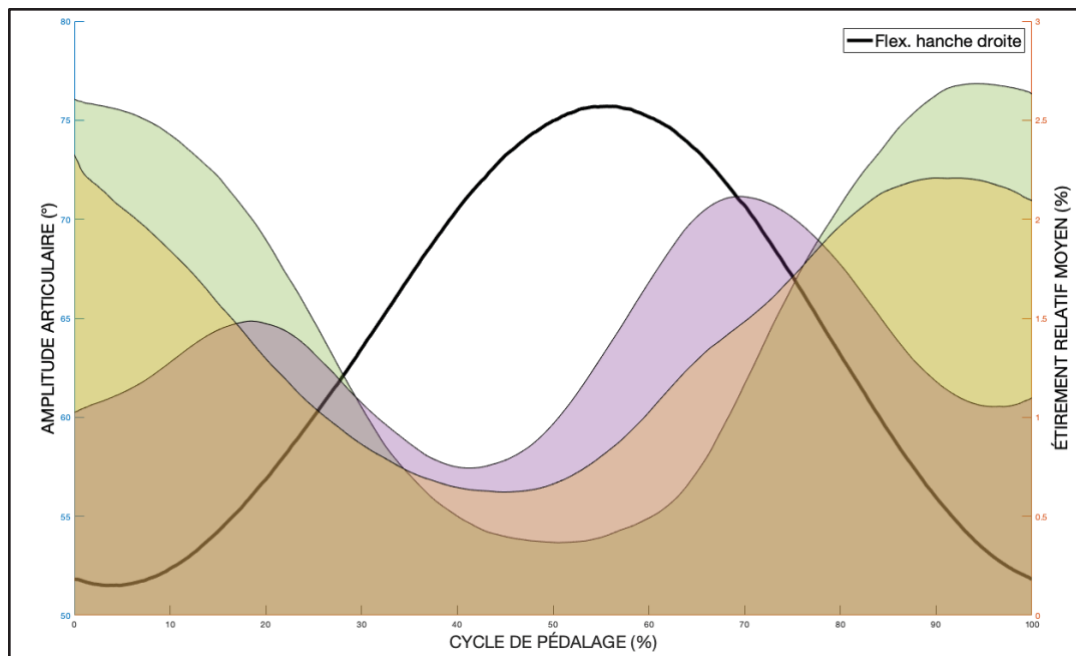


Figure 5.11 Sollicitations des groupes de fibres des hanches dans le cycle de pédalage
 Courbe noire associée à l'axe de gauche ; zones colorées associées à l'axe de droite ;
 zone verte : fléchisseur ; zone violette : extenseur ; zone jaune : adducteur

L'optimisation du placement des électrodes EMG lors des séances de vélo a été examinée en étudiant les étirements des 11 fibres musculaires spécifiques aux EMG. Les fibres avec les plus grands étirements absolus et/ou relatifs ont été identifiées et leur placement par rapport aux capteurs EMG analysé (Voir 5.2.1.3). Les fibres bleues correspondent à celles positionnées au niveau d'un des 4 capteurs EMG placés par jambe lors des séances de vélo (Figure 5.12). Les fibres positionnées au niveau des fessiers, de l'arrière des cuisses, du vaste médial, du vaste latéral et du gastrocnémien semblent bien positionnées pour détecter une activité musculaire importante. Cependant, le placement du capteur EMG 3 au niveau du tibialis antérieur ne semble pas idéal pour détecter une activité maximale, car les fibres associées montrent des étirements moins importants et ne font ainsi pas partie des fibres les plus étirées.

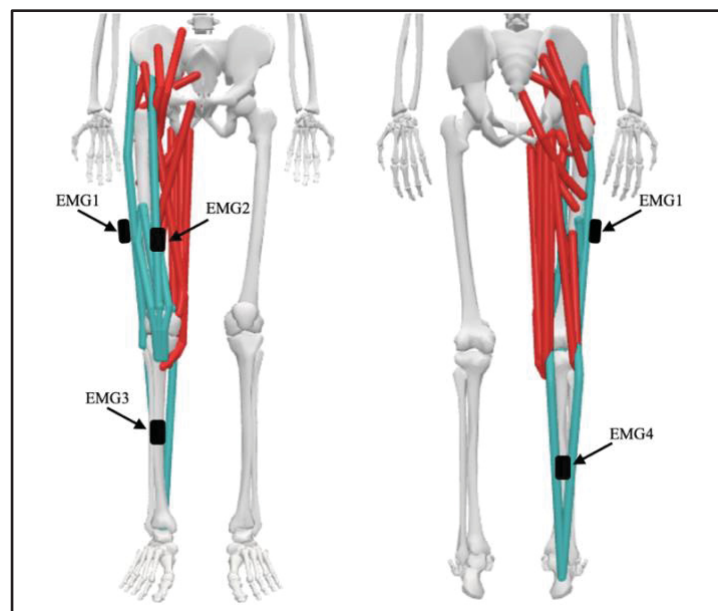


Figure 5.12 Fibres musculaires avec grand étirement
 EMG1 : vaste latéral ; EMG2 : vaste latéral ; EMG3 :
 tibialis ; EMG4 : gastrocnémien

Les fibres musculaires présentant un grand étirement au niveau des 3 capteurs EMG ont été regroupées selon leur emplacement anatomique. Les fibres '*vasint*', '*vasmed*' et '*recfem*' représentent le muscle vaste médial, les fibres '*vaslat*' et '*tfl*' représentent le muscle vaste

latéral, et les fibres ‘*gaslat*’ et ‘*gamed*’ représente le muscle gastrocnémien. La Figure 5.13 illustre les étirements moyens de ces 3 muscles dans le cycle de pédalage. Visuellement, les fibres du vaste latéral (zone verte) s’étirent principalement dans la seconde phase du cycle, correspondant à l’extension de la jambe droite. Les fibres du vaste médial (zone violette) s’étirent au début de la flexion du genou et au milieu de l’extension. En revanche, les fibres du gastrocnémien (zone jaune) montrent un pic d’étirement au début de la flexion et en fin d’extension. Ces observations sont cohérentes avec les rôles fonctionnels de ces muscles : le vaste médial et le vaste latéral agissent principalement comme des extenseurs du genou, tandis que le groupe musculaire du gastrocnémien joue le rôle de fléchisseur du genou.

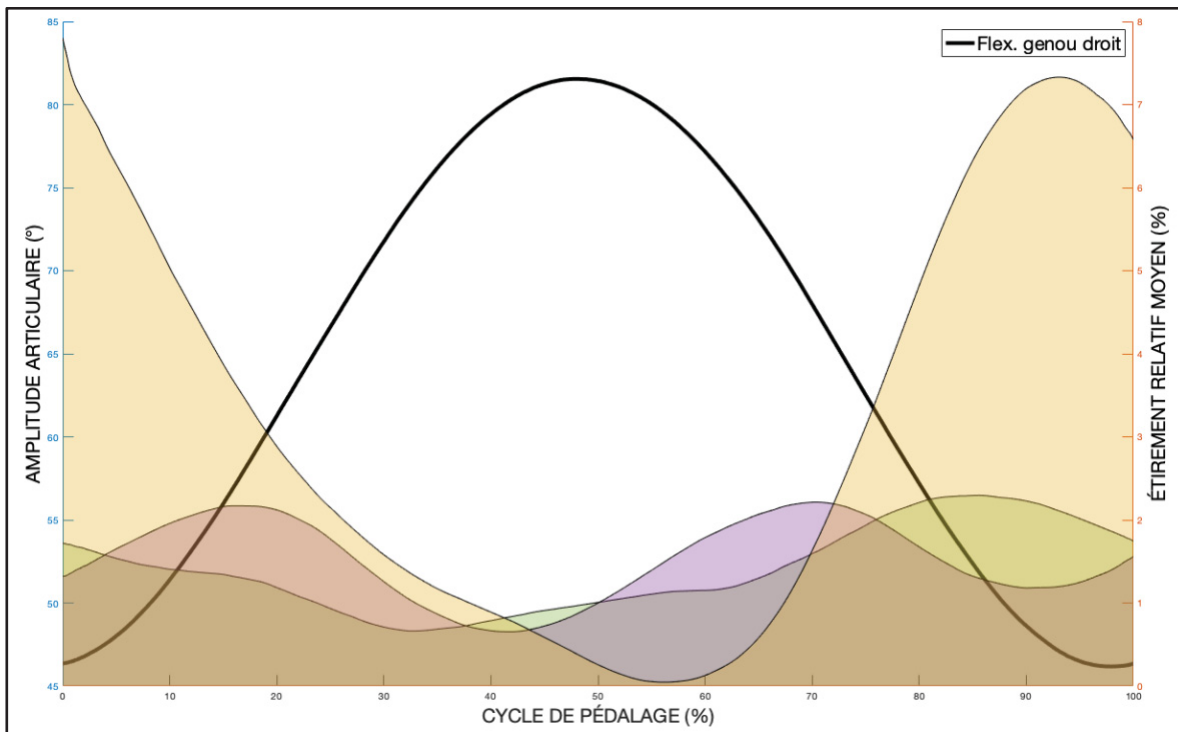


Figure 5.13 Étirements moyens des groupes de fibres présents au niveau des capteurs EMG
 Courbe noire associée à l’axe de gauche ; zones colorées associées à l’axe de droite ;
 zone verte : vaste latéral ; zone violette : vaste médial ; zone jaune : gastrocnémien

Dans une seconde analyse, les mouvements articulaires ont été mis en relation avec les forces de pression. Les moyennes angulaires, regroupant l’ensemble des prises de mesures des 12 séances avec modalité non-contrôlée, ont été calculées pour chacun des mouvements. Pour

éviter une surcharge d'information, la Figure 5.14 se concentre sur les données de forces et d'amplitudes articulaires de la jambe gauche, tandis que la Figure 5.15 se focalise sur celles de la jambe droite. Les différents pics de forces identifiés proviennent des 12 prises de mesures considérées comme traitables, et sont centrés sur la moyenne de leur moment d'apparition dans le cycle de jambe. L'amplitude et l'écart-type des courbes de forces ont été calculés pour chacune des zones de pression (*Voir* Tableau 5.8). Avec un regard sur les deux représentations, les zones de pression de la semelle droite sont en moyenne plus sollicitées que celles de la semelle gauche.

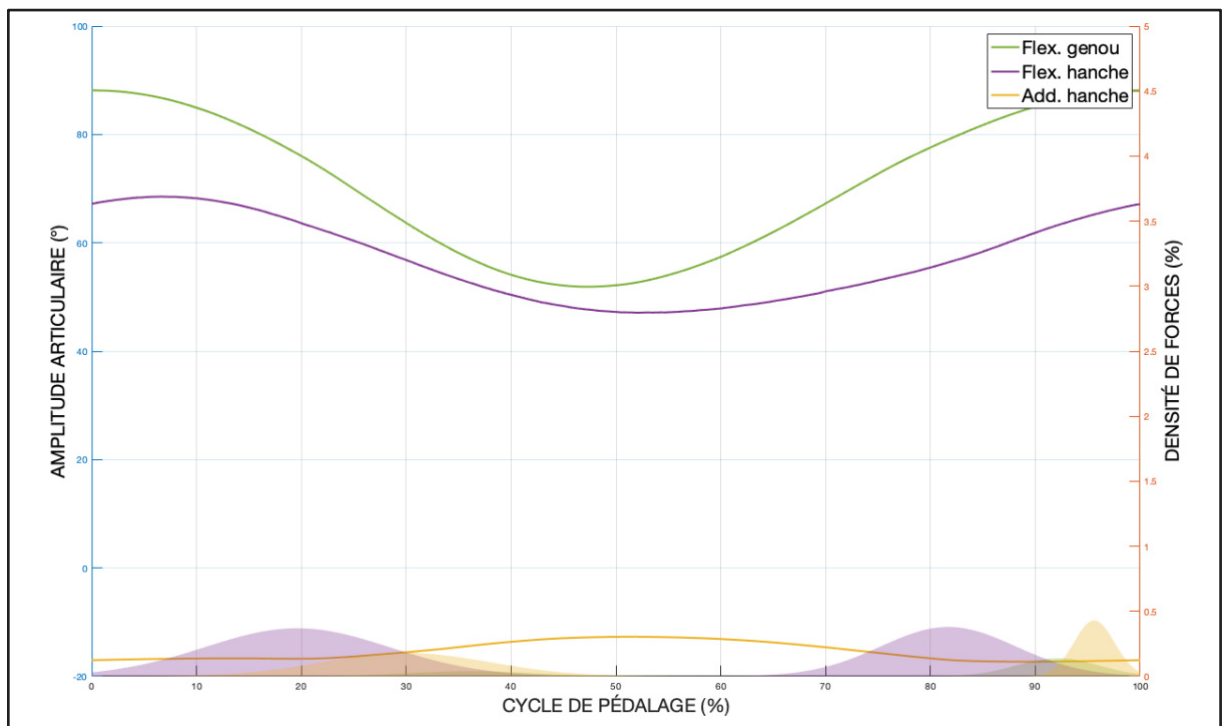


Figure 5.14 Sollicitations des zones de pression dans le cycle de pédalage suivant les angles articulaires de la jambe gauche
 Courbes colorées associées à l'axe de gauche ; zones colorées associées à l'axe de droite ;
 zone verte : médiale ; zone violette : talon ; zone jaune : métatarses

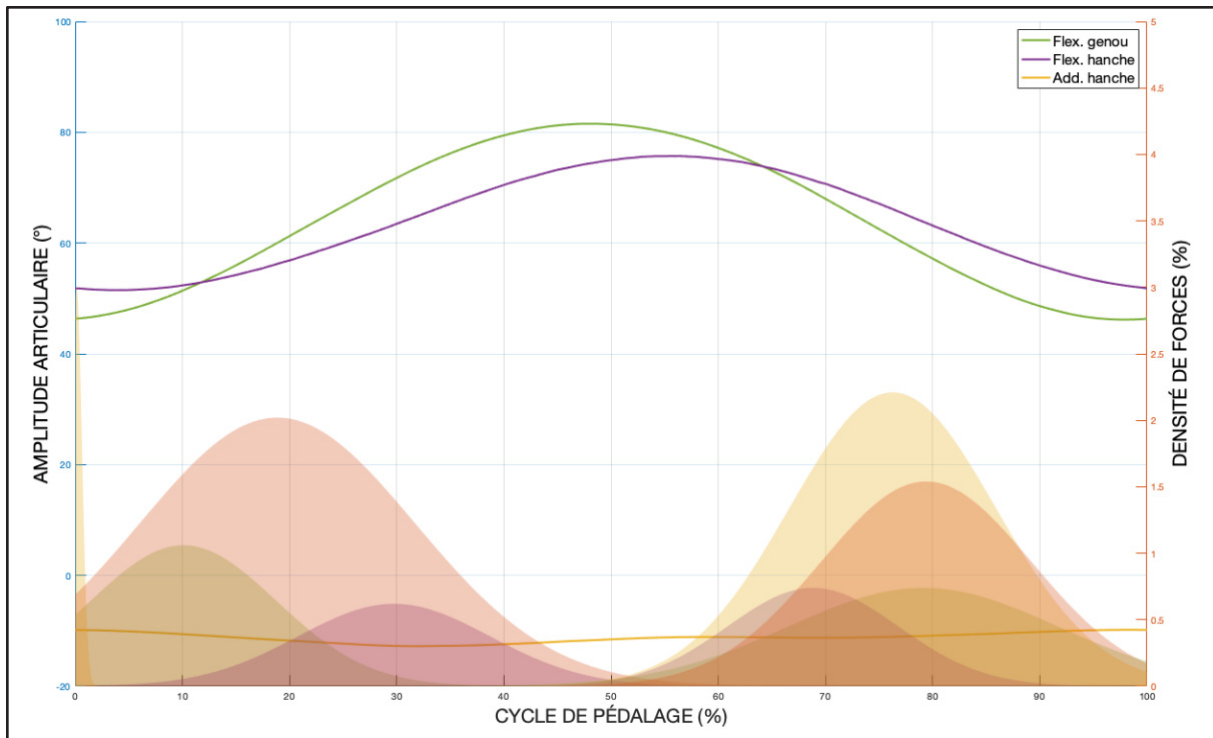


Figure 5.15 Sollicitations des zones de pression dans le cycle de pédalage suivant les angles articulaires de la jambe droite

Courbes colorées associées à l'axe de gauche ; zones colorées associées à l'axe de droite ; zone verte : médiale ; zone violette : talon ; zone jaune : orteils ; zone rose : métatarses

Le deuxième objectif du mémoire était d'explorer les liens entre les données cinématiques, la stimulation électrique et les forces impliquées dans le mouvement cyclique. Les enregistrements biomécaniques des séances de vélo passif ont montré une répétabilité satisfaisante, permettant de corrélérer les étirements musculaires avec les angles articulaires. Bien que les données de stimulation électrique n'aient pas été concluantes, l'analyse des étirements musculaires offre une vision globale des sollicitations musculaires. De plus, l'étude des forces de pression sur les pédales a permis de comprendre la sollicitation des zones de pression pendant l'exercice passif.

Finalement, les graphiques et tableaux présentés fournissent des valeurs d'angle articulaire, d'étirement et de pression à chaque pourcentage du cycle, offrant une compréhension plus approfondie des relations biomécaniques lors des mouvements des jambes.

5.2.2 Résultats des séances sous modalité contrôlée

Au total, 11 séances passives de vélo ont été réalisées, avec 3 prises de mesures enregistrées à chaque fois. Les séances sous modalité contrôlée suivent un plan factoriel 2 x 3 organisé autour de deux facteurs : l'amplitude (facteur 1) et la vitesse du mouvement de pédalier (facteur 2).

5.2.2.1 La cinématique : analyses descriptives

Une analyse des variations articulaires a été effectuée selon les deux variables de résultat A et P (Voir 4.3.3.1). Pour la variable A, les données cinématiques montrent des amplitudes moyennes de $31,15 \pm 16,25^\circ$ pour la flexion des genoux, de $19,85 \pm 10,74^\circ$ pour la flexion des hanches et de $6,06 \pm 5,28^\circ$ pour l'adduction des hanches (Figure 5.16). Les dispersions sont plus importantes que celles identifiées pour la modalité non-contrôlée (Voir 5.2.1.1), étant donné la modification de l'amplitude du mouvement de pédalier. Pour la variable P dans les séances contrôlées, les maximums angulaires pour les mouvements de flexion montrent des valeurs proches avec une dispersion moyenne de 2,35 % du cycle, sauf pour les mouvements d'adduction des hanches où une plus grande dispersion est observée (Figure 5.17). Cependant, pour la hanche gauche, les quartiles apparaissent plus proches, ce qui indique que la majorité des valeurs de pic surviennent autour de la médiane positionnée à 49,1 % du cycle de pédalage.

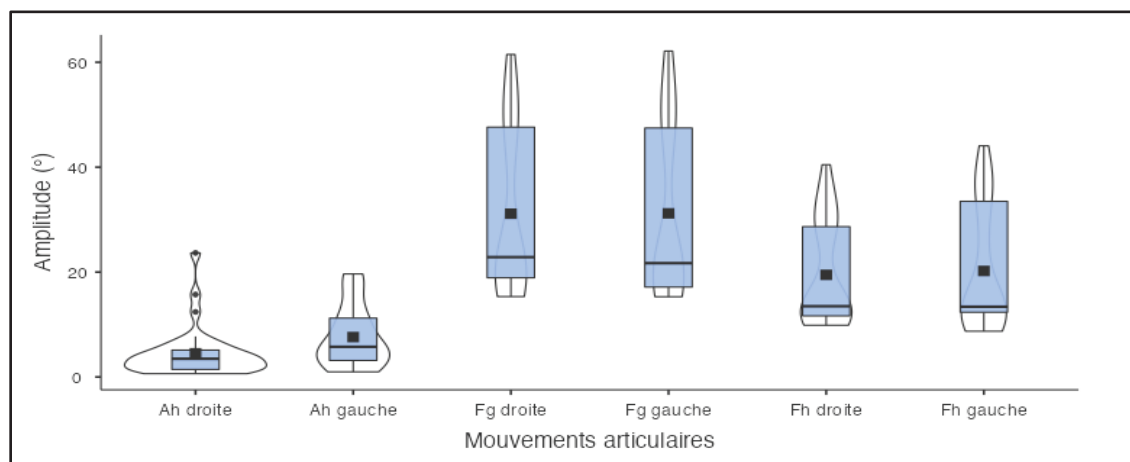


Figure 5.16 Dispersion des données cinématiques des séances contrôlées : variable de résultat A, Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

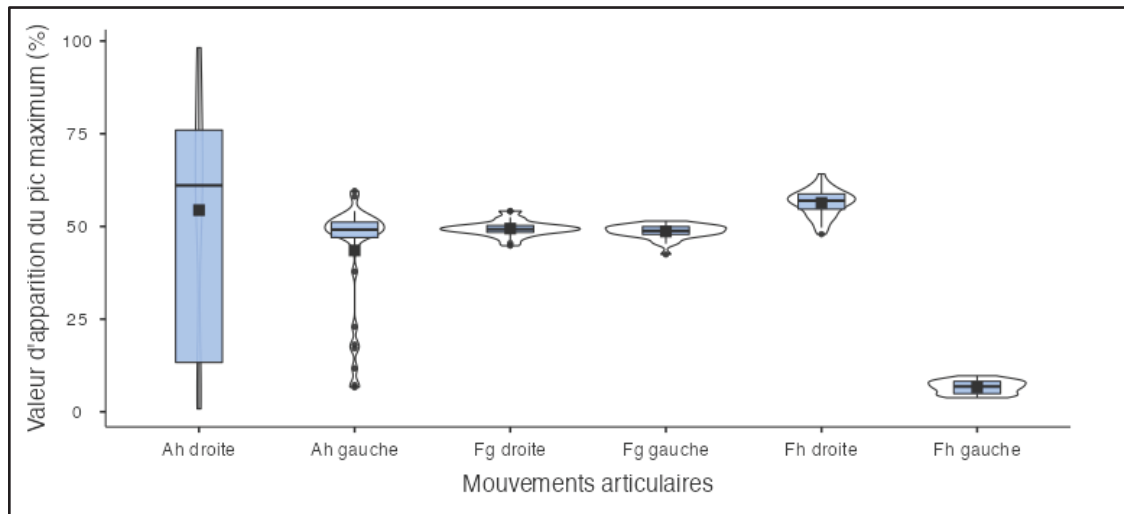


Figure 5.17 Dispersion des données cinématiques des séances contrôlées : variable de résultat P, Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

L'analyse de l'impact des changements de paramètres de l'ergomètre sur la cinématique articulaire s'est concentrée sur l'identification des équations de régression linéaire pour les variables A et P en fonction des facteurs 1 et 2 (Voir 4.3.3.1). Le facteur 1 représente l'amplitude du pédalier avec deux niveaux, tandis que le facteur 2 représente la vitesse du mouvement de pédalage avec trois niveaux par amplitude. Le Tableau 5.11 récapitule les équations de régression linéaire pour les quatre mouvements de flexion des jambes, montrant la relation entre une variable de résultat et un facteur de pédalage. Les mouvements d'adduction n'ont pas été pris en compte dans l'analyse car les intervalles précédemment identifiés étaient trop vastes pour obtenir des résultats cohérents et significatifs. Les équations de régression linéaire pour les mouvements de flexion des jambes ont montré une relation positive entre les variables de résultat A et les facteurs de pédalage, avec des coefficients de pente élevés. Pour le mouvement de flexion du genou droit, un changement de 74 mm (111 – 37) de l'amplitude du pédalier augmenterait l'amplitude du genou de $31,22^\circ$, avec une amplitude moyenne de $20,02^\circ$ lorsque l'amplitude du pédalier est de 37 mm. De plus, la relation entre la variable A et le facteur 2 montre une augmentation moyenne de l'amplitude du genou droit de $0,63^\circ$ lors d'un changement de vitesse, avec une amplitude moyenne de $31,37^\circ$ lorsque la vitesse est faible.

Tableau 5.11 Équations des droites de régression des mouvements de flexion pour les deux variables de résultat suivant les facteurs d'amplitude et de vitesse du pédalier

MOUVEMENTS ARTICULAIRES	VARIABLE A		VARIABLE P	
	Facteur 1	Facteur 2	Facteur 1	Facteur 2
Flexion genou droit	$y = 31,22x + 20,02$	$y = 0,63x + 31,37$	$y = 1,11x + 49,02$	$y = -0,13x + 49,42$
Flexion genou gauche	$y = 32,85x + 19,25$	$y = 0,96x + 31,20$	$y = -1,23x + 49,08$	$y = 0,15x + 48,64$
Flexion hanche droite	$y = 19,34x + 12,44$	$y = 0,31x + 19,47$	$y = 1,44x + 55,81$	$y = 0,14x + 56,33$
Flexion hanche gauche	$y = 22,38x + 12,08$	$y = 0,51x + 20,22$	$y = -2,09x + 7,37$	$y = 0,04x + 6,61$

Les équations de régression linéaire englobent les 11 séances enregistrées pour la modalité contrôlée. En ce qui concerne le facteur 1, où seule une unité est observée, les coefficients de pente fournissent une compréhension globale des variations cinématiques lors des ajustements des paramètres de l'ergomètre. Quant au facteur 2, qui présente deux unités, le coefficient de pente donne un aperçu de la variation mais il est envisageable que les variations diffèrent entre ces deux unités. C'est pourquoi une analyse plus approfondie serait nécessaire pour étudier pleinement les effets de tous les changements de paramètres sur les variables de résultat A et P. Finalement, en regardant les coefficients de pente identifiés, il est supposé que le facteur 1 a un effet plus important que le facteur 2, notamment sur la variable A.

5.2.2.2 La cinématique : analyses de variance (ANOVA)

De façon à identifier les effets des changements de paramètres d'utilisation de l'ergomètre sur les deux variables de réponse A et P, la méthode d'analyse de variance suivant l'ANOVA factorielle a été utilisée. Différentes moyennes ont été posées (*Voir* 4.3.2.2), où μ représente la moyenne des résultats des prises de mesures enregistrées sur l'ensemble des séances, avec la même amplitude et la même vitesse, en fonction de la variable de résultat A ou P. Pour chaque mouvement articulaire, l'effet de l'amplitude, facteur 1, étudie la relation $\mu_1 = \mu_2$. et l'effet de la vitesse, facteur 2, étudie la relation $\mu_{.1} = \mu_{.2} = \mu_{.3}$ (*Voir* Tableau 4.8). Le facteur patient et les effets d'interactions ont également été calculés par ANOVA. Les valeurs de la statistique F, des p-values associées, de η^2 partiel et des tests d'hypothèses sur l'homogénéité des variances et la normalité des résidus ont été étudiées.

Le Tableau 5.12 présente les résultats des 6 ANOVA réalisées sur les 6 différents mouvements articulaires, suivant la variable de résultat A. Seuls les facteurs et interactions significatifs (avec $p < 0,05$) sont identifiés. Ainsi, l'amplitude semble être un facteur important avec des effets significatifs sur l'ensemble des mouvements articulaires étudiés, tandis que la vitesse et l'interaction *amplitude * vitesse* ne montre pas d'effets significatifs. De plus, les résultats de l'ANOVA factorielle révèlent que le facteur patient a un effet significatif sur tous les mouvements articulaires, et que l'interaction *amplitude * patient* également. Pour l'adduction de la hanche droite, les résultats montrent des effets significatifs également pour l'interaction *vitesse * patient* ainsi que pour l'interaction générale *amplitude * vitesse * patient*.

Tableau 5.12 Résultats des ANOVA factorielles suivant la variable de résultat A

Mouvements	Effets	F	p	η^2 partiel
Flexion genou gauche	Amplitude	470,345	<,001	0,946
	Patients	22,541	<,001	0,883
	Amplitude * patients	13,497	0,001	0,818
Flexion genou droit	Amplitude	395,515	<,001	0,936
	Patients	71,82	<,001	0,96
	Amplitude * patients	53,38	<,001	0,947
Flexion hanche droite	Amplitude	303,059	<,001	0,918
	Patients	21,891	<,001	0,879
	Amplitude * patients	13,835	0,001	0,822
Flexion hanche gauche	Amplitude	215,07	<,001	0,888
	Patients	32,763	<,001	0,916
	Amplitude * patients	38,878	<,001	0,928
Adduction hanche droite	Amplitude	10,263	0,003	0,275
	Patients	39,36	<,001	0,929
	Amplitude * patients	62,41	<,001	0,954
	Vitesse * patients	3,89	0,034	0,722
	Amplitude * vitesse * patients	4,25	0,026	0,739
Adduction hanche gauche	Amplitude	36,98	<,001	0,578
	Patients	27,15	<,001	0,9
	Amplitude * patients	5,1187	0,024	0,63

Pour ce qui est des résultats des tests d'hypothèses, l'homogénéité des variances et la normalité des résidus sont vérifiées pour les mouvements de flexion du genou (Fg) droite, Fg gauche, flexion de la hanche (Fh) droite et adduction de la hanche (Ah) gauche. Cependant, pour les

mouvements Fh gauche et Ah droite, une non-normalité a été identifiée, ce qui peut affecter la validité des résultats de l'ANOVA. Pour ces deux mouvements articulaires, la valeur de la statistique est proche de 1, ce qui suggère que les données sont bien ajustées à une distribution normale. Par conséquent, les données ne suivent pas exactement une distribution normale, bien qu'elles s'en approchent. Les graphes Q-Q sont tracés Figure 5.18 pour apporter une visualisation de la distribution des données. Dans les deux situations, la majorité des points se situe près de la droite de référence, mais quelques-uns s'en éloignent.

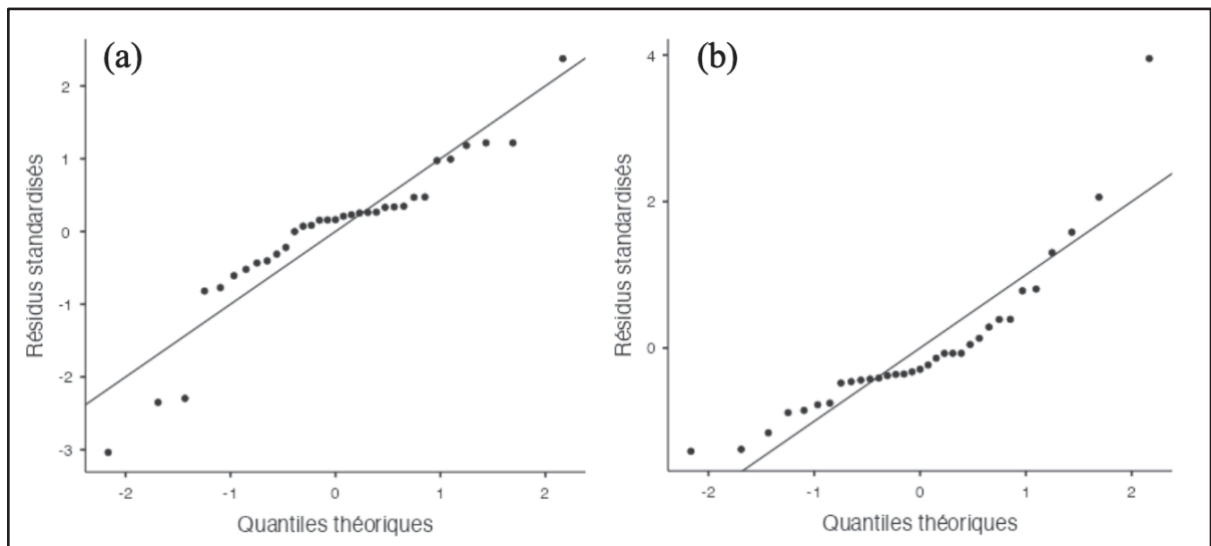


Figure 5.18 Graphes Q-Q suivant la variable de résultat A, (a) : Mouvement de flexion de la hanche gauche ; (b) : Mouvement d'adduction de la hanche droite

Pour soutenir les résultats de l'ANOVA factorielle sur les deux mouvements ne respectant pas les hypothèses initiales, les ANOVA à tests non paramétriques ont été réalisées. Les deux valeurs de p identifiées sont inférieures à 0,001 pour le facteur 1 et sont supérieures à 0,05 pour le facteur 2. Cela admet que l'amplitude du pédalier a des effets significatifs sur les mouvements de flexion de hanche gauche et d'adduction de hanche droite, à l'inverse du facteur de vitesse qui ne montre pas d'effets significatifs.

Les mêmes analyses sont faites pour la seconde variable de résultat P pour les 6 mouvements articulaires. Le Tableau 5.13 présente les résultats ANOVA pour les facteurs et interactions significatifs (avec $p < 0,05$). Les résultats indiquent que l'amplitude semble jouer un rôle

significatif dans la flexion de la hanche gauche, tandis que pour les autres mouvements articulaires, les effets principaux de l'amplitude et de la vitesse ne sont pas significatifs. De plus, la variable de résultat P est influencée de manière significative par les patients dans tous les mouvements étudiés, sauf l'adduction de la hanche droite. L'interaction entre l'amplitude du mouvement de pédalier et les patients (*amplitude * patient*) est également significative pour la flexion du genou gauche.

Tableau 5.13 Résultats des ANOVA factorielles suivant la variable de résultat P
Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche

Mouvements	Effets	F	p	η^2 partiel
Fg gauche	Patients	4,34	0,038	0,591
	Amplitude * patients	21,95	<,001	0,88
	Amplitude * vitesse * patients	3,37	0,05	0,692
Fg droite	Patients	10,39	0,003	0,776
Fh droite	Patients	11,2455	0,002	0,789
Fh gauche	Amplitude	13,283	0,001	0,33
	Patients	0,2739	0,023	0,637
Ah droite	Patients	16,13	<,001	0,843

Les tests d'hypothèses de l'homogénéité des variances et de la normalité des résidus ont été vérifiés pour les mouvements Fg droite, Fh gauche, Fh droite, mais la condition de normalité n'a pas été vérifiée pour le mouvement de flexion du genou gauche, ni la condition d'homogénéité pour les mouvements d'adduction. Les graphes Q-Q sont tracés à la Figure 5.19 pour les mouvements Ah : les points pour la hanche droite (a) suivent majoritairement la droite de référence, contrairement aux points pour la hanche gauche (b) qui sont plus éloignés de leur droite. Dans ce deuxième cas, la déviation par rapport à la droite est trop importante pour valider l'hypothèse de normalité, les résultats de l'ANOVA peuvent être significativement affectés. En soutien aux résultats de l'ANOVA factorielle sur les trois mouvements avec non-respect des hypothèses initiales, Fg gauche, Ah droite et Ah gauche, l'ANOVA à tests non paramétriques a été réalisée. Les valeurs de *p* montrent à présent un effet significatif pour l'amplitude du pédalier sur le mouvement de flexion du genou gauche, ce qui n'était pas autant

aperçu à la suite de l'ANOVA factorielle, possiblement dû au fait que la condition de normalité n'était pas respectée.

L'analyse non-paramétrique ne prend cependant pas en compte les interactions, ce qui donne plus de puissance au modèle. Pour cette raison, les données cinématiques des 11 séances de vélo enregistrées pour la modalité contrôlée ont également été analysées par ANOVA factorielle sans prendre en compte l'effet de l'interaction. Les mêmes conclusions des effets ont été retrouvées, pour les deux variables de résultat A et P.

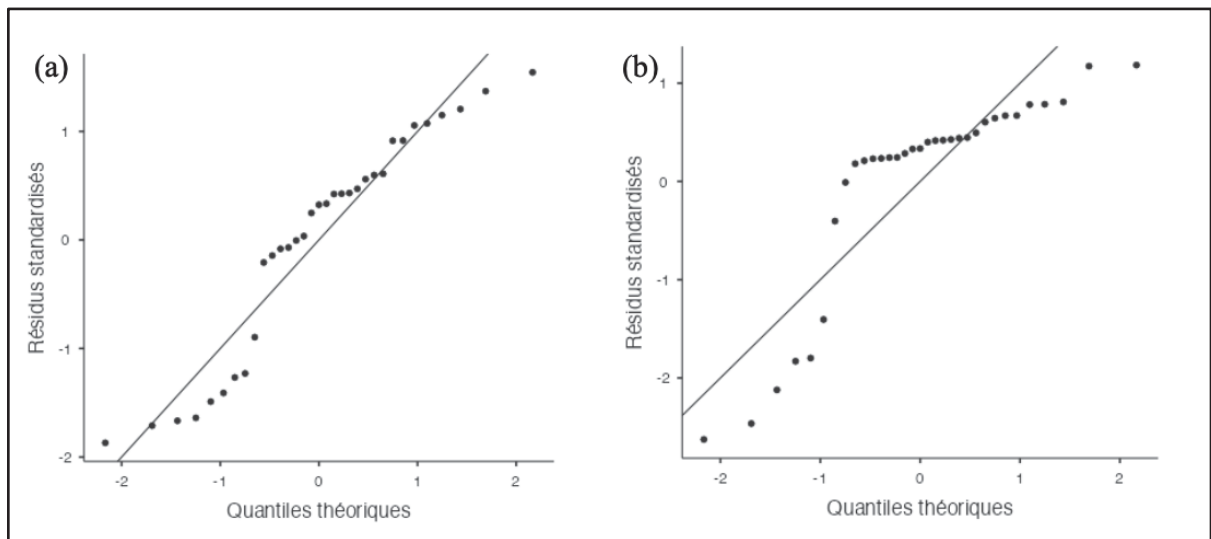


Figure 5.19 Graphes Q-Q suivant la variable de résultat P, (a) : Mouvement d'adduction de la hanche droite ; (b) : Mouvement d'adduction de la hanche gauche

Pour visualiser les tendances des moyennes pour chaque niveau de facteurs indépendants et évaluer les effets d'interactions, les graphes des moyennes marginales sont présentés pour chacun des mouvements articulaires. La Figure 5.20 présente les graphes de l'interaction *amplitude * vitesse * patient* suivant la variable A et la Figure 5.21 présente les graphes suivant la variable P. Les courbes jaunes représentent l'amplitude de pédalage de 111 mm de rayon, et les courbes bleues l'amplitude de pédalage de 37 mm de rayon. Dans ces représentations graphiques, une disparité importante en termes de hauteur le long de l'axe vertical suggérerait un effet significatif du facteur 1. Des fluctuations distinctes dans les courbes de même couleur pour un même mouvement indiqueraient un effet significatif du facteur 2. Et des courbes non horizontales traduiraient un effet significatif du facteur patient.

Suivant la variable A, les graphiques mettent en évidence l'impact du facteur 1 sur les résultats cinématiques, ainsi que l'impact individuel de chaque patient, surtout à grande amplitude. En revanche, les similitudes des courbes pour un même mouvement à différentes vitesses suggèrent que l'effet de la vitesse est moins prononcé que d'autres facteurs sur la variable de résultat A. Suivant la variable P, les graphiques montrent des variations significatives entre les patients. De plus, des fluctuations notables entre les courbes jaunes et bleues sont retrouvées, en particulier pour les mouvements Fg gauche et Fh droite aux vitesses 1 et 2, bien que les interprétations spécifiques restent moins évidentes pour cette variable de résultat.

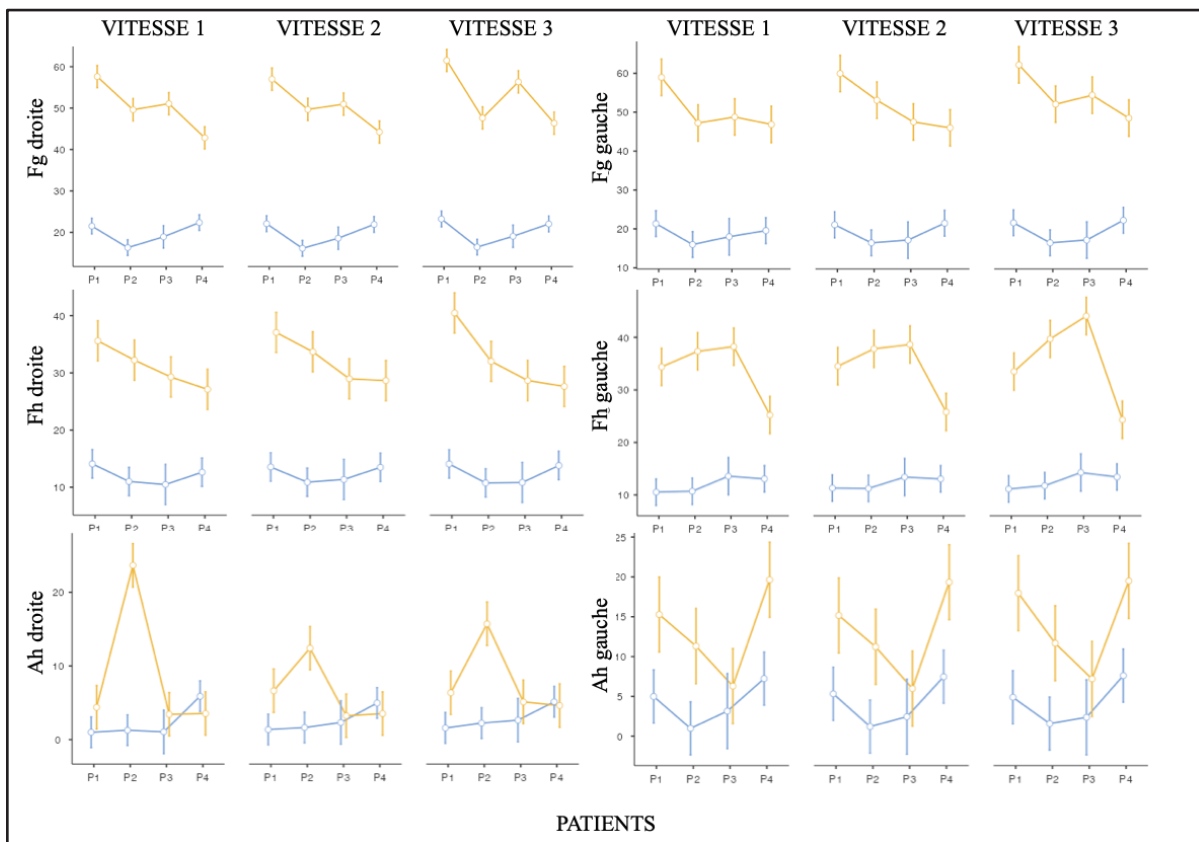


Figure 5.20 Graphes des moyennes marginales des mouvements articulaires suivant la variable de résultat A, Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche
 Courbe jaune : amplitude 111 mm ; courbe bleue : amplitude 37 mm ; P : patient

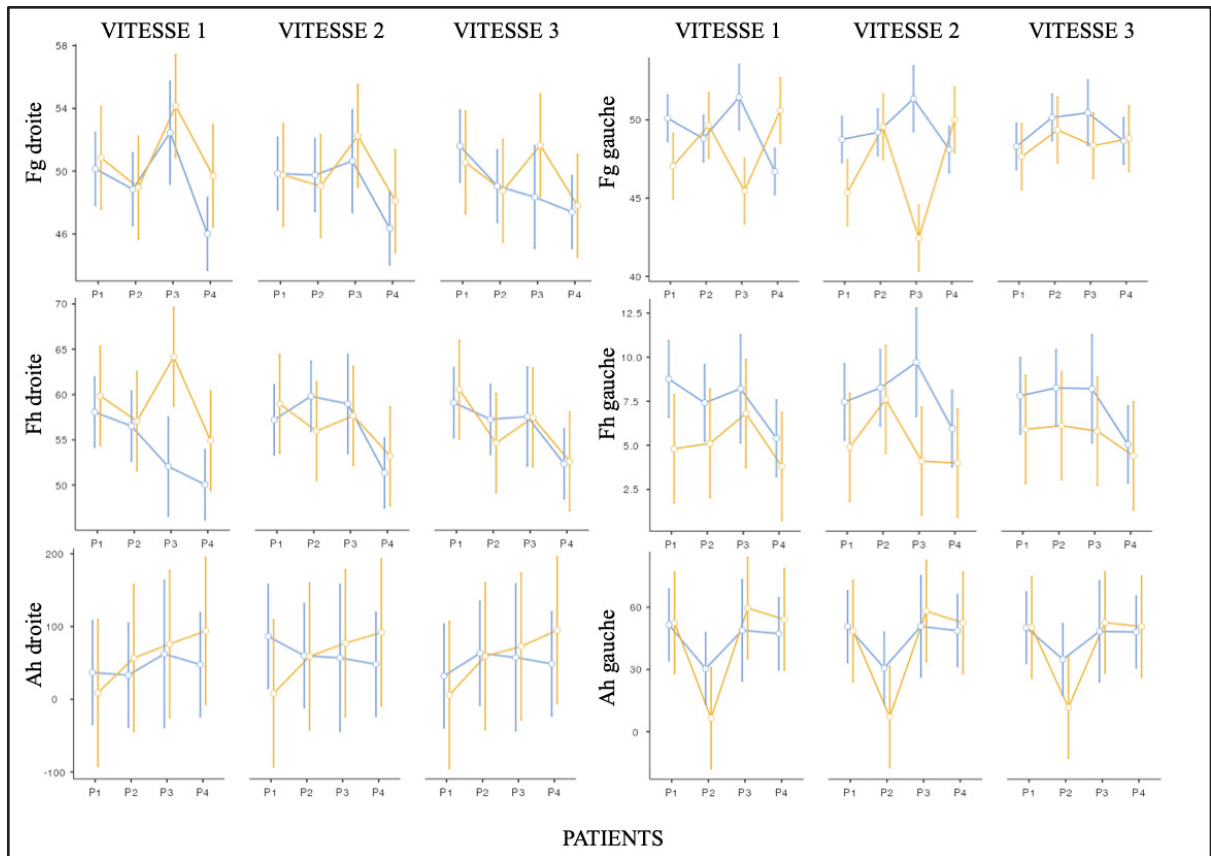


Figure 5.21 Graphes des moyennes marginales des mouvements articulaires suivant la variable de résultat P, Fg : flexion genou ; Fh : flexion hanche ; Ah : adduction hanche
 Courbe jaune : amplitude 111 mm ; courbe bleue : amplitude 37 mm ; P : patient

Finalement, les données montrent que le facteur 1 a un impact significatif sur les mouvements articulaires, affectant les résultats amplitude, et que le facteur 2 n'a pas d'effet significatif sur la cinématique articulaire. De plus, l'effet du patient est significatif pour tous les mouvements, pour les deux variables de résultat, soulignant les variations individuelles dans la réalisation des mouvements cycliques.

5.2.2.3 Les étirements musculaires

Une analyse détaillée des étirements des fibres musculaires a été effectuée à partir de 12 prises de mesures sélectionnées dans les séances sous modalité contrôlée (Voir 4.3.3.3). Pour les étirements absolus, sur les 31 fibres de la jambe droite, 16 moyennes fortes ont été identifiées,

se situant entre 0,95 et 4,92 cm et pour les étirements relatifs, 17 fibres se sont distinguées avec des moyennes d'étirement comprises entre 9,87 et 55,45 %. Les données d'étirements identifiées donnent la valeur maximale moyenne de l'étirement absolu et relatif de la fibre sur les 12 mesures différentes. Comparativement aux fibres musculaires qui ont été identifiées comme étant les plus étirées lors des séances avec une modalité non-contrôlée (Voir 5.2.1.3), la grande majorité ont également été identifiées avec un grand étirement lors des séances non-contrôlées. La suite des analyses s'est concentrée sur ces 23 fibres musculaires.

Une analyse de variance a été menée sur ces fibres pour étudier les effets des facteurs d'amplitude et de vitesse sur les étirements absolus (E_a) et relatifs (E_r) (Voir 4.3.3.3). Trois effets ont été étudiés : l'effet du facteur 1, l'effet du facteur 2, et l'effet de l'interaction *amplitude * vitesse*. Pour la variable E_a , les résultats montrent un effet significatif ($p < 0,05$) du facteur 1 sur 0% des fibres, du facteur 2 sur 53% des fibres, et de l'interaction *amplitude * vitesse* sur 64% des fibres. En regardant à présent la valeur moyenne d'étirement absolu des fibres sur les 12 prises de mesure, les p-valeurs des 3 effets sont respectivement 0,793, 0,025 et 0,012. Ces résultats indiquent un impact significatif de la vitesse de pédalage sur une, tandis que l'amplitude du pédalier n'a eu aucun effet significatif. Pour la variable E_r , les résultats montrent un effet significatif du facteur 1 sur 6% des fibres, du facteur 2 sur 59% des fibres, et de l'interaction *amplitude * vitesse* sur 59% des fibres. Suivant la variable E_r , le facteur d'amplitude a un impact moins récurrent que le facteur de vitesse. En regardant la valeur moyenne d'étirement relatif, les p-valeurs de l'ANOVA sont de 0,592, 0,035 et 0,017, respectivement pour le facteur 1, le facteur 2 et l'interaction *amplitude * vitesse*. Les hypothèses clés d'homogénéité et de normalité ont été vérifiées, ce qui rend les résultats des ANOVA factorielles valides.

Finalement, l'amplitude du pédalier n'a pas d'effet significatif sur les étirements musculaires, tandis que la vitesse de pédalage a un impact significatif sur certaines fibres musculaires. Cela confirme que la modification de la vitesse du pédalier influence les étirements des muscles. L'histogramme de densité présenté à la Figure 5.22 illustre la distribution des étirements moyens en fonction des niveaux d'amplitude et de vitesse, mettant en évidence les différences observées. Ces résultats soulignent l'impact des paramètres de l'ergomètre sur les étirements

musculaires, indiquant qu'une faible amplitude et une vitesse basse ou modérée favoriserait les étirements maximums des fibres musculaires.

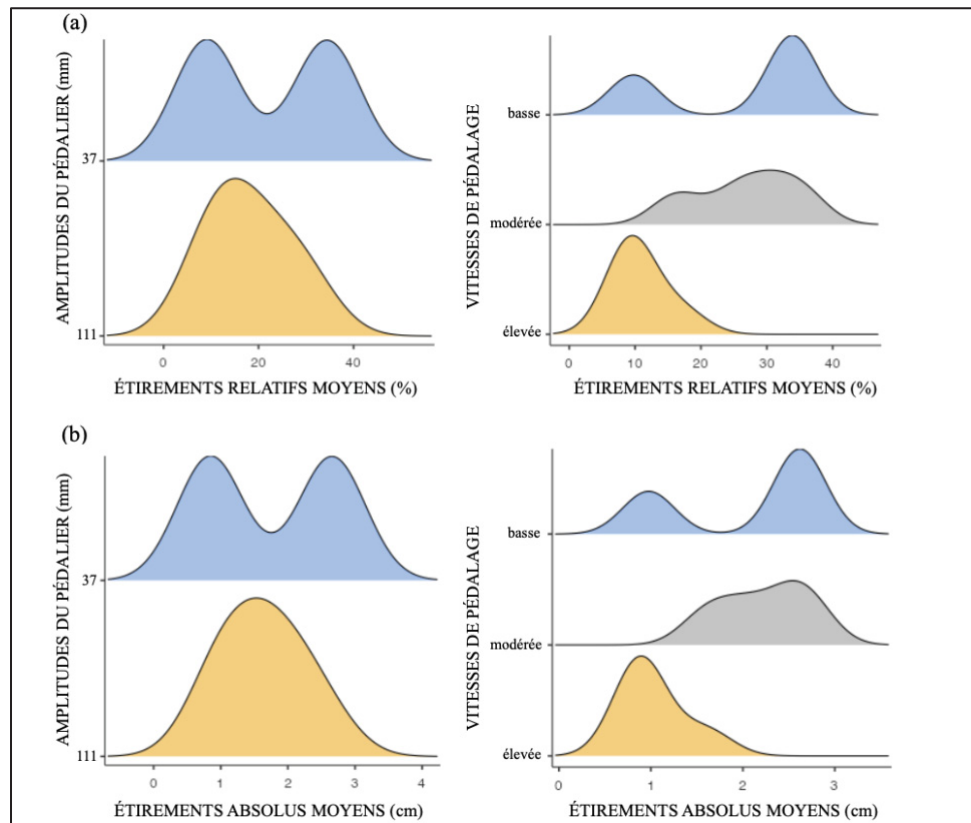


Figure 5.22 Densité moyenne d'étirement regroupant les 17 fibres musculaires sur les 12 prises de mesures, selon les vitesses de pédalage (a) : étirement relatif (%) ; (b) : étirement absolu cm

L'effet du patient n'a pas été pris en compte dans l'ANOVA car trop peu de prise de mesure ont été sélectionnés. Une analyse par régression a cependant permis d'examiner l'évolution individuelle des étirements en fonction des facteurs 1 et 2. Pour les patients 1, 3 et 4, une augmentation de la vitesse et de l'amplitude de pédalage a entraîné une diminution moyenne des étirements musculaires, confirmant les tendances observées dans la Figure 5.22. En revanche, pour le dernier patient, ses étirements maximums ont été observés lors de sessions avec une grande amplitude et une vitesse faible. En examinant les valeurs absolues des coefficients de pente des équations de régression, il est observé que le patient 2 est le plus

sensible aux variations d'amplitude du pédalier, avec un coefficient moyen de 9,14, tandis que le patient 1 présente la sensibilité la moins marquée, avec un coefficient de 7,88. En ce qui concerne les changements de vitesse de pédalage, le patient 3 est le plus influencé, avec un coefficient moyen de 15,23, alors que le patient 1 reste le moins affecté, avec un coefficient de 0,43. Les coefficients analysés correspondent à la variable E_a et sont exprimés en centimètres.

5.2.2.4 Mise en commun (modalité contrôlée)

Les résultats antérieurs mettent en évidence les effets différents de l'amplitude et de la vitesse de pédalage sur la cinématique articulaire et les étirements musculaires. L'analyse par régression visait à comprendre les relations entre les angles de mouvement et les étirements des fibres musculaires lors de ces changements, lorsqu'il y a une augmentation plus importante de l'angle initial articulaire, comparé aux séances avec modalité non-contrôlée (*Voir* 4.3.3.4). Pour les deux variables de résultat E_a et E_r , les relations entre l'amplitude des mouvements de flexion et les valeurs d'étirement des 17 fibres musculaires retenues ont été étudiées. Les intervalles observés pour la variable E_a sont faibles, [0.001, 0.35] et [0.001, 0.29] avec 74% des équations négatives : une légère diminution des étirements absolus est observée avec l'augmentation des amplitudes articulaires. Pour la variable E_r , les intervalles observés pour les deux mouvements articulaires sont plus importants, [0.02, 12.51] et [0.01, 9.31] ce qui indique que certaines fibres sont plus significativement influencées par le changement d'amplitude de pédalage que d'autres. Pour cette variable, en moyenne 88% des fibres ont une régression négative, signifiant que l'étirement relatif diminue quand les angles augmentent.

En regroupant les fibres musculaires suivant leur fonction et leur placement anatomique, l'objectif était d'évaluer le comportement des groupes de fibres dans le pédalage et l'impact des 2 facteurs sur leurs étirements (*Voir* 4.3.3.4). Les groupes fléchisseurs et extenseurs du genou ont été combinées pour représenter toutes les fibres impliquées dans le mouvement F_g , tandis que les groupes fléchisseurs, extenseurs et adducteurs de la hanche ont été regroupées pour représenter celles impliquées dans les mouvements F_h et A_h . Les Figure 5.23 et Figure 5.24 illustrent les moyennes des étirements de ces groupes de fibres musculaires en fonction des facteurs 1 et 2 respectivement. Les fibres associées à F_g sont représentées par les

graphiques (a) et celles associées à Fh et Ah sont représentées par les graphiques (b), ainsi que les courbes moyennes des mouvements de flexion pour l'ensemble des mesures de la modalité contrôlée.

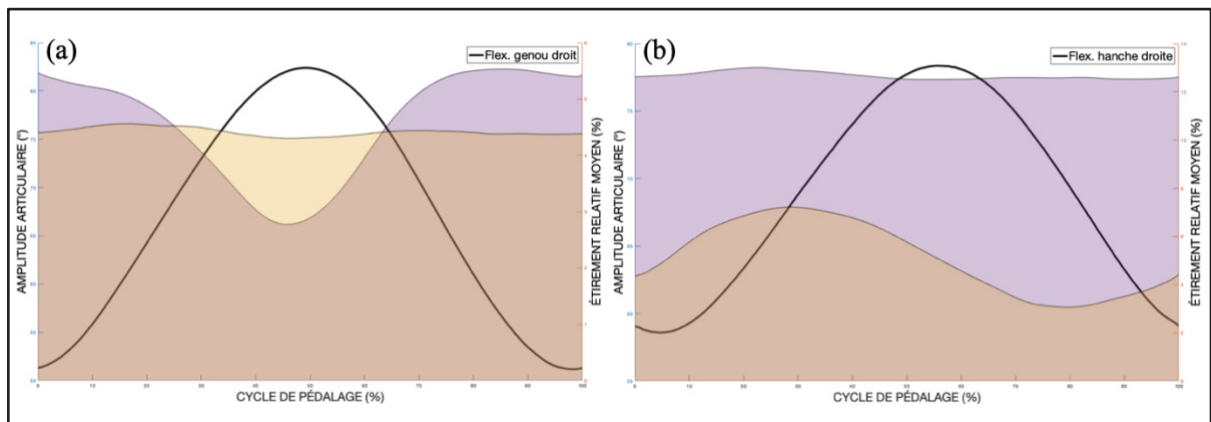


Figure 5.23 Représentation des étirements moyens des fibres musculaires suivant le facteur 1
 (a) : fibres sollicitées lors de Fg ; (b) : fibres sollicitées lors de Fh et Ah ;
 courbes noires associées à l'axe de gauche ; zones colorées associées à l'axe de droite ;
 zone violette : petite amplitude ; zone jaune : grande amplitude

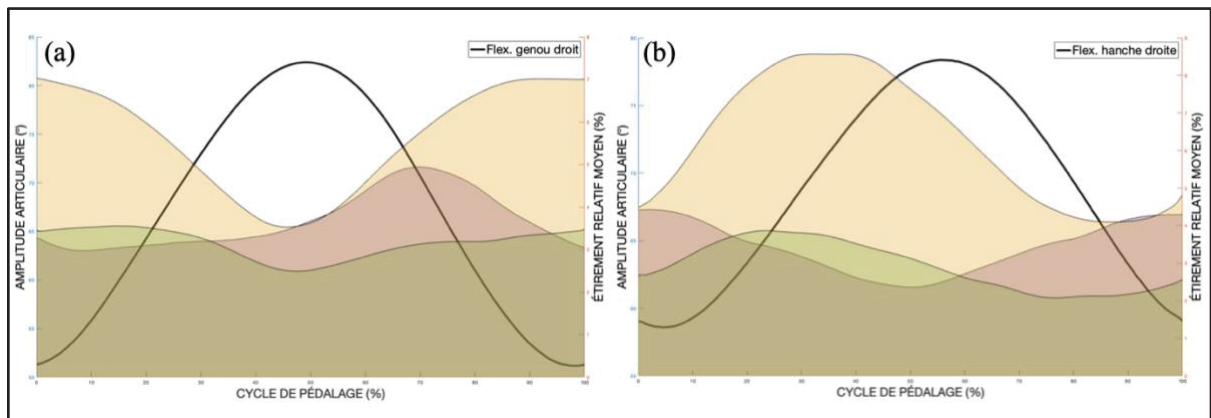


Figure 5.24 Représentation des étirements moyens des fibres musculaires suivant le facteur 2
 (a) : fibres sollicitées lors de Fg ; (b) : fibres sollicitées lors de Fh et Ah ;
 courbes noires associées à l'axe de gauche ; zones colorées associées à l'axe de droite ;
 zone violette : vitesse faible ; zone jaune : vitesse modérée ; zone verte : vitesse élevée

Par analyse visuelle, les fibres sollicitées pour Fg sont en moyenne plus étirés à basse amplitude quand l'angle de flexion est maximum, à savoir quand la jambe est en flexion totale. À

l'inverse, c'est avec l'amplitude de pédalier à 111 mm que les fibres musculaires des genoux sont les plus étirées sur le reste du cycle de pédalage. Pour le mouvement Fh, les fibres musculaires regroupées dans les fibres musculaires des hanches sont plus étirées à l'amplitude de pédalier 37 mm sur la totalité du cycle de pédalage. Concernant à présent l'évolution des étirements moyens des groupes de fibres suivant la vitesse de pédalage, il semblerait que pour les deux mouvements de flexion complets, la vitesse modérée soit celle qui apporte le plus d'étirement musculaire par rapport aux autres vitesses étudiées.

CHAPITRE 6

DISCUSSION

Ce dernier chapitre présente une discussion générale sur la méthodologie et les résultats obtenus des chapitres 3, 4 et 5, qui tendent à la compréhension de la biomécanique musculaire chez les patients médullaires. Ce chapitre commence par un rappel des objectifs, puis une discussion est menée sur le développement et la validation du modèle musculosquelettique pour estimer la cinématique des patients médullaires lors des séances de vélo au lit. Elle est suivie d'une discussion sur les relations biomécaniques identifiées entre la cinématique des membres inférieurs, la stimulation musculaire et les forces de réaction aux pieds, puis d'une discussion sur l'impact des paramètres d'utilisation de l'ergomètre sur la stimulation biomécanique des patients médullaires. Enfin, le chapitre se conclut par une discussion sur la pertinence et la portée du projet de recherche, ainsi qu'une série de recommandations pour la suite de ton travail

Les défis sociaux et économiques associés aux blessures médullaires restent largement sous-recherchés, en particulier en ce qui concerne la mobilisation précoce de ces patients. La phase aiguë de la rééducation est très peu abordée dans les pratiques hospitalières, laissant ainsi un manque dans la compréhension des mécanismes spécifiques à la mobilisation précoce. Cette étude a permis de sélectionner et d'évaluer un modèle musculosquelettique afin qu'il soit ensuite utilisé pour reproduire le mouvement humain chez les sujets médullaires. Au cours des séances de vélo, un ensemble de données a été enregistré pour initialement comprendre la relation entre la cinématique des membres inférieurs, la stimulation musculaire et les forces de pression, puis évaluer l'impact des paramètres d'utilisation de l'ergomètre sur ces données biomécaniques. À travers ces trois objectifs, cette étude visait à comprendre la pertinence et la faisabilité d'adapter de manière individualisée les séances passives de vélo au lit. Ainsi, cette étude préliminaire apporte des premiers résultats pertinents sur la biomécanique d'un mouvement passif réalisé par un sujet médullaire, contribuant à éclairer les pratiques cliniques et à orienter les stratégies de prise en charge précoce.

6.1 Développement et validation d'un modèle musculosquelettique pour estimer la cinématique et les étirements musculaires des patients médullaires lors d'un exercice passif de vélo au lit.

Pour atteindre l'objectif d'estimer la cinématique et les étirements musculaires des patients médullaires lors d'un exercice passif de vélo au lit, le modèle FullBody d'OpenSim a été choisi parmi la vaste bibliothèque de modèles disponibles dans OpenSim, en raison de sa proximité avec les attentes spécifiques du projet. Le modèle FullBody offre une représentation anatomiquement détaillée du corps humain, couvrant les principaux groupes musculaires, avec un ensemble de fibres musculaires, et articulations impliqués dans le mouvement des membres inférieurs. Sa flexibilité dans la personnalisation des paramètres d'utilisation, tels que la géométrie du sujet et les conditions de simulation, a été un atout majeur pour adapter de manière individualisée le modèle aux morphologies spécifiques des sujets étudiés. La mise à l'échelle du modèle a été réalisée selon la méthode manuelle, rarement utilisée dans la littérature mais jugée pertinente pour ce projet. Pour valider cette méthode, trois sujets sains de tailles différentes (entre 170 et 188 cm) ont été mesurés, et la différence moyenne entre les mesures faites manuellement sur les sujets et les mesures du modèle FullBody après mise à l'échelle était de 0,11 cm. Cette erreur de précision a été considérée comme faible et acceptable, validant ainsi la mise à l'échelle manuelle pour une utilisation ultérieure sur les patients médullaires. En ce qui concerne la capacité du modèle musculosquelettique à reproduire une cinématique imposée, les résultats ont montré une bonne concordance entre les mesures manuelles et les mesures d'OpenSim. Pour une pose statique, la différence angulaire moyenne était de $1,2 \pm 0,7^\circ$ pour un intervalle d'amplitude de 25° ; pour un mouvement, la différence moyenne était de $0,6 \pm 0,7^\circ$ pour le genou gauche et de $0,7 \pm 0,3^\circ$ pour le genou droit, avec une amplitude de mouvement allant de 15 à 55° .

La validation de la mise à l'échelle manuelle s'est avérée bénéfique, car comparée à la seconde méthode de mise à l'échelle disponible sur OpenSim, elle était plus confortable pour le patient et plus facile à réaliser dans les conditions hospitalières. Pour la validation de la cinématique, l'erreur absolue (EA) est un indicateur couramment utilisé pour évaluer la précision des

mesures. Dans l'étude de (Ishida & Samukawa, 2023), une $EA \leq 2^\circ$ est considérée comme une "bonne précision", et une $EA \leq 5^\circ$ est jugée "acceptable". La comparaison des mesures d'un capteur goniomètre portable avec un système d'analyse du mouvement optique pour évaluer l'angle de flexion du genou pendant la marche a abouti à une EA moyenne de $2,5 \pm 1,2^\circ$. Dans l'étude comparative examinant les mesures d'un goniomètre simple par rapport à un modèle virtuel OpenSim pour estimer la cinématique du genou, les résultats ont montré une différence moyenne inférieure à 2° , pour une amplitude de mouvement de 15 à 55° . Ces résultats suggèrent que le modèle OpenSim offre une précision similaire à celle du capteur goniomètre portable validé utilisé dans l'étude de (Ishida & Samukawa, 2023), renforçant ainsi la fiabilité du modèle pour estimer la cinématique du genou lors d'un mouvement de vélo.

Seuls les intervalles des mouvements de flexion des genoux ont été évalués dans les phases de tests de cinématique, car ils sont plus facilement mesurables manuellement, contrairement aux mouvements d'adduction des hanches. Toutefois, il est important de noter que les mouvements de flexion des genoux et des hanches se déroulent dans le même plan lors de l'exercice, le plan sagittal (qui divise le corps en moitiés droite et gauche). Par conséquent, l'évaluation de l'erreur de mesure dans la reproduction de la flexion du genou peut être considérée comme similaire pour la flexion de la hanche. Cependant, le mouvement d'adduction des hanches, qui se déroule dans le plan frontal (divisant le corps en parties avant et arrière), n'a pas été étudié ni évalué, limitant ainsi la validation des résultats ultérieurs sur ce mouvement de hanche. Cela souligne l'importance de prendre en compte ces limitations lors de l'interprétation des données et des résultats concernant les mouvements de hanche. L'intervalle angulaire testé pour le mouvement de flexion des genoux, de 15 à 55° d'angle, est significativement plus restreint que le mouvement complet que le modèle FullBody est capable de reproduire, allant de 0 à 120° . L'évaluation du modèle FullBody valide sa performance uniquement sur une amplitude assez limitée du mouvement. Cependant, cette amplitude restreinte reste suffisante pour simuler un mouvement cyclique dans un lit d'hôpital, ce qui correspond aux besoins spécifiques du projet.

Finalement, le modèle musculosquelettique FullBody, initialement conçu pour des analyses de la marche, semble également être efficace pour des analyses de mouvements plus complexes, notamment le mouvement cyclique. Cette première validation suggère également que la mise

à l'échelle manuelle est suffisamment efficace, ce qui ouvre des perspectives pour son utilisation dans d'autres études nécessitant un ajustement des conditions de travail. Le modèle FullBody démontre sa capacité à s'adapter à diverses morphologies et à reproduire des mouvements de jambe avec une erreur de mesure acceptable. Ainsi, il est utilisé pour estimer la cinématique lors de séances passives de vélo au lit réalisées par des sujets médullaires.

6.2 Relation entre la cinématique des membres inférieurs, la stimulation musculaire et les forces de réaction aux pieds

Pour analyser les relations biomécaniques des membres inférieurs lors de l'exercice passif, un ensemble d'outils a été utilisé : l'ergomètre APT-5, la caméra Trio V120, des marqueurs réfléchissants, 8 capteurs EMG avec des électrodes, ainsi que deux semelles de pression. Quatre patients médullaires ont participé à l'étude, comprenant trois patients classés ASIA A et un patient classé ASIA C. Tous les patients ont effectué les 3 séances de la modalité non-contrôlée, visant à identifier les différentes relations. Après avoir évalué le positionnement optimal des marqueurs, la configuration la plus adaptée pour reproduire la cinématique comprenait 2 corps rigides et 8 marqueurs positionnés sur les jambes. Cette configuration présentait une erreur moyenne de $0,6^\circ$ par rapport à une configuration avec un nombre maximal de marqueurs, ce qui la rendait acceptable pour l'estimation de la cinématique. Ensuite, en mettant en place le protocole général d'enregistrement, de collecte et d'analyse des données biomécaniques, 12 séances comprenant 3 prises de mesures chacune ont été étudiées.

Les résultats obtenus pour cette partie non-contrôlée révèlent que le mouvement passif des jambes est symétrique, avec une variation angulaire moyenne des mouvements articulaires de $\pm 5,41^\circ$ et un décalage moyen des pics d'amplitude pour les deux mouvements de flexion de $\pm 2,21\%$ du cycle de pédalage. Pour les deux mouvements d'adduction des hanches, les pics d'amplitude présentent une plus grande variabilité d'une prise de mesures à l'autre, avec une dispersion moyenne de $\pm 27,7\%$ du cycle. Les analyses de la cinématique articulaire par ANOVA indiquent que les différences observées entre les prises de mesures ne sont pas significatives et sont davantage attribuables à des fluctuations aléatoires qu'à des facteurs externes non pris en compte. En ce qui concerne les étirements, les résultats montrent que les fibres musculaires avec un grand étirement absolu sont les mêmes dans 90 % des prises de

mesures, tandis que les fibres musculaires avec un grand étirement relatif sont les mêmes dans 88 % des prises de mesures. Ainsi, un tiers des fibres ont une probabilité de 95,5% d'être retrouvées parmi les plus étirées, ce qui témoigne d'une répétabilité très positive, comme en témoigne la fréquence d'occurrence des fibres musculaires. Dans l'analyse des résultats des stimulations électriques appliquées aux sujets durant le pédalage, les données ont été segmentées en deux parties distinctes (0 à 50 % et 50 à 100 % du cycle), révélant une non-reproductibilité avec des fluctuations incohérentes, compliquant leur interprétation.

Pour les résultats de force de pression, les données révèlent une différence significative entre la force de pression exercée par la semelle droite et celle de la semelle gauche. En moyenne, la semelle droite supportait 4874 kPa, tandis que la semelle gauche en supportait 2943 kPa, suggérant une sollicitation plus importante de la semelle droite pendant l'exercice passif. Cette asymétrie se confirme également en analysant les différentes zones de pression, où les zones de la semelle droite sont plus sollicitées que celles de la semelle gauche, notamment la zone des orteils avec une amplitude maximale de pression moyenne de 1379 kPa pour la semelle droite.

Ainsi, les séances sous la modalité non-contrôlée suggèrent que les résultats provenant d'OpenSim sont répétables, tant au niveau des prises de mesures que des séances, et que les données provenant de Noraxon ne sont pas suffisamment répétables pour estimer les forces et stimulations des muscles sollicités lors de l'exercice cyclique passif.

Dans le processus d'adaptation des marqueurs, l'approche adoptée était plus conforme à la littérature, avec des marqueurs uniques placés autour des segments corporels à analyser. Cette configuration de marqueurs s'est révélée plus adaptée que celle utilisée initialement dans l'étude de (Mac-Thiong et al., 2021), offrant un nombre limité de marqueurs et un meilleur confort du patient. Les données cinématiques obtenues lors des séances montrent une dispersion de plusieurs degrés entre les séances et les sujets médullaires. Cette dispersion est retrouvée dans d'autres études, notamment dans celles menées par (Chammakhi, 2023) et par (Guillemot, 2023), qui ont étudié le mouvement cyclique circulaire passif sur des sujets sains.

Dans la première étude, les amplitudes moyennes trouvées pour les mouvements de flexion de la hanche et des genoux étaient de $26 \pm 9^\circ$ et de $43 \pm 8^\circ$, respectivement. Dans l'étude de (Guillemot, 2023), réalisée sur 10 sujets sains, l'amplitude moyenne pour la flexion de la hanche était de $27 \pm 3,1^\circ$, et celle pour la flexion du genou était de $41,7 \pm 6,2^\circ$. Bien que la condition des sujets et la configuration du mouvement ne soient pas identiques entre les trois études, une dispersion des valeurs d'amplitude était attendue malgré la répétition des exercices. Concernant les valeurs aberrantes de la dispersion des pics pour l'adduction des hanches, ceci est possiblement dû à des erreurs techniques ou à des limitations des mesures cinématiques dans la reproduction précise du mouvement. Certains marqueurs auraient pu momentanément quitter le champ de vision de la caméra, entraînant des interruptions dans les données angulaires et ainsi des variations plus marquées. De plus, le positionnement des patients sur le lit d'hôpital et sur l'ergomètre peut avoir influencé le mouvement d'adduction : dans la majorité des séances, des basculements latéraux des jambes ont été observés, malgré l'utilisation de brassards de maintien. Ce facteur peut ainsi avoir contribué aux incohérences des données angulaires observées. Cependant, les analyses statistiques ont démontré une répétition cohérente dans les valeurs de la cinématique articulaire entre les différentes prises de mesures des séances, et l'analyse des étirements musculaires a pu être effectuée sur seulement 10 prises de mesures.

En ce qui concerne l'analyse de la stimulation électrique des muscles, la non-reproductibilité des signaux et les fluctuations incohérentes sont également constatées dans certaines conclusions d'études antérieures, comme celle menée par (Dietz, 2002). Cette étude a comparé l'activité musculaire entre des sujets sains et des sujets avec des lésions médullaires. Les résultats ont mis en évidence des différences marquées dans les réponses électromyographiques (EMG), en particulier des amplitudes moins prononcées chez les sujets médullaires, notamment dans les muscles tibiaux antérieurs (TA) et les grands fessiers (GM), avec des variations notables à différentes phases du cycle de mouvement. Cela suggère que les muscles d'un sujet médullaire ne sont pas sollicités suivant un schéma logique et répétitif, comme peuvent l'être ceux d'un sujet sain et actif. Cependant, l'étude de faisabilité menée par (Mac-Thiong et al., 2021) sur un groupe plus conséquent de patients, a révélé des variations

régulières dans les signaux électriques, avec des pics d'amplitude répétés. Ces variations pourraient être dues à plusieurs facteurs, notamment des frottements, des activations musculaires involontaires ou à des différences individuelles dans l'activation musculaire. Une étude plus approfondie avec un plus grand nombre de participants serait intéressante et nécessaire pour évaluer ces hypothèses. De plus, il a été vu que les fessiers et les ischio-jambiers sont des groupes musculaires fortement sollicités lors du pédalage actif, jouant un rôle crucial dans la propulsion et la stabilisation du corps. L'évolution des longueurs des fibres musculaires du modèle FullBody ont confirmé leur sollicitation lors des analyses des étirements. Pour cette raison, il serait intéressant de visualiser les activations musculaires de ces deux groupes afin de mieux comprendre leur fonctionnement et optimiser les séances passives de pédalage. Des capteurs EMG supplémentaires pourraient être placés directement sur le biceps fémoral, en plus des quatre autres capteurs positionnés sur le vaste médial, le vaste latéral, le tibialis et le gastrocnémien. Étant donné que les patients sont en position couché, il semble compliqué d'ajouter un capteur au niveau du grand fessier, qui risque de rendre la séance très inconfortable pour les sujets. Mais des essais peuvent être réalisés pour trouver un juste milieu entre le confort et les résultats de sollicitations électriques, afin d'ajouter un sixième capteur EMG sur chaque jambe. Cette réorganisation permettrait de renforcer les résultats de l'activité musculaire, comme le suggèrent les données d'étirement. Il convient toutefois de noter que l'analyse de l'activité électrique des cuisses et des fesses peut être complexe en raison de la présence fréquente de graisse dans cette région, et de la profondeur des muscles. Il est donc crucial de prendre en compte cet aspect lors du choix du placement des électrodes et des capteurs EMG pour garantir des mesures précises et cohérentes.

Concernant les analyses des forces de pression, il est observé que les forces de pression varient entre les deux semelles, suggérant une répartition différente des charges entre le pied droit et gauche. Plus précisément, le talon du pied droit est moins sollicité lors du mouvement de la jambe, tandis que pour le pied gauche, c'est la zone la plus sollicitée. Plusieurs causes ont pu inciter cette différence de sollicitation, notamment le placement de la semelle dans la chaussure, la calibration initiale, ou encore des prises de mesures extrêmes. Effectivement,

après avoir réalisé des tests pour déterminer le meilleur placement de la semelle dans la chaussure, je me suis rendu compte qu'un pli de la semelle apportait des résultats de pression plus importants, et que le serrage de la chaussure avait aussi un impact sur les données finales. De plus, la calibration réalisée pour cette étude devrait être modifiée pour améliorer à la fois sa facilité d'exécution et sa faisabilité. Il est possible que, malgré la réalisation du même protocole de calibrage pour les deux semelles, certaines zones de pression aient été impactées différemment, montrant des résultats également différents. Pour finir, le fait de n'avoir pris en compte qu'un nombre faible de prises de mesures, l'une d'entre elle a pu avoir un impact significatif sur l'ensemble des données de pression, montrant une sollicitation plus importante au niveau du pied droit. Ces trois suppositions pourraient avoir exercé une influence significative sur les résultats de pression identifiés lors des séances de vélo passive. Des essais avec différentes calibrations aideraient à comprendre l'impact réel du poids sur les zones de pression et à obtenir des résultats plus précis. En comparaison avec les données de la littérature (Conseil Santé, 2022), un cycliste sain génère une force moyenne de 250 à 350 N, correspondant à 11715 et 16401 kPa respectivement, avec des forces similaires entre les deux jambes. Malgré la différence de contexte entre un exercice cyclique vertical actif dans la littérature et un exercice cyclique couché passif dans les observations, l'asymétrie observée dans la répartition de la pression entre les deux jambes va à l'encontre de l'attente d'une symétrie dans les résultats de pression sur les sujets sains. Effectivement, le pédalage couché et le pédalage debout présentent des différences significatives en termes de cinématique, influençant la mécanique du mouvement et la répartition des forces. Lors du pédalage couché, le sujet est en position horizontale, ce qui modifie l'angle d'application des forces sur les pédales et réduit la charge sur le dos et les articulations du genou. En revanche, pour le pédalage debout, le cycliste est en position verticale pour une utilisation plus dynamique de l'ensemble du corps, sollicitant davantage les muscles du tronc et des membres inférieurs. Cette posture facilite l'application de force maximale au niveau des pédales. Le pédalage passif en position couchée est souvent utilisé en rééducation pour permettre un mouvement articulaire sans stress excessif, améliorant la circulation et maintenant la mobilité des articulations. En comparaison, le pédalage passif en position debout implique que le corps est soutenu par une structure ou un harnais, permettant aux jambes de suivre le mouvement des pédales sans effort

actif. Cette configuration peut solliciter légèrement plus les muscles stabilisateurs du tronc pour maintenir l'équilibre, même si l'effort reste minimal. La position verticale peut également favoriser une meilleure circulation sanguine dans les jambes en raison de l'effet de la gravité. Ainsi, il était attendu d'observer une différence numérique entre les données de pression d'un exercice cyclique passif horizontal et les données de la littérature, mais les différences de sollicitations entre les deux pieds ainsi qu'entre les 8 zones de pression n'étaient au départ pas imaginées.

Au total, 4 patients ont été pris en compte, ASIA A et ASIA C, pour réaliser les 14 séances de vélo au lit durant le stade précoce de leur rééducation. Ce nombre est faible comparé à d'autres études mécaniques sur sujets sains ou sur patients retrouvées dans la littérature (Barratt et al., 2011; Feil et al., 2016; Johnston, Barr, et al., 2008; Johnston, Prosser, et al., 2008; Van Hedel et al., 2005; Vegter et al., 2019), où en général un minimum de 10 sujets est utile pour une évaluation correcte des analyses présentées. L'étude présentée dans ce mémoire est qualifiée de préliminaire et offre une première exploration des relations biomécaniques observées lors de l'exercice passif de vélo au lit. Les corrélations établies entre les données cinématiques et les étirements semblent refléter l'ensemble des séances enregistrées chez les patients. Cependant, les conclusions relatives aux stimulations électriques et aux forces de pression soulignent la nécessité d'examiner de manière plus approfondie certains paramètres pour obtenir des analyses plus précises. L'intégration de nouveau matériel, tel qu'une plateforme de force dans les chaussures comme suggéré par (Fang et al., 2014), pourrait potentiellement améliorer les résultats en optimisant la force de réaction. De plus, un changement de posture du patient, par exemple en passant de la position allongée à une position assise, pourrait accentuer l'impact des résultats en augmentant la charge exercée sur les semelles et potentiellement en activant davantage les muscles des jambes. Ces nouvelles conditions nécessiteraient des tests approfondis, tout en veillant à réorganiser les séances pour garantir la sécurité et le confort des patients.

6.3 Effets des paramètres d'utilisation de l'ergomètre sur la stimulation biomécanique de patients médullaires lors d'un exercice cyclique passif

Pour le troisième objectif de l'étude, axé sur l'évaluation de l'impact des paramètres de l'ergomètre sur la biomécanique des jambes des patients médullaires, un plan d'expérience a été conçu. Celui-ci impliquait des séances de vélo au lit, avec des niveaux prédéfinis d'amplitude et de vitesse de pédalage. L'analyse, qui incluait 11 nouvelles séances spécifiques ajoutées aux données précédentes, avait pour but de mieux appréhender les réponses des étirements musculaires et des mouvements articulaires face aux variations des paramètres de pédalage. Seules les données issues d'OpenSim ont été utilisées : les résultats ont mis en évidence des variations d'amplitude plus marquées par rapport aux séances non contrôlées, indiquant une plus grande plage d'amplitudes dans les mouvements articulaires. L'ANOVA factorielle a révélé un effet significatif de l'amplitude du pédalier sur les six mouvements articulaires selon leurs valeurs angulaires, et selon le moment d'apparition de leur pic d'amplitude dans le cycle de pédalage. En revanche, la vitesse de pédalage n'a pas montré d'effet significatif sur la cinématique des jambes, confirmant ainsi l'impact plus marqué de l'amplitude par rapport à la vitesse. L'influence du facteur patient a également été significative pour tous les mouvements, soulignant la diversité des réponses individuelles aux variations de pédalage. Les résultats des étirements musculaires ont montré une tendance inverse après l'ANOVA, avec un effet plus marqué du facteur de vitesse par rapport au facteur d'amplitude du pédalier. Après avoir classé les fibres musculaires selon la fonction principale du muscle auquel elles contribuent, il a été observé que les fléchisseurs et les extenseurs de genoux subissaient des étirements plus importants à basse amplitude. En revanche, les fléchisseurs, extenseurs et adducteurs de la hanche étaient davantage étirés lorsqu'une amplitude de pédalier de 37 mm était maintenue sur toute la gamme de mouvement. En ce qui concerne le facteur de vitesse, les étirements moyens des groupes de fibres étaient accrus lors d'une vitesse modérée sur la totalité du mouvement de la jambe. Une analyse individuelle a révélé que, pour trois patients, l'augmentation de la vitesse et de l'amplitude de pédalage entraînait en moyenne une réduction des étirements musculaires. En revanche, pour le dernier patient, les fibres tendaient à s'étirer davantage lorsque l'amplitude du pédalier augmentait et que la vitesse de pédalage

diminuait. Cette donnée indique que la variabilité des sujets médullaires a un effet significatif sur les réponses d'étirements musculaires.

Lors de la comparaison entre les valeurs d'étirements des mesures effectuées pendant les séances de vélo et les étirements des mouvements complets de flexion et d'adduction, des différences significatives ont été remarquées. Les moyennes des étirements absolus pendant les séances de vélo variaient de 0,95 à 4,92 cm, tandis qu'elles se situaient entre 5,94 et 14,59 cm pour les mouvements articulaires complets. Pour ce qui est des étirements relatifs, les moyennes des fibres pendant les séances allaient de 9,87 à 55,45 %, alors qu'elles variaient de 38,7 à 225,14 % pour les mouvements complets. Ces résultats mettent en évidence une augmentation significative des étirements absolus et relatifs lors des mouvements complets, soulignant ainsi l'impact de l'amplitude totale des mouvements articulaires sur les étirements musculaires. Cependant, les analyses des étirements étudiés lors des séances de vélo indiquent que l'amplitude du pédalier n'a pas d'effet significatif sur les longueurs des fibres, mais influence significativement les valeurs des amplitudes articulaires. Cela suggère que les amplitudes des 6 mouvements ne sont pas suffisamment importantes pour entraîner des changements évidents dans les étirements musculaires. Pendant l'exercice cyclique actuel, les deux jambes atteignent en moyenne seulement 30 % du mouvement complet de flexion du genou, 16 % du mouvement complet de flexion de la hanche et 13 % du mouvement complet de l'adduction de la hanche. Une grande partie des mouvements articulaires n'est ainsi pas sollicitée lors de cet exercice. En revanche, les résultats démontrent que la vitesse de pédalage influence de manière significative les étirements musculaires, et qu'une amplitude modérée, proche de 40 tr/min, donne les meilleurs résultats d'étirement parmi les amplitudes utilisées dans le plan d'expérience. Et ce, pour tous les sujets étudiés.

La plupart des séances non contrôlées ont été réalisées avec une amplitude de pédalier de 74 mm et une cadence de pédalage de 40 tr/min. Les analyses ont révélé que les étirements observés pendant les séances contrôlées étaient généralement inférieurs à ceux des séances non contrôlées. En effet, dans les séances non contrôlées, les étirements absolus dépassent ceux des séances contrôlées pour 84 % des fibres musculaires. De même, en termes d'étirements relatifs,

61 % des fibres ont montré des étirements moyens plus importants lors des séances non contrôlées. Ainsi, malgré l'analyse du plan d'expérience, l'ensemble optimal des paramètres pour obtenir un étirement musculaire significatif et conséquent n'a pas été identifié.

Finalement, pour cette étude préliminaire, les deux paramètres de l'ergomètre modifieraient significativement au minimum une donnée biomécanique, ce qui signifie qu'ils peuvent être contrôlés et ajustés selon les objectifs de recherche. Les résultats indiquent que modifier l'amplitude du pédalier a un impact important sur les amplitudes articulaires, tandis que cela n'a pas d'effet significatif sur les étirements des fibres musculaires. En revanche, faire varier la vitesse de pédalage a un impact notable sur les étirements musculaires, mais n'influence pas de manière significative la cinématique articulaire. De plus, le plan d'expérience suggère que l'adaptation des séances de vélo à chacun des sujets est pertinent, car l'effet patient s'est avéré significatif pour toutes les données biomécaniques étudiées. Il est ainsi constaté que le contrôle des paramètres d'utilisation de l'ergomètre modifie les résultats de stimulation biomécanique.

6.4 Limites et perspectives

L'une des principales limitations de cette étude réside dans la taille réduite de l'échantillon. La courte période de recrutement a entraîné la participation de seulement 4 sujets à l'étude, ce qui a considérablement réduit la représentativité des données collectées. Cette taille d'échantillon restreinte limite la généralisation des résultats et la solidité des conclusions tirées de l'étude. En effet, la variabilité interindividuelle propre aux sujets médullaires peut influencer de manière significative les données biomécaniques collectées, soulignant ainsi l'importance d'inclure un nombre plus conséquent de participants pour obtenir des résultats plus représentatifs de la population médullaire dans son ensemble. De plus, le manque de données validées et certifiées dans le domaine de la mobilisation précoce chez les patients médullaires rend difficile toute comparaison avec d'autres études, ce qui limite la capacité à situer les résultats de cette recherche dans un contexte plus large.

Une autre limite identifiée concerne le placement des marqueurs sur les sujets médullaires lors des séances. Bien que des essais préliminaires aient été réalisés sur des sujets sains pour identifier un placement garantissant le confort du patient tout en reproduisant correctement la

cinématique des jambes, la réduction du nombre de marqueurs sur les sujets a impacté les résultats cinématiques. Les conditions d'hôpital ont ainsi ajouté une limite aux possibilités de mise en place du matériel, ce qui a pu influencer les données collectées.

En ce qui concerne les analyses biomécaniques utilisant OpenSim, bien que l'étude se soit concentrée sur les outils essentiels, le logiciel offre une multitude de possibilités pour des analyses plus complexes. Cette étude s'est limitée à l'analyse des mouvements articulaires et des étirements musculaires seulement, ce qui représente une limitation dans la compréhension globale de la biomécanique des jambes des patients médullaires. De plus, l'étude des relations entre les données biomécaniques s'est limitée à la cinématique, car les données de forces et de stimulations électriques n'ont pas montré de schéma cohérent pour comprendre les sollicitations lors de l'exercice passif. Des modifications dans les configurations initiales de l'exercice pourraient permettre d'obtenir de meilleurs résultats de force et de stimulation musculaire.

Enfin, cette étude paramétrique s'est concentrée sur seulement deux paramètres, alors que d'autres paramètres comme la distance patient/vélo, la sévérité de la blessure médullaire ou encore le type d'ergomètre auraient pu être pris en compte. Cependant, sur seulement 4 sujets, cela n'a pas été jugé nécessaire. Dans le cadre d'une étude avec un plus grand nombre de sujets, il serait intéressant de contrôler davantage de paramètres de l'ergomètre pour enrichir l'analyse des données biomécaniques.

À mon sens, ce projet de recherche offre une première perspective sur les défis inhérents à l'analyse biomécanique d'un mouvement passif, mettant en évidence la complexité rencontrée dans l'interprétation de certaines mesures obtenues. Le logiciel OpenSim se démarque par sa robustesse et sa capacité à modéliser de manière détaillée les mouvements, ouvrant ainsi la voie à des analyses plus approfondies et précises pour une mobilisation réalisée par des sujets partiellement passifs. Ces résultats préliminaires pourraient constituer une base solide pour des études futures, notamment pour évaluer l'efficacité des protocoles de prise en charge précoce et optimiser le matériel utilisé lors des séances de vélo. Une approche plus exhaustive, impliquant un échantillon plus large de patients, permettrait une meilleure compréhension de

l'impact individuel de chaque cas, facilitant ainsi une personnalisation plus poussée des traitements.

Ainsi, pour valider la fidélité de mes résultats préliminaires et accentuer la compréhension de la biomécanique des sujets médullaires, je recommande d'étudier deux groupes de patients plus conséquents, toujours durant la phase aigüe de la rééducation, où l'un réalise un exercice cyclique répétitif en position assise et l'autre en position couchée. Les outils pour l'analyse de la cinématique et le matériel Noraxon devraient être analysés au préalable afin d'identifier les meilleures configurations et le meilleur protocole de mise en place pour obtenir des données biomécaniques traitables et compréhensibles. Cette mise en situation permettrait d'identifier la pertinence et les conséquences d'un changement de poids de jambe initial sur les signaux EMG et les forces de pression, ce qui pourrait grandement aider à la compréhension de la biomécanique des jambes lors d'un exercice cyclique passif.

CONCLUSION

La problématique de ce projet de recherche résidait dans la compréhension de la pertinence et de la faisabilité d'adapter de manière individualisée le processus de rééducation à chaque patient médullaire. Dans cette optique, le développement d'un modèle musculosquelettique a été réalisé pour permettre d'évaluer la cinématique et les étirements musculaires des patients (OBJ1), utilisé ensuite pour étudier les relations biomécaniques des jambes (OBJ2) et l'impact des paramètres d'utilisation de l'ergomètre sur les stimulations biomécaniques des patients (OBJ3).

L'objectif de l'utilisation du logiciel OpenSim était de reproduire virtuellement les mouvements enregistrés lors des séances de vélo effectuées par les sujets médullaires. Les modèles proposés par ce logiciel présentaient un avantage significatif, étant de plus en plus utilisés dans la littérature et dans l'analyse de la mécanique du mouvement, offrant ainsi une représentation très fidèle de l'anatomie humaine. Cependant, l'application de ce modèle à l'analyse des blessures médullaires a nécessité une adaptation méthodologique. Il a été important de garantir la précision de la mise à l'échelle des segments corporels du modèle humain virtuel ainsi que sa capacité à reproduire fidèlement le mouvement. Le contexte spécifique a imposé des contraintes sur le positionnement des marqueurs sur les patients, nécessitant des ajustements. La méthode de mise à l'échelle utilisée s'est avérée efficace, ce qui a facilité la mise en place des marqueurs sur les sujets médullaires. De plus, la capacité du modèle à reproduire la cinématique des jambes s'est révélée satisfaisante, tant pour les poses statiques que pour les mouvements de flexions articulaires. Finalement, le processus de validation du modèle musculosquelettique a permis de quantifier l'erreur relative dans les résultats et de garantir leur précision.

La validation du modèle FullBody a permis son utilisation lors d'une analyse pour estimer la biomécanique des membres inférieurs de patients médullaires. Quatre sujets ont été recrutés pour réaliser 14 séances de vélo passif au lit, dont 6 demandaient l'installation de marqueurs réfléchissants, d'un système de suivi caméra, des capteurs électromyographiques avec des

électrodes ainsi que deux semelles de pression. Les analyses des séances non-contrôlées ont révélé une corrélation entre les mouvements articulaires et les étirements musculaires. Un schéma répétitif, représentant l'ensemble des prises mesures des 4 patients, a été identifié. Ce schéma permet de comprendre et de prévoir quelles fibres musculaires sont sollicitées et comment elles s'étirent à chaque phase du cycle de pédalage, en fonction des amplitudes articulaires. Les données de stimulations électriques n'ont montré quant à elles aucune cohérence, rendant impossible la distinction d'une relation unique les reliant au reste de la biomécanique des jambes. S'ajoute à cela les résultats des forces de pression exercées au niveau des pédales. Quelques données suggèrent que la semelle droite est plus sollicitée lors de l'exercice passif et que les zones des pieds ne travaillent pas de la même manière à droite et à gauche. Ne regroupant qu'un faible nombre de prises de mesures, ces conclusions ne sont pas représentatives de l'entièreté des séances. Ainsi, seules des relations entre les étirements musculaires et les mouvements articulaires sont identifiées.

Pour évaluer l'impact des paramètres de l'ergomètre sur la biomécanique des jambes des patients médullaires, un plan d'expérience a été élaboré. Celui-ci a permis aux patients de réaliser des séances de vélo au lit avec des niveaux prédéfinis d'amplitude et de vitesse de pédalage. L'objectif était de mieux comprendre comment ces paramètres influencent les réponses des étirements musculaires et des mouvements articulaires. L'analyse des données des séances contrôlées a révélé qu'en faisant varier les deux paramètres de l'ergomètre, à savoir l'amplitude du pédalier et la vitesse de pédalage, il est possible de modifier les données de stimulations biomécaniques. De plus, cette étude paramétrique a permis d'identifier un effet patient, bien que celui-ci soit imparfait en raison du faible nombre de sujets étudiés. D'après ces résultats préliminaires, il serait judicieux de prendre en compte la morphologie des patients pour ajuster les paramètres d'utilisation de l'ergomètre.

Cette étude préliminaire est pertinente car ses résultats indiquent la possibilité de personnaliser les paramètres cycliques selon chaque sujet, offrant ainsi un contrôle sur la biomécanique des patients médullaires. Cette découverte ouvre la voie à des recherches plus approfondies et à la personnalisation des programmes d'exercice, ce qui pourrait considérablement améliorer la

rééducation et la qualité de vie de ces patients. Pour la suite de cette recherche, il serait judicieux de formuler un protocole d'action visant à identifier les paramètres optimaux pour chaque individu, en fonction des objectifs spécifiques de la recherche. Ces objectifs pourraient se concentrer sur l'identification du mouvement engendrant le plus de sollicitations musculaires, ou sur celui optimisant la plasticité neuronale, ou encore sur celui se rapprochant le plus du mouvement naturel de la marche. La capacité à contrôler les résultats biomécaniques en ajustant les paramètres cycliques ouvre de nombreuses perspectives pour les analyses futures.

ANNEXE I

COORDONNÉES DES MARQUEURS OPENSIM

Tableau-A I-1 Coordonnées X, Y et Z des 8 marqueurs placés sur les 6 modèles musculosquelettiques lors des mises à l'échelle

MARQUEURS		MANUELLE			BASÉE SUR LA MESURE		
		Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3
HEAD	X	-0,096	-0,091	-0,103	-0,091	-0,087	-0,100
	Y	1,752	1,673	1,739	1,757	1,672	1,739
	Z	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
RASI	X	0,007	0,006	0,007	0,006	0,006	0,007
	Y	0,974	0,972	0,976	0,972	0,971	0,975
	Z	0,144	0,178	0,163	0,130	0,162	0,130
LASI	X	0,007	0,006	0,007	0,006	0,006	0,007
	Y	0,974	0,972	0,976	0,972	0,971	0,975
	Z	-0,144	-0,178	-0,163	-0,130	-0,162	-0,130
RLMAL	X	-0,066	-0,063	-0,070	-0,063	-0,060	-0,069
	Y	-0,004	0,045	-0,061	0,037	0,080	-0,040
	Z	0,144	0,162	0,159	0,132	0,150	0,138
LLMAL	X	-0,066	-0,063	-0,070	-0,063	-0,060	-0,069
	Y	-0,004	0,045	-0,061	0,037	0,080	-0,040
	Z	-0,144	-0,162	-0,159	-0,132	-0,150	0,138
RACR	X	-0,093	-0,089	-0,100	-0,088	-0,085	-0,098
	Y	1,490	1,438	1,483	1,492	1,436	1,483
	Z	0,200	0,175	0,190	0,181	0,168	0,183
LACR	X	-0,093	-0,089	-0,100	-0,088	-0,085	-0,098
	Y	1,490	1,438	1,483	1,492	1,436	1,483
	Z	-0,200	-0,175	-0,190	-0,181	-0,168	-0,183
GROUND	X	-0,096	-0,091	-0,102	-0,092	-0,087	-0,100
	Y	-0,077	-0,026	-0,140	-0,034	0,013	-0,117
	Z	0,004	0,030	0,011	0,000	0,023	-0,007

ANNEXE II

ÉTIREMENTS DES FIBRES MUSCULAIRES

Tableau-A II-1 Fibres sollicitées lors du mouvement complet de flexion-extension du genou

FIBRES	Taille min (cm)	Taille max (cm)	Étirement absolu (cm)	Étirement relatif (%)
bflh	2,78	7,65	4,87	175,3
bfsh	7,48	13,52	6,05	80,9
gaslat	2,35	5,5	3,15	133,9
gasmed	1,33	4,11	2,79	210,1
grac	18,79	26,94	8,15	43,39
recfem	4,95	11,82	6,88	139,1
sart	39,13	46,15	7,03	17,97
semimem	1,75	5,23	3,48	199,4
semiten	11,16	20,03	8,87	79,48
vasint	7,16	14,03	6,87	96
vaslat	7,07	13,58	6,51	92,02
vasmed	7,4	13,34	5,94	80,3

Tableau-A II-2 Fibres sollicitées lors du mouvement complet de flexion-extension de la hanche

FIBRES	Taille min (cm)	Taille max (cm)	Étirement absolu (cm)	Étirement relatif (%)
add-brev	8,19	12,19	4	48,89
add-long	6,87	13,13	6,26	91,08
addmagDist	13,58	22,64	9,07	66,8
addmagIsch	10,56	21,98	11,42	108,1
addmagMid	10,08	15,67	5,59	55,47
addmagProx	7,18	9,46	2,27	31,64
bflh	6,11	17,21	11,1	181,87
glmax1	12,69	22,79	10,1	79,6
glmax2	12,92	24,17	11,25	87,06
glmax3	13,26	27,86	14,59	110,03
glmed1	5,84	7,7	1,85	31,69
glmed2	5,91	9,11	3,2	54,12
glmed3	6,07	10,27	4,2	69,12
glmin1	5,6	6,72	1,12	19,95
glmin3	2,95	4,48	1,53	52,03
grac	26,78	33,6	6,83	25,5
iliacus	4,49	13,28	8,8	196,14
psoas	7,33	14,41	7,08	96,48
recfem	1,9	5,92	4,02	212,09
sart	33,85	46,95	13,1	38,7
semimem	4,04	13,15	9,11	225,14
semiten	18,4	30,96	12,55	68,2
tfl	2,38	8,43	6,05	254,91

Tableau-A II-3 Fibres sollicitées lors du mouvement complet
d'adduction-abduction de la hanche

FIBRES	Taille min (cm)	Taille max (cm)	Étirement absolu (cm)	Étirement relatif (%)
addbrev	7,54	14,32	6,78	90,03
addlong	7,82	15,03	7,21	92,1
addmagDist	12,28	18,95	6,68	54,37
addmagIsch	10,85	16,07	5,22	48,1
addmagMid	7,28	15,24	7,96	109,37
addmagProx	5,74	11,59	5,85	102
bflh	7,14	10,63	3,48	48,77
glmax1	13,04	15,74	2,7	20,73
glmed1	3,04	9,19	6,15	202,42
glmed2	3,2	8,86	5,66	176,64
glmed3	3,82	8,26	4,44	116,16
glmin1	2,35	8,8	6,45	274,1
glmin2	1,4	7,8	6,4	456,9
glmin3	0,95	5,32	4,37	460,02
grac	25,01	32,83	7,82	31,25
piri	0,65	2,8	2,15	330,39
sart	42,7	46,42	3,72	8,71
semimem	4,99	7,45	2,45	49,17
semiten	19,46	23,78	4,31	22,16
tfl	3,15	9,69	6,54	207,21

ANNEXE III

PROCOLE D'INSTALLATION ET DE RÉALISATION DES SÉANCES DE VÉLO AU LIT

Le protocole d'installation et de réalisation des séances est identique à celui de (Mac-Thiong et al., 2021) : le patient est installé de manière sécuritaire sur le vélo, le matériel est mis en place, et la séance de 30 minutes commence.

Voici un aperçu détaillé du déroulement des séances :

1. Préparation du matériel et du patient : brancher le chariot avec l'ordinateur, la caméra trio et les capteurs EMG puis positionner le patient au centre du lit, en retirant les couvertures et en lui mettant les bas de contention. Le patient est positionné au centre du lit, avec le buste plat et incliné à 30°, avec le pelvis au niveau de l'angle du lit, sans être trop bas pour éviter tout inconfort ou douleur au dos.
2. Mesures anthropométriques : lors de la première séance, prendre manuellement les mensurations du patient : taille totale, longueur des jambes, longueur du buste, largeur des épaules et largeur du bassin. Ces données servent à mettre à l'échelle le modèle musculosquelettique dans OpenSim.
3. Configuration logicielle : ouvrir le logiciel Motive sur l'ordinateur et accéder au projet vélo qui regroupe toutes les séances précédentes avec les calibrations utiles à l'étude. Créer une nouvelle session en utilisant l'identifiant du patient et le numéro de la séance. Puis ouvrir le logiciel Noraxon, sélectionner le projet vélo et l'identifiant du patient, et choisir la calibration prédéfinie.
4. Activation des capteurs EMG et des semelles : activer les capteurs EMG et les semelles de pression via le logiciel Noraxon et vérifier que tous les capteurs sont présents et fonctionnels.
5. Calibration des semelles de pression : effectuer la calibration des semelles, nécessaire avant chaque utilisation, et noter les mesures de calibrage pour les 4 zones plantaires. Pour chaque semelle, 4 zones se distinguent : le talon, le côté extérieur du pied, la zone

des métatarses et la zone des orteils. Cette calibration se fait à l'aide de poids prédéfinis pour que cette étape soit facilement répétable.

6. Synchronisation des logiciels : synchroniser les logiciels Motive et Noraxon en effectuant un calibrage temporel des deux systèmes. Quand les deux logiciels sont ouverts, la synchronisation est proposée directement dans le menu déroulant de Motive. Cela permet un démarrage simultané des enregistrements.
7. Positionnement du patient : placer le vélo au bout du lit, le fixer et positionner les jambes du patient sur les pédales en utilisant les sangles en velcro pour maintenir ses pieds et ses mollets dans l'axe de l'ergomètre.
8. Préparation des zones de mesure : raser les jambes du patient si nécessaire sur les zones où les électrodes et les marqueurs sont placés et nettoyer ces zones avec une lingette alcoolisée.
9. Placement des électrodes et des marqueurs : placer les 8 électrodes sur les 4 muscles par jambe sélectionnés : vaste médial, vaste latéral, médial gastrocnémien et tibial antérieur, et coller les capteurs EMG à côté. Positionner les marqueurs sur les jambes du patient aux emplacements choisis (Voir 5.1.1).
10. Vérification de la caméra et des électrodes : s'assurer que tous les marqueurs sont visibles par la caméra via le logiciel Motive et vérifier les impédances des électrodes dans Noraxon. Les pastilles vertes indiquent des impédances correctes, et donc un placement correct.
11. Prise statique : faire une capture caméra lorsque le patient est installé et immobile via Motive, ce qui déclenche automatiquement l'enregistrement dans Noraxon. L'arrêter après environ 30 secondes.
12. Prise en mouvement : commencer la séance en déclenchant le chronomètre. Réaliser un minimum de 3 acquisitions en mouvement pendant les 30 minutes de séance. Changer et noter la vitesse du mouvement utilisée pour les séances avec paramètres contrôlés.
13. Vérification continue : surveiller la détection des marqueurs par la caméra et la stabilité des impédances des électrodes tout au long de la séance.

14. Fin de séance : une fois les 30 minutes passées, effectuer une dernière acquisition statique et enregistrer les données de la séance. Puis enlever la caméra, les électrodes et les marqueurs et ranger le matériel.

Ce processus bien planifié garantit la cohérence et la précision des données recueillies lors des séances de vélo de lit, tout en optimisant l'utilisation du temps et en assurant le confort des patients. Ces coûts englobent à la fois les dépenses directes, telles que les soins hospitaliers, et les coûts indirects, comme la perte de productivité due aux décès prématurés (Institut Rick Hansen, 2018).

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aach, M., Meindl, R. C., Geßmann, J., Schildhauer, T. A., Citak, M., & Cruciger, O. (2015). Exoskelette in der Rehabilitation Querschnittgelähmter : Möglichkeiten und Grenzen. *Der Unfallchirurg, 118*(2), 130-137. <https://doi.org/10.1007/s00113-014-2616-1>
- Ackermann, M., Gros, J., & Lister, K. (2007). *La prise en charge interdisciplinaire des blessés médullaires* (p. 47) [Partenariat HES-Faculté de médecine de Genève]. http://www.medecine.unige.ch/enseignement/apprentissage/module4/immersion/archives/2006_2007/travaux/07_r_paraplegie.pdf
- 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. <https://doi.org/10.5966/sctm.2015-0381>
- Ahuja, C. S., Wilson, J. R., Nori, S., Kotter, M. R. N., Druschel, C., Curt, A., & Fehlings, M. G. (2017). Traumatic spinal cord injury. *Nature Reviews Disease Primers, 3*(1), 17018. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.18>
- Akman, M., Bengi, R., Karatas, M., Kılınc, S., Sözüy, S., & Özker, R. (1999). Assessment of spasticity using isokinetic dynamometry in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord, 37*(9), 638-643. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100892>
- Alashram, A. R., Annino, G., & Padua, E. (2021). Robot-assisted gait training in individuals with spinal cord injury : A systematic review for the clinical effectiveness of Lokomat. *Journal of Clinical Neuroscience, 91*, 260-269. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2021.07.019>
- Andresen, S. R., Biering-Sørensen, F., Hagen, E. M., Nielsen, J. F., Bach, F. W., & Finnerup, N. B. (2016). Pain, spasticity and quality of life in individuals with traumatic spinal cord injury in Denmark. *Spinal Cord, 54*(11), 973-979. <https://doi.org/10.1038/sc.2016.46>
- Arnold, E. M., Ward, S. R., Lieber, R. L., & Delp, S. L. (2010). A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Annals of Biomedical Engineering, 38*(2), 269-279. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9852-5>
- Bakkum, A. J. T., De Groot, S., Onderwater, M. Q., De Jong, J., & Janssen, T. W. J. (2014). Metabolic rate and cardiorespiratory response during hybrid cycling versus handcycling at equal subjective exercise intensity levels in people with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine, 37*(6), 758-764. <https://doi.org/10.1179/2045772313Y.0000000164>

- Bareyre, F. M., Kerschensteiner, M., Raineteau, O., Mettenleiter, T. C., Weinmann, O., & Schwab, M. E. (2004). The injured spinal cord spontaneously forms a new intraspinal circuit in adult rats. *Nature Neuroscience*, 7(3), 269-277. <https://doi.org/10.1038/nn1195>
- Bar-On, L., Aertbeliën, E., Wambacq, H., Severijns, D., Lambrecht, K., Dan, B., Huenaeerts, C., Bruyninckx, H., Janssens, L., Van Gestel, L., Jaspers, E., Molenaers, G., & Desloovere, K. (2013). A clinical measurement to quantify spasticity in children with cerebral palsy by integration of multidimensional signals. *Gait & Posture*, 38(1), 141-147. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.003>
- Barratt, P. R., Korff, T., Elmer, S. J., & Martin, J. C. (2011). Effect of Crank Length on Joint-Specific Power during Maximal Cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(9), 1689-1697. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182125e96>
- Barroso, F. O., Torricelli, D., Bravo-Esteban, E., Taylor, J., Gómez-Soriano, J., Santos, C., Moreno, J. C., & Pons, J. L. (2016). Muscle Synergies in Cycling after Incomplete Spinal Cord Injury: Correlation with Clinical Measures of Motor Function and Spasticity. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00706>
- 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. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 41, S39-S45. <https://doi.org/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. *Physical Therapy*, 86(10), 1406-1425. <https://doi.org/10.2522/ptj.20050212>
- Bican, O., Minagar, A., & Pruitt, A. A. (2013). The Spinal Cord. *Neurologic Clinics*, 31(1), 1-18. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2012.09.009>
- Biernaskie, J., & Corbett, D. (2001). Enriched Rehabilitative Training Promotes Improved Forelimb Motor Function and Enhanced Dendritic Growth after Focal Ischemic Injury. *The Journal of Neuroscience*, 21(14), 5272-5280. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.21-14-05272.2001>
- 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. <https://doi.org/10.1038/sc.2010.167>
- Burgess & Wainwright. (2019). What Is the Evidence for Early Mobilisation in Elective Spine Surgery? A Narrative Review. *Healthcare*, 7(3), 92. <https://doi.org/10.3390/healthcare7030092>

- Chammakhi, H. (2023). *Étude biomécanique de l'influence du type de mouvement et de la posture lors d'un entraînement avec un entraîneur dans l'optique d'une mobilisation précoce favorisant la plasticité neuronale des blessés médullaires*.
- Cheung, E. Y. Y., Ng, T. K. W., Yu, K. K. K., Kwan, R. L. C., & Cheing, G. L. Y. (2017). Robot-Assisted Training for People With Spinal Cord Injury : A Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98(11), 2320-2331.e12. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.05.015>
- Clinique Parisienne. (2023). *Anatomie de la hanche et du genou*. Clinique Parisienne de la hanche et du genou. <https://www.chirurgie-hanche-genou.fr/anatomie-hanche/>
- Colombo, G., Schreier, R., Mayr, A., Plewa, H., & Rupp, R. (2005). Novel Tilt Table with Integrated Robotic Stepping Mechanism : Design Principles and Clinical Application. *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, 227-230. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501091>
- Conseil Santé. (2022). <https://conseilsante.cliniquecmi.com/quels-muscles-le-velo-fait-il-travailler/>
- Courtine, G., Gerasimenko, Y., van den Brand, R., Yew, A., Musienko, P., Zhong, H., Song, B., Ao, Y., Ichiyama, R. M., Lavrov, I., Roy, R. R., Sofroniew, M. V., & Edgerton, V. R. (2009). Transformation of nonfunctional spinal circuits into functional states after the loss of brain input. *Nature Neuroscience*, 12(10), 1333-1342. <https://doi.org/10.1038/nn.2401>
- Craven, C. T. D., Gollee, H., Coupaud, S., Purcell, M. A., & Allan, D. B. (2013). Investigation of robotic-assisted tilt-table therapy for early-stage spinal cord injury rehabilitation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 50(3), 367. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2012.02.0027>
- De Araújo, A. V. L., Neiva, J. F. D. O., Monteiro, C. B. D. M., & Magalhães, F. H. (2019). Efficacy of Virtual Reality Rehabilitation after Spinal Cord Injury : A Systematic Review. *BioMed Research International*, 2019, 1-15. <https://doi.org/10.1155/2019/7106951>
- Dera, V. (2016). *Citycle*. <https://www.citycle.com/26447-et-si-on-vous-detaillait-le-mouvement-du-pedalage/>
- Dietz, V. (2002). Locomotor activity in spinal man : Significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain*, 125(12), 2626-2634. <https://doi.org/10.1093/brain/awf273>

- Dionne, A., Cavayas, Y. A., Magnuson, D., Richard-Denis, A., Petit, Y., Barthélémy, D., Bernard, F., & Mac-Thiong, J.-M. (2023). Is it safe to initiate activity-based therapy within days following traumatic spinal cord injury? Preliminary results from the PROMPT-SCI trial. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 1-6. <https://doi.org/10.1080/10790268.2023.2212329>
- Dvorak, M. F., Noonan, V. K., Fallah, N., Fisher, C. G., Finkelstein, J., Kwon, B. K., Rivers, C. S., Ahn, H., Paquet, J., Tsai, E. C., Townson, A., Attabib, N., Bailey, C. S., Christie, S. D., Drew, B., Fournay, D. R., Fox, R., Hurlbert, R. J., Johnson, M. G., ... The RHSCIR Network. (2015). The Influence of Time from Injury to Surgery on Motor Recovery and Length of Hospital Stay in Acute Traumatic Spinal Cord Injury : An Observational Canadian Cohort Study. *Journal of Neurotrauma*, 32(9), 645-654. <https://doi.org/10.1089/neu.2014.3632>
- Eckert, M. J., & Martin, M. J. (2017). Trauma. *Surgical Clinics of North America*, 97(5), 1031-1045. <https://doi.org/10.1016/j.suc.2017.06.008>
- Eli, I., Lerner, D. P., & Ghogawala, Z. (2021). Acute Traumatic Spinal Cord Injury. *Neurologic Clinics*, 39(2), 471-488. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2021.02.004>
- Epstein, N. (2014). A review article on the benefits of early mobilization following spinal surgery and other medical/surgical procedures. *Surgical Neurology International*, 5(4), 66. <https://doi.org/10.4103/2152-7806.130674>
- Esquenazi, A., Lee, S., Wikoff, A., Packel, A., Toczyłowski, T., & Feeley, J. (2017). A Comparison of Locomotor Therapy Interventions : Partial-Body Weight-Supported Treadmill, Lokomat, and G-EO Training in People With Traumatic Brain Injury. *PM&R*, 9(9), 839-846. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.12.010>
- Evaluating a Musculoskeletal Model*. (2017). OpenSim Documentation. <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Evaluating+a+Musculoskeletal+Model>
- Falisse, A., Bar-On, L., Desloovere, K., Jonkers, I., & De Groote, F. (2018). A spasticity model based on feedback from muscle force explains muscle activity during passive stretches and gait in children with cerebral palsy. *PLOS ONE*, 13(12), e0208811. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208811>
- Fang, J., Vuckovic, A., Galen, S., Conway, B. A., & Hunt, K. J. (2014). Mechanical stimulation of the foot sole in a supine position for ground reaction force simulation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11, 159. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-159>

- Feil, K., Boettcher, N., Lezius, F., Habs, M., Hoegen, T., Huettemann, K., Muth, C., Eren, O., Schoeberl, F., Zwergal, A., Bayer, O., & Strupp, M. (2016). Clinical evaluation of the bed cycling test. *Brain and Behavior*, 6(5). <https://doi.org/10.1002/brb3.445>
- Feller, R., Furin, M., Alloush, A., & Reynolds, C. (2023). EMS Immobilization Techniques. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459341/>
- Fossat, G., Baudin, F., Courtes, L., Bobet, S., Dupont, A., Bretagnol, A., Benzekri-Lefèvre, D., Kamel, T., Muller, G., Bercault, N., Barbier, F., Runge, I., Nay, M.-A., Skarzynski, M., Mathonnet, A., & Boulain, T. (2018). Effect of In-Bed Leg Cycling and Electrical Stimulation of the Quadriceps on Global Muscle Strength in Critically Ill Adults : A Randomized Clinical Trial. *JAMA*, 320(4), 368. <https://doi.org/10.1001/jama.2018.9592>
- Fouad, K., & Pearson, K. (2004). Restoring walking after spinal cord injury. *Progress in Neurobiology*, 73(2), 107-126. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2004.04.003>
- Fouad, K., & Tetzlaff, W. (2012). Rehabilitative training and plasticity following spinal cord injury. *Experimental Neurology*, 235(1), 91-99. <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2011.02.009>
- Gagnon, D. H., Escalona, M. J., Vermette, M., Carvalho, L. P., Karelis, A. D., Duclos, C., & Aubertin-Leheudre, M. (2018). Locomotor training using an overground robotic exoskeleton in long-term manual wheelchair users with a chronic spinal cord injury living in the community : Lessons learned from a feasibility study in terms of recruitment, attendance, learnability, performance and safety. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 12. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0354-2>
- García-Alías, G., Barkhuysen, S., Buckle, M., & Fawcett, J. W. (2009). Chondroitinase ABC treatment opens a window of opportunity for task-specific rehabilitation. *Nature Neuroscience*, 12(9), 1145-1151. <https://doi.org/10.1038/nn.2377>
- Guillemot, S. (2023). *Optimiser la mobilisation précoce des blessés médullaires* [Mémoire pour obtention de la maîtrise].
- Hachem, L. D., Ahuja, C. S., & Fehlings, M. G. (2017). Assessment and management of acute spinal cord injury : From point of injury to rehabilitation. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 40(6), 665-675. <https://doi.org/10.1080/10790268.2017.1329076>

- Handsfield, G. G., Meyer, C. H., Hart, J. M., Abel, M. F., & Blemker, S. S. (2014). Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. *Journal of Biomechanics*, 47(3), 631-638. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.002>
- Hicks, J. (2017). *How Scaling Works*. OpenSim Documentation. <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Scaling+Works>
- Holliday, W., Theo, R., Fisher, J., & Swart, J. (2023). Cycling : Joint kinematics and muscle activity during differing intensities. *Sports Biomechanics*, 22(5), 660-674. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1640279>
- Hook, M. A., Ferguson, A. R., Garcia, G., Washburn, S. N., Koehly, L. M., & Grau, J. W. (2004). Monitoring Recovery after Injury : Procedures for Deriving the Optimal Test Window. *Journal of Neurotrauma*, 21(1), 109-118. <https://doi.org/10.1089/089771504772695995>
- Hou, S., & Rabchevsky, A. G. (2014). Autonomic Consequences of Spinal Cord Injury. In R. Terjung (Éd.), *Comprehensive Physiology* (1^{re} éd., p. 1419-1453). Wiley. <https://doi.org/10.1002/cphy.c130045>
- Houle, J. D., Morris, K., Skinner, R. D., Garcia-Rill, E., & Peterson, C. A. (1999). Effects of fetal spinal cord tissue transplants and cycling exercise on the soleus muscle in spinalized rats. *Muscle & Nerve*, 22(7), 846-856. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4598\(199907\)22:7<846::aid-mus6>3.0.co;2-i](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4598(199907)22:7<846::aid-mus6>3.0.co;2-i)
- Institut Rick Hansen. (2018, septembre). *Registre Rick Hansen sur les lésions médullaires*.
- Ishida, T., & Samukawa, M. (2023). Validity and Reliability of a Wearable Goniometer Sensor Controlled by a Mobile Application for Measuring Knee Flexion/Extension Angle during the Gait Cycle. *Sensors*, 23(6), 3266. <https://doi.org/10.3390/s23063266>
- Ismail, F. Y., Fatemi, A., & Johnston, M. V. (2017). Cerebral plasticity : Windows of opportunity in the developing brain. *European Journal of Paediatric Neurology*, 21(1), 23-48. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2016.07.007>
- Jeannerod, M. (1990). La récupération fonctionnelle en neurologie: In *Psychologie et cerveau* (p. 53-75). Presses Universitaires de France. <https://doi.org/10.3917/puf.seron.1990.01.0053>
- Johnston, T. E., Barr, A. E., & Lee, S. C. K. (2008). Biomechanics of recumbent cycling in adolescents with cerebral palsy with and without the use of a fixed shank guide. *Gait & Posture*, 27(4), 539-546. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.001>

- Johnston, T. E., Prosser, L. A., & Lee, S. C. K. (2008). Differences in pedal forces during recumbent cycling in adolescents with and without cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 23(2), 248-251. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.028>
- Kang, Y., Ding, H., Zhou, H., Wei, Z., Liu, L., Pan, D., & Feng, S. (2017). Epidemiology of worldwide spinal cord injury : A literature review. *Journal of Neurorestoratology*, Volume 6, 1-9. <https://doi.org/10.2147/JN.S143236>
- Lemon, R. N. (2008). Descending Pathways in Motor Control. *Annual Review of Neuroscience*, 31(1), 195-218. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.31.060407.125547>
- Les nerfs crâniens et spinaux.* (2016). [Neurosciences]. Wikilivres. https://fr.wikibooks.org/wiki/Neurosciences/Les_nerfs_crâniens_et_spinaux
- 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. *Experimental Neurology*, 92(2), 421-435. [https://doi.org/10.1016/0014-4886\(86\)90094-4](https://doi.org/10.1016/0014-4886(86)90094-4)
- 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. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2021-049884>
- Maiese, K. (2021, mars). *Le Manuel Merck* [Grand public]. Le manuel Merck. <https://www.merckmanuals.com/fr-ca/accueil/troubles-du-cerveau,-de-la-moelle-épineière-et-des-nerfs/biologie-du-système-nerveux/moelle-épineière>
- Manar, A. (2017). *Le vélo en mouvement : Dynamique, Contrôle, Conduite & Performances.*
- McKinley, M. P., Dean O'Loughlin, V., & Stouter Bidle, T. (2019). Anatomie et physiologie : Une approche intégrée. In M. Cordeau (Éd.), *Anatomie et physiologie : Une approche intégrée* (2e édition, p. 1518). Chenelière éducation. <https://bac-lac.on.worldcat.org/oclc/1078785108?lang=fr>
- Nógrádi, A., & Vrbová, G. (2006). Anatomy and Physiology of the Spinal Cord. In A. Nógrádi, *Transplantation of Neural Tissue into the Spinal Cord* (p. 1-23). Springer US. https://doi.org/10.1007/0-387-32633-2_1
- 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. <https://doi.org/10.1159/000336014>

- Noraxon. (2020). *Ultium Insole SmartLead* [Ultium].
- Noraxon. (2023). *Wireless Surface EMG* (Ultium EMG).
- Norrie, B. A., Nevett-Duchcherer, J. M., & Gorassini, M. A. (2005). Reduced Functional Recovery by Delaying Motor Training After Spinal Cord Injury. *Journal of Neurophysiology*, *94*(1), 255-264. <https://doi.org/10.1152/jn.00970.2004>
- OpenSim*. (2022). SimTK. <https://simtk.org/projects/opensim>
- OpenSim Community*. (2010). NCSRR : National Center for Simulation in Rehabilitation Research. <https://opensim.stanford.edu>
- OptiTrack*. (2023). Motion Capture. <https://optitrack.com>
- Perrouin-Verbe, B. (2005). [Rehabilitation of spinal cord injury patients]. *Bulletin De l'Academie Nationale De Medecine*, *189*(6), 1159-1174; discussion 1175-1176.
- Phadke, C. P., Vierira, L., Mathur, S., Cipriano, G., Ismail, F., & Boulias, C. (2019). Impact of Passive Leg Cycling in Persons With Spinal Cord Injury : A Systematic Review. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, *25*(1), 83-96. <https://doi.org/10.1310/sci18-00020>
- Quadri, S. A., Farooqui, M., Ikram, A., Zafar, A., Khan, M. A., Suriya, S. S., Claus, C. F., Fiani, B., Rahman, M., Ramachandran, A., Armstrong, I. I. T., Taqi, M. A., & Mortazavi, M. M. (2020). Recent update on basic mechanisms of spinal cord injury. *Neurosurgical Review*, *43*(2), 425-441. <https://doi.org/10.1007/s10143-018-1008-3>
- Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *63*(10), 2068-2079. <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891>
- Récit. (2010). *Le corps humain virtuel*. Éducation physique et à la santé. <https://eps.recitdp.qc.ca/le-corps-humain-virtuel/>
- Roberts, T. T., Leonard, G. R., & Cepela, D. J. (2017). Classifications In Brief : American Spinal Injury Association (ASIA) Impairment Scale. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, *475*(5), 1499-1504. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-5133-4>
- Rodríguez-Mendoza, B., A. Santiago-Tovar, P., A. Guerrero-Godinez, M., & García-Vences, E. (2021). Rehabilitation Therapies in Spinal Cord Injury Patients. In J. Juan Antonio Ibarra Arias & C. Alberto Cuellar Ramos (Éds.), *Paraplegia*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.92825>

- Sheerin, F. (2004). Spinal cord injury : Anatomy and physiology of the spinal cord: In the first of three articles on spinal cord injury, FINTAN SHEERIN describes the anatomy and physiology of the spinal cord. *Emergency Nurse*, 12(8), 30-36. <https://doi.org/10.7748/en2004.12.12.8.30.c1178>
- Simpson, L. A., Eng, J. J., Hsieh, J. T. C., & Wolfe And 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. <https://doi.org/10.1089/neu.2011.2226>
- Soriano, J. E., Romac, R., Squair, J. W., Barak, O. F., Sarafis, Z. K., Lee, A. H. X., Coombs, G. B., Vaseghi, B., Grant, C., Charbonneau, R., Mijacika, T., Krassioukov, A. V., Ainslie, P. N., Larkin-Kaiser, K. A., Phillips, A. A., & Dujic, Z. (2022). Passive leg cycling increases activity of the cardiorespiratory system in people with tetraplegia. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 47(3), 269-277. <https://doi.org/10.1139/apnm-2021-0523>
- Sütçü, G., Yalçın, A. İ., Ayvat, E., Kılınç, Ö. O., Ayvat, F., Doğan, M., Harput, G., Yıldırım, S. A., & Kılınç, M. (2019). Electromyographic activity and kinematics of sit-to-stand in individuals with muscle disease. *Neurological Sciences*, 40(11), 2311-2318. <https://doi.org/10.1007/s10072-019-03974-5>
- Takeoka, A., Vollenweider, I., Courtine, G., & Arber, S. (2014). Muscle Spindle Feedback Directs Locomotor Recovery and Circuit Reorganization after Spinal Cord Injury. *Cell*, 159(7), 1626-1639. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2014.11.019>
- Ultium Insole SmartLead*. (s. d.).
- Van Hedel, H. J., Wirz, M., & Dietz, V. (2005). Assessing walking ability in subjects with spinal cord injury : Validity and reliability of 3 walking tests. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(2), 190-196. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.02.010>
- Vegter, R. J. K., Mason, B. S., Sporrel, B., Stone, B., van der Woude, L. H. V., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2019). Crank fore-aft position alters the distribution of work over the push and pull phase during synchronous recumbent handcycling of able-bodied participants. *PLOS ONE*, 14(8), e0220943. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220943>
- VeloMath. (2014). *Le mouvement de pédalage*. <http://www.velomath.fr>

- Walker, P. S., Rovick, J. S., & Robertson, D. D. (1988). The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. *Journal of Biomechanics*, *21*(11), 965-974. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90135-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90135-2)
- Wang, D., Teddy, P. J., Henderson, N. J., Shine, B. S., & Gardner, B. P. (2001). Mobilization of patients after spinal surgery for acute spinal cord injury. *Spine*, *26*(20), 2278-2282. <https://doi.org/10.1097/00007632-200110150-00022>
- Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H., & Lieber, R. L. (2009). Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *467*(4), 1074-1082. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0594-8>
- Watanabe, K., Sato, T., Mukaimoto, T., Takashima, W., Yamagishi, M., & Nishiyama, T. (2016). Electromyographic analysis of thigh muscles during track cycling on a velodrome. *Journal of Sports Sciences*, *34*(15), 1413-1422. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1114135>
- Winchester, P., & Querry, R. (2006). Robotic Orthoses for Body Weight–Supported Treadmill Training. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, *17*(1), 159-172. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.10.008>
- Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, *17*(4), 359-411.
- Zalewski, N. L., Rabinstein, A. A., Krecke, K. N., Brown, R. D., Wijdicks, E. F. M., Weinshenker, B. G., Doolittle, D. A., & Flanagan, E. P. (2018). Spinal cord infarction: Clinical and imaging insights from the periprocedural setting. *Journal of the Neurological Sciences*, *388*, 162-167. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2018.03.029>
- Zhang, H., Mo, F., Wang, L., Behr, M., & Arnoux, P.-J. (2020). A Framework of a Lower Limb Musculoskeletal Model With Implemented Natural Proprioceptive Feedback and Its Progressive Evaluation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *28*(8), 1866-1875. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3003497>