

Optimiser la mobilisation précoce des blessés médullaires

par

Simon GUILLEMOT

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

MONTREAL, LE 8 MAI 2023

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Simon Guillemot, 2023



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 MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

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

M. Jean-Marc Mac-Thiong, codirecteur de mémoire
Département de chirurgie 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. Eric 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 27 AVRIL 2023

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je souhaite exprimer ma gratitude envers les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire. Je tenais tout d'abord à remercier mon directeur Yvan PETIT pour son soutien, sa confiance et ses conseils tout au long du projet. Merci pour les nombreuses discussions constructives, qui ont été précieuses pour le développement de mes connaissances scientifiques et critiques. Je remercie également le docteur Jean-Marc Mac-Thiong qui, sans lui, le projet n'aurait pas pu se réaliser.

Un grand merci à toute l'équipe du groupe HSCM et notamment à Guillaume Frebourg, Lucien Diotalevi, Marie Keller, Nenkam Kanmangne et Elisabeth Laroche qui m'ont partagé leur savoir et qui m'ont apporté leur aide au cours de ma maîtrise. Je tenais aussi à remercier Hanen Chammakhi qui m'a partagé ses travaux et qui a réellement apporté une valeur à mon travail. Un merci aussi à l'équipe de l'ETS et particulièrement à Pierre Schmidt, Sarah Pineau et Maïwenn Texier. Merci à vous tous pour votre bonne humeur et ces bons moments passés à l'ETS, à HSCM ou à l'extérieur en votre compagnie.

Un Merci à l'ETS et à l'UTC qui m'ont permis de réaliser ce double diplôme en Technologie de la Santé et d'avoir ainsi découvert une formation complémentaire à la mécanique.

Je voulais remercier le docteur Jean Marc Mac Thiong, l'hôpital de Sacré-Cœur et mes parents pour leur soutien financier tout au long de ce projet.

Enfin, un grand merci à mes amis présents sur Montréal, ma famille et notamment mes colocataires ainsi que Marie Lecorguille qui m'ont soutenu tout au long de mon projet dans les bons moments comme les mauvais. Merci pour tous ces weekends, ces voyages et ces moments passés avec vous, qui ont été des bouffées d'oxygène pendant cette période de travail intense.

Optimiser la mobilisation précoce des blessés médullaires

Simon GUILLEMOT

RÉSUMÉ

Les lésions médullaires comptent parmi les évènements les plus catastrophiques auxquels un individu peut faire face, menant à une perte de fonctions motrices et sensorielles. Suite à une lésion médullaire, la mobilisation est une phase déterminante pour la reprise des fonctions perdues. Cette mobilisation doit se rapprocher le plus de la marche naturelle et doit être initiée dans les 48h après l'opération de la colonne pour maximiser les chances de la personne blessée de remarcher par la suite. Aujourd'hui, seul, l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal initie la mobilisation des blessés médullaires dans cet intervalle temporel. Les patients sont alors mobilisés par un ergomètre cyclique. Néanmoins, la trajectoire circulaire reproduite par cet ergomètre présente, à priori, peu de similarité avec la cinématique de la marche naturelle, ce mouvement étant la fonction principale que l'on cherche à retrouver chez les patients. De plus, les façons de paramétrer cet ergomètre et d'installer le patient sont encore mal comprises. Ainsi, le but de ce projet est d'optimiser la mobilisation précoce des blessés médullaires. Pour cela, un nouvel ergomètre visant à reproduire la marche naturelle dans un lit d'hôpital a été conceptualisé sous forme de modèle numérique 3D avec le logiciel CATIA. Un mouvement de type linéaire a été choisi. Ensuite, un outil numérique simulant la dynamique des membres inférieurs a été construit sur le logiciel MATLAB pour le nouvel ergomètre ainsi que pour celui existant (ergomètre cyclique). Cet outil a été comparé à des données expérimentales obtenues sur 10 sujets, lors de l'utilisation d'un ergomètre cyclique. Les résultats suggèrent une bonne fiabilité de l'outil numérique quant à la cinématique des membres inférieurs avec un CORA $>0,65$, mais des résultats mitigés pour les forces de réaction ($p < 0,05$) par rapport aux données expérimentales. À partir d'un plan d'expérience, il a été possible d'étudier l'effet des paramètres de configuration sur la performance du nouvel ergomètre et de celui existant et de déterminer leur configuration d'utilisation optimale. L'angle d'extension maximal du genou, est le paramètre le plus influent avec une contribution à plus de 50% sur les variations de la dynamique de la hanche et du genou. La position du pied sur la pédale contribue à 18% de la variation de la force de réaction maximale et la hauteur à laquelle se réalise le mouvement par rapport au lit d'hôpital, contribue à plus de 30% à la variation de l'étendue de la hanche. La cadence n'a pas d'effet sur la cinématique, mais contribue à une variation de 8% de la force de réaction maximale. Enfin, dans leur condition optimal, l'ergomètre linéaire semble présenter un plus grand potentiel que l'ergomètre cyclique, avec une allure de la hanche en flexion/extension identique à la marche ($r=0,97$) et un nombre d'ajustements morphologiques plus important par rapport à l'ergomètre cyclique. L'ergomètre linéaire présente également une extension de hanche moindre ($6,4^\circ$) et une plus grande force de réaction (2,7%), mais ces différences ne sont pas significatives d'après le barème d'évaluation établi. Finalement, ce travail propose un nouvel appareil qui semble avantageux pour la mobilisation précoce des blessés médullaires et un outil numérique offrant une meilleure compréhension de la performance d'une mobilisation dans un lit d'hôpital. Ce projet a ainsi permis l'avancement des connaissances sur les stratégies de mobilisation à adopter dans un lit d'hôpital.

VIII

Mots-clés : blessure médullaire, mobilisation précoce, ergomètre, conception, cinématique, dynamique, optimisation

Optimize early mobilization for spinal cord injured patients

Simon GUILLEMOT

ABSTRACT

Spinal cord injuries are ones of the most catastrophic event human can face, leading to a loss of motor and sensitive functions. Following a spinal cord injury, mobilization is a decisive phase in the recovery of lost functions. This mobilization has to reproduce natural walking and be initiated within 48h after spinal surgery, to maximize the patient's chances of walking again. Currently, only Sacré Coeur hospital initiates mobilization of spinal injured patients in this time interval, with a cyclic ergometer. However, the circular trajectory reproduced by this ergometer displays, initially, few similarities with the kinematics of natural walking, this movement being the main function we want to reproduce. Moreover, the ways of setting this ergometer and installing the patients are still poorly understood. The main objective of this research was to optimize early mobilization for spinal cord injured patients. First, a new ergometer aiming to reproduce natural walking in a hospital bed, was numerically designed with CATIA software. A linear motion was chosen. Then, a digital tool simulating lower limbs dynamics in the ergometer was built, using MATLAB software. Reliability of the digital tools was tested by comparing its results with experimental data from 10 subjects using a cyclic ergometer. Our results suggested a good reliability for lower limb kinematics with a CORA > 0.65, but limited reliability for reaction forces ($p < 0,05$) compared to experimental data. Then, we conducted an experimental design, to study the effects of configuration parameters and determine the optimal configuration for the linear and cyclic ergometer. The maximum knee extension angle was found to be the most influential parameter, contributing over 50% to variations in hip and knee dynamics. The position of the foot on pedals contributes to 18% of the variations of the maximum reaction force and the height at which the movement is performed, contributes over 30% to variations in hip extension. Cadence had no effects on kinematics but contributed to an 8% variation in maximum reaction force. Finally, we compared the linear and cyclic ergometer under optimal conditions and found that the linear ergometer had a hip flexion/extension pattern identical to walking ($r=0,97$) and a greater number of morphological adjustments than the cyclic ergometer. Although, the linear ergometer showed less hip extension ($6,4^\circ$) and more reaction force (2,7%) but these differences were not significant according to the established evaluation scale. In conclusion, our research proposes a new device that appears to be advantageous for early mobilization of spinal cord injured patients and a digital tool that provides better understanding of mobilization performance in a hospital bed. This project has thus advanced knowledge on the mobilization strategies to be adopted in a hospital bed.

Keywords: spinal cord injuries, early mobilization, gait pattern, ergometer, conception, dynamics, kinematics, reaction force, optimization

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Blessure médullaire.....	3
1.1.1 Fonctionnement de la moelle épinière	3
1.1.2 Épidémiologie des lésions médullaires traumatiques	5
1.1.3 Prise en charge des blessés médullaires.....	7
1.1.4 Classification des blessures médullaires.....	8
1.1.5 Conséquences des blessures médullaires.....	9
1.2 Type, influence et composantes de la mobilisation des blessés médullaires.....	11
1.2.1 Physiologie de la marche	12
1.2.2 Neuroplasticité et récupération fonctionnelle à la suite d'une blessure médullaire	16
1.2.3 Paramètres optimisant la mobilisation.....	20
1.2.3.1 Moment d'initialisation de la mobilisation.....	20
1.2.3.2 Intensité de la mobilisation.....	23
1.2.3.3 Complexité de l'exercice et influx cutané	24
1.3 Types et performances des technologies de mobilisation existantes.....	27
1.3.1 Technologies de mobilisation existantes	27
1.3.2 Comparaison des types de mobilisation à la biomécanique de la marche.....	33
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	39
2.1 Problématique.....	39
2.2 Objectifs et sous-objectifs.....	40
CHAPITRE 3 CONCEPTION D'UN ERGOMÈTRE VISANT À REPRODUIRE LA MARCHÉ DANS UN LIT D'HÔPITAL	41
3.1 Élaboration du cahier des charges.....	41
3.1.1 Description du marché visé.....	41
3.1.2 Identification des attributs clients	43
3.1.3 Identification des restrictions.....	46
3.1.3.1 Normes et homologations	46
3.1.3.2 Contraintes imposées par le client	47
3.1.4 Définition des spécifications techniques.....	48
3.1.5 Maison de la qualité et barème d'évaluation	53
3.2 Recherche de solution.....	58
3.2.1 Analyse des solutions existantes.....	58
3.2.2 Remue-méninge, regroupement d'idée et choix de la solution finale	59

3.3	Dimensionnement de la solution finale.....	69
3.3.1	Schéma de principe.....	69
3.3.2	Étude géométrique.....	71
3.3.3	Étude anthropométrique.....	75
3.3.4	Paramétrage.....	76
3.3.4.1	Dimensionnement moteur.....	77
3.3.4.2	Dimensionnement du bras de manivelle (R).....	80
3.3.4.3	Largeur de l'ergomètre.....	82
3.4	Description de la solution finale.....	84
3.4.1	Représentation de l'assemblage final.....	85
3.4.2	Système de transmission.....	87
3.4.3	Support de jambe.....	90
3.4.4	Structure supportant le mécanisme de transmission.....	92
3.4.5	Système facilitant le transport de l'appareil.....	94
3.5	Conclusion.....	94
CHAPITRE 4	SIMULATION DE LA DYNAMIQUE DES MEMBRES INFÉRIEURS DANS UN ERGOMÈTRE.....	97
4.1	Développement de l'outil de simulation de la dynamique des membres inférieurs....	97
4.1.1	Caractérisation des variables.....	97
4.1.2	Calcul cinématique.....	98
4.1.3	Calcul de la force de réaction maximale au pied.....	103
4.1.4	Présentation de l'outil numérique.....	110
4.1.5	Conclusion.....	112
4.2	Évaluation de l'outil de simulation de la dynamique des membres inférieurs.....	113
4.2.1	Analyse des données de l'expérience de Chammakhi (2023).....	113
4.2.2	Analyse des données de l'outil numérique.....	116
4.2.3	Résultat.....	118
4.2.3.1	Similarité cinématique entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique.....	118
4.2.3.2	Force de réaction maximale.....	123
4.2.4	Conclusion.....	125
CHAPITRE 5	ÉVALUATION DES PERFORMANCES DE L'ERGOMÈTRE LINÉAIRE PROPOSÉ.....	127
5.1	Méthode.....	127
5.2	Résultats.....	131
5.2.1	Validité du plan complet.....	131
5.2.2	Résultat du plan complet – ergomètre linéaire.....	132
5.2.2.1	Cinématique de la hanche.....	132
5.2.2.2	Cinématique du genou.....	134
5.2.2.3	Force de réaction maximale.....	135
5.2.3	Résultats du plan complet-ergomètre cyclique.....	136
5.2.3.1	Cinématique de la hanche.....	136
5.2.3.2	Cinématique du genou.....	138

5.2.3.3	Force de réaction maximale	139
5.2.4	Configuration d'utilisation optimale de l'ergomètre linéaire et cyclique	140
5.2.5	Comparaison des performances de l'ergomètre linéaire et cyclique	141
5.3	Conclusion	146
CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE		147
6.1	Conception d'un ergomètre visant à reproduire la marche dans un lit d'hôpital.....	147
6.2	Développer et évaluer un outil simulant la dynamique des membres inférieurs dans un ergomètre	151
6.3	Évaluation des performances de l'ergomètre linéaire proposé	154
6.4	Limites du projet et perspectives	159
CONCLUSION.....		163
ANNEXE I	MÉTHODE DE CLASSIFICATION DES BLESSURES MÉDULLAIRES	167
ANNEXE II	LES 3 PHASES TEMPORELLES POST-TRAUMA.....	169
ANNEXE III	TECHNOLOGIES EXISTANTES.....	171
ANNEXE IV	DESCRIPTION DES LITS D'HÔPITAUX.....	175
ANNEXE V	CONCORDANCE – SYNERGIE/COMPROMIS	177
ANNEXE VI	REMUE-MÉNINGE ET ANALYSE MORPHOLOGIQUE	181
ANNEXE VII	CLASSIFICATION DES PIÈCES	187
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		193

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Classification des scores ASIA.....9
Tableau 3.1	Évaluation des attributs client.....45
Tableau 3.2	Liste des spécifications techniques52
Tableau 3.3	Barème d'évaluation.....57
Tableau 3.4	Matrice de filtrage.....67
Tableau 3.5	Données anthropométriques du 5 ^e , 50 ^e et 95 ^e percentile de la population nord américaine selon une approche proportionnelle76
Tableau 4.1	Critère d'évaluation entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique $X(SD)$119
Tableau 4.2	Amplitudes et excursions extrêmes de la hanche et du genou pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique, moyennées aux 10 participants.....121
Tableau 4.3	Moment (0 à 100%) où la force de réaction est maximale pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique124
Tableau 5.1	Définition des facteurs, de leurs modalités et des réponses du plan expérimental.....130
Tableau 5.2	Valeurs des facteurs pour une utilisation optimale de l'ergomètre linéaire et l'ergomètre cyclique140
Tableau 5.3	Résultats de la matrice de comparaison entre l'ergomètre linéaire et cyclique.....142

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Représentation de la moelle épinière	4
Figure 1.2	Faisceaux et Tractus de la moelle épinière	5
Figure 1.3	Phases de prise en charge des blessés médullaires	7
Figure 1.4	Représentation du cycle de la marche.....	13
Figure 1.5	Cinématique de la hanche et du genou dans le plan sagittal.....	14
Figure 1.6	Force de réaction au sol	16
Figure 1.7	Schématisation de récupération spontanée suite à une lésion médullaire..	18
Figure 1.8	Ergomètre cyclique-Active Passive Trainer on Hi-Low Stand.....	28
Figure 1.9	Ergomètre cyclique en phase d'utilisation	28
Figure 1.10	RT300 supine en phase d'utilisation	29
Figure 1.11	Table inclinée+ step robotisé	30
Figure 1.12	Principe de fonctionnement du Erigo	31
Figure 1.13	Représentation de l'ergomètre linéaire	32
Figure 1.14	Comparaison cinématique de la hanche (C) et du genou (E) entre plusieurs exercices elliptiques et la marche	34
Figure 1.15	Ergomètre linéaire.....	35
Figure 1.16	Cinématique de la hanche et du genou de personnes novices pour l'utilisation d'un ergomètre de type rameur	36
Figure 3.1	Maison de la qualité	54
Figure 3.2	Diagramme de Pareto.....	56
Figure 3.3	Mouvement linéaire avec moteur pas à pas+ table linéaire	60
Figure 3.4	Mouvement linéaire vertical	61

XVIII

Figure 3.5	Mouvement courbe	61
Figure 3.6	Mouvement linéaire avec système bielle-manivelle	62
Figure 3.7	Mouvement linéaire avec système linéaire scotch yoke	63
Figure 3.8	Transmission par bielle manivelle (A) et par scotch yoke (B)	64
Figure 3.9	Mouvement de type steppe	64
Figure 3.10	Combinaison du mouvement vertical linéaire et du steppe	65
Figure 3.11	Mouvement de type elliptique	65
Figure 3.12	Schéma de principe de l'ergomètre	70
Figure 3.13	Schéma de principe de l'ergomètre en phase d'utilisation	70
Figure 3.14	Graphe de liaison de l'ergomètre linéaire	71
Figure 3.15	Schéma de paramétrage géométrique de l'appareil	73
Figure 3.16	Longueurs des segments en proportion de la taille (H)	76
Figure 3.17	Calcul de la puissance du moteur.....	78
Figure 3.18	Représentation du système scotch yoke avec un réglage de la position de la goupille de façon discréditable (A) ou continue (B).....	80
Figure 3.19	Évolution de l'amplitude de la hanche en fonction de la longueur du bras de manivelle pour plusieurs positions du patient	81
Figure 3.20	Choix du système de réglage et plage de variation du bras de manivelle..	82
Figure 3.21	Représentation d'une abduction excessive de la hanche.....	83
Figure 3.22	Analyse de la largeur maximale de la machine pour un sujet représentatif du 5e percentile	84
Figure 3.23	Modélisation de l'ergomètre en phase d'utilisation	85
Figure 3.24	Modélisation finale de l'ergomètre seul	86
Figure 3.25	Schéma d'un système poulie-courroie.....	88
Figure 3.26	Représentation finale du système de transmission avec une vue isométrique.....	89

Figure 3.27	Représentation finale du système de transmission avec une vue de dessus	90
Figure 3.28	Modélisation finale du support de jambe (a) et système de réglage de la position du support de jambe (b)	91
Figure 3.29	Modélisation de la structure de l'ergomètre avec carter	92
Figure 3.30	Système de réglage en hauteur	93
Figure 3.31	Modélisation du système de transport	94
Figure 4.1	Schéma géométrique de l'ergomètre linéaire	98
Figure 4.2	Étude géométrique d'un mouvement cyclique	99
Figure 4.3	Définition des paramètres géométriques pour deux positions extrêmes du pied avec l'ergomètre linéaire	102
Figure 4.4	Définition des paramètres géométriques pour deux positions extrêmes du pied avec l'ergomètre cyclique	102
Figure 4.5	Méthode de calcul de la cinématique de la hanche et du genou pour l'ergomètre cyclique	103
Figure 4.6	Positionnement centre de masse	104
Figure 4.7	Table anthropométrique indiquant la proportion de la masse de chaque segment (P_s), la position du centre de masse (R) et le ratio du rayon de giration par la longueur du segment (K)	105
Figure 4.8	Schématisation de la cuisse avec décomposition des forces et des accélérations	108
Figure 4.9	Schématisation de la jambe avec décomposition des forces et des accélérations	109
Figure 4.10	Interface développée pour l'ergomètre linéaire	111
Figure 4.11	Interface développée pour l'ergomètre cyclique	112
Figure 4.12	Exemple d'utilisation de l'ergomètre cyclique par un sujet	114
Figure 4.13	Représentation des repères des corps rigides pour le calcul de la cinématique de la hanche et du genou	115

Figure 4.14	Cinématique articulaire dans le plan sagittal (degrés) de la hanche (a) et du Genou (b) avec l'ergomètre expérimental (ligne noire; bande grise=SD) et l'outil numérique (ligne rouge; pointillé rouge=SD).....	120
Figure 4.15	Étendue de la hanche (a) et du genou (b) dans le plan sagittal pour chaque modalité (ergomètre expérimental et outil numérique). Les * indiquent une différence statistiquement significative ($p < 0,05$).....	122
Figure 4.16	Étendue de la hanche (a) et du genou (b) pour l'expérience et l'outil numérique avec mobilisation de la cheville.....	123
Figure 4.17	Force de réaction maximale moyennée à tous les participants pour l'ergomètre expérimental.....	124
Figure 5.1	Définitions des 4 paramètres de configurations pour l'ergomètre linéaire (a) et l'ergomètre cyclique (b): hauteur-h (1) ; Angle d'extension maximal du genou (2); Position du pied sur la pédale-Lp (3); Vitesse-N (4).....	130
Figure 5.2	Graphiques relatifs à la validation du plan factoriel avec en (a) le graphique des valeurs observées en fonction des valeurs prévues et en (b) le graphique des résidus en fonction des valeurs prévues.....	132
Figure 5.3	Résultats du plan d'expérience sur la cinématique de la hanche pour les réponses ct (a) et RMS (b) et coefficient de corrélation (c)- Ergomètre linéaire.....	133
Figure 5.4	Résultats du plan d'expérience sur la cinématique du genou pour les réponses ct (a) et RMS(b)-Ergomètre linéaire.....	135
Figure 5.5	Résultats du plan d'expérience pour la réponse force de réaction maximale-Ergomètre linéaire.....	136
Figure 5.6	Résultats du plan expérimental sur la cinématique du genou pour les réponses ct (a), RMS (b) et coefficient de Pearson (c) – Ergomètre cyclique.....	137
Figure 5.7	Résultats du plan expérimental sur la cinématique du genou pour les réponses ct (a) et RMS (b)-Ergomètre cyclique.....	138
Figure 5.8	Résultats du plan d'expérience pour la réponse force de réaction maximale-Ergomètre cyclique.....	139
Figure 5.9	Étendue de la flexion de la hanche pour les 3 modalités (Marche, ergomètre linéaire et ergomètre cyclique).....	143

Figure 5.10 Cinématique articulaire dans le plan sagittal (degrés) de la hanche (a) et du Genou (b) pour la marche (ligne noire; bande grise=SD) , l'ergomètre linéaire (ligne bleue) et l'ergomètre cyclique (ligne rouge) en condition optimale.....144

Figure 5.11 Étendue de la flexion du genou pour les 3 modalités (Marche, ergomètre linéaire et ergomètre cyclique)145

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

α	Angle du tibia par rapport au repère global (°)
β	Angle de rotation de l'arbre récepteur (°)
φ	Angle de rotation de l'arbre moteur (°)
θ	Angle du fémur par rapport au repère global (°)
γ	Angle du tibia par rapport au fémur (°)
μ	Course horizontale du mouvement (mm)
ν	Course verticale du mouvement (mm)
BBB	Basso, Beattie and Bresnahan locomotor scale method
BMT	Blessé médullaire traumatique
CAO	Conception assistée par ordinateur
cc	Cote corridor
Ccj	Centre de masse de la jambe
cf	Coefficient de forme
ct	Coefficient de taille
cora	Correlation and Analysis
d	Distance entre le grand trochanter et le centre de rotation du système de transmission
ETS	École de technologie supérieure
h	Hauteur du mouvement par rapport au matelas (mm)
Hcc	Centre de masse de la cuisse
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
Lg	Longueur de la jambe

XXIV

Lh	Longueur de la cuisse
LIO	Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie
Lp	Distance entre le contact pied/pédale et l'axe de la jambe
LSS	Louisville Swimming Scale
N	Cadence (Tr/min)
OP	Objectif principal
R	Rayon du bras de manivelle
r	Coefficient de corrélation de Pearson
r ²	Coefficient de détermination
RMS	(Root Mean Square) Erreur quadratique moyenne
SCI	Spinal cord injury
SO	Sous-objectif

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS DE BASE

m	mètre (unité de longueur)
kg	kilogramme (unité de masse)
s	seconde (unité de temps)

Volume

m ³	Mètre cube
----------------	------------

UNITÉS GÉOMÉTRIQUES

Longueur

cm	Centimètre
mm	Millimètre
”	inch

UNITÉS DE MASSE

g	gramme
---	--------

UNITÉS MÉCANIQUES

Vitesse

m/s	Mètre par seconde
Tr/min	Tour par minute
Rad/s	Radian par seconde

Accélération

m/s ²	Mètre par seconde carré
Rad/s ²	Radian par seconde carrée

Angle plan

rad	Radian
°	degré

UNITÉS DE TEMPS

min	minute
-----	--------

Moment d'une force

N.m	Newton-mètre
-----	--------------

Puissance

W	Watt
---	------

Force

N	Newton
---	--------

INTRODUCTION

Les blessures médullaires sont définies comme des lésions à la moelle épinière et sont connues comme étant un des évènements les plus traumatisants chez l'être humain. Dépendamment de la localisation de la blessure ainsi que de son étendue, ces lésions entraînent soit une incapacité à bouger ou une incapacité à ressentir les sensations. De nombreuses conséquences néfastes comme des dysfonctionnements respiratoires, cardiovasculaires, une atrophie des muscles font suite à de telles blessures (Ahuja et al., 2017). Ainsi, à terme, ces lésions impactent énormément la vie des blessés avec une baisse de la qualité de vie et une baisse de l'indépendance. Ces blessures ne sont pas rares. En effet, 27 millions de personnes vivent actuellement avec une lésion à la moelle épinière et l'on dénote 1 million de nouveaux cas par an (James et al., 2019). Ces blessures sont principalement dues à des accidents de la route et des chutes (Noonan et al., 2012). De plus, les blessures médullaires représentent une grande charge financière puisqu'une blessure médullaire coûte, à vie, entre 1,5 et 3 millions de dollars dépendamment de sa gravité. Des actions doivent ainsi être mises en place pour minimiser ces conséquences néfastes.

Le réapprentissage des fonctions motrices dont la marche est la priorité après une lésion médullaire (Simpson, Eng, Hsieh, & Wolfe, 2012). De nombreuses études ont été réalisées pour savoir quel type de traitement est le plus adapté pour permettre un tel réapprentissage. La mobilisation semble être le meilleur candidat (K. Fouad & Tetzlaff, 2012). Toutefois, le processus de réadaptation est encore mal compris et il est difficile de savoir quand et comment mobiliser un blessé à la moelle épinière afin de maximiser ses chances de rétablissement. Néanmoins, reproduire la physiologie de la marche semble être un des meilleurs moyens pour maximiser les chances du patient de remarcher par la suite. De plus, mobiliser le patient très tôt après sa blessure permettrait un meilleur gain des fonctions motrices et sensorielles (Brown et al., 2011). Cependant, à ce jour, il n'existe quasiment aucun moyen technique ou humain pour mobiliser précocement des blessés médullaires. Seul l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal utilise un ergomètre cyclique adapté aux lits hospitaliers pour mobiliser les blessés médullaires, dans les 48h après l'opération. De plus, la façon de paramétrer cet ergomètre et la façon

d'installer le patient sont encore mal comprises et la trajectoire circulaire reproduite par celui-ci présente, a priori, peu de similarité avec la marche naturelle.

L'objectif de ce mémoire est donc d'optimiser la mobilisation des blessés médullaires, dans les 48h suivant l'opération. Pour cela, la conception d'un nouvel ergomètre adapté à un lit d'hôpital sera réalisée. Ce dernier devra reproduire au mieux la physiologie de la marche dans le but de maximiser les chances de retrouver ses fonctions motrices. Par l'intermédiaire d'un outil simulant la dynamique des membres inférieures, les paramètres d'installation et de réglage optimaux de l'appareil seront estimés. Enfin, les performances de ce nouvel ergomètre seront comparées à celui existant afin d'évaluer son potentiel. À long terme, cet outil a pour but de guider les cliniciens dans la façon d'installer les patients dans leur lit d'hôpital. Utilisé en complément de l'ergomètre, cet outil permettra une mobilisation contrôlée et performante.

Ce mémoire est divisé en 6 chapitres. Le premier chapitre est une revue critique des connaissances présentes dans la littérature scientifique. Celui-ci abordera l'analyse des blessures médullaires, l'effet de la mobilisation dans un tel contexte, la biomécanique de la marche et un état de l'art sur les technologies existantes. Le deuxième chapitre présente la problématique et les objectifs du projet de recherche. Le troisième chapitre traite de la conception d'un ergomètre visant à reproduire la physiologie de la marche dans un lit d'hôpital. Le quatrième chapitre aborde le développement et l'évaluation d'un outil numérique simulant la dynamique des membres inférieurs dans l'ergomètre modélisé et dans celui existant. Le chapitre 5 compare les performances des deux ergomètres dans leur configuration optimale. Le chapitre 6 présente une discussion générale sur les résultats du projet ainsi que ses limitations. Enfin, le mémoire se termine par une conclusion et une recommandation sur les perspectives du projet.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce présent chapitre est un résumé des connaissances actuelles portant sur le projet. Celui-ci est décomposé en trois sections afin de présenter clairement les concepts fondamentaux. La première section est une présentation de l'anatomie de la moelle épinière et une analyse des blessures médullaires. La deuxième section est un résumé des connaissances actuelles sur le rôle de la mobilisation comme outil de réadaptation après une lésion à la moelle épinière. Cette section a notamment pour but d'identifier les paramètres optimaux pour permettre aux blessés médullaires de retrouver leurs fonctions motrices et sensorielles. Enfin, la troisième section est un état de l'art des technologies de réadaptations existantes avec leur point fort et leur point faible. Cette dernière section permettra d'identifier les besoins actuels quant aux méthodes de mobilisation actuelles.

1.1 Blessure médullaire

« La blessure médullaire est définie comme une lésion à la moelle épinière qui change temporairement ou définitivement ses fonctions. » (Ahuja et al., 2017)

1.1.1 Fonctionnement de la moelle épinière

La moelle épinière, présentée en Figure 1.1, forme avec le cerveau le système nerveux central. Elle est protégée et guidée le long de la colonne vertébrale par les vertèbres, les ligaments et les muscles. Elle est aussi recouverte de trois membranes : la dure-mère, l'arachnoïde et la pie-mère (Nógrádi & Vrbová, 2006). La moelle est aussi composée de 31 paires de nerfs spinaux, essentiels pour la transmission des signaux. Chaque nerf spinal possède deux points d'ancrage au niveau de la moelle : la racine dorsale et la racine ventrale. Des neurones sensitifs circulent au sein de la racine dorsale et des neurones moteurs circulent au sein de la racine ventrale (McKinley et al., 2019, p.620). Ainsi, en fonction de la région touchée lors d'une lésion médullaire, les fonctions motrices et sensorielles peuvent être touchées différemment.

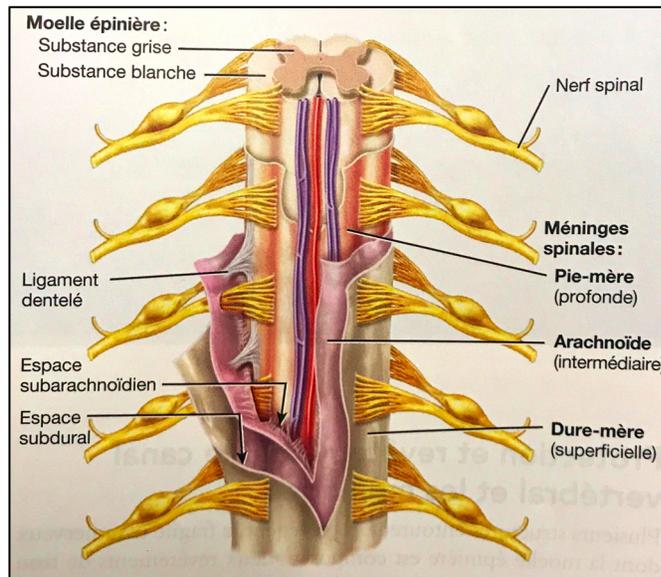


Figure 1.1 Représentation de la moelle épinière
Tirée de Tortora, Tortora, Derrickson, Dubé,
& Martin (2016)

La moelle, avec ses nerfs spinaux, a comme fonction principale de transmettre les messages sensoriels et moteurs (McKinley et al., 2019, p.620). Les informations sensorielles sont transmises du tronc et des membres jusqu'au cerveau où les informations sont interprétées. Dans l'autre sens, les informations motrices sont transmises du cerveau où un influx nerveux naît jusqu'au tronc et aux membres.

Pour ce faire, la moelle épinière est constituée de substance grise et de substance blanche. La substance grise est un système d'acquisition de l'information, composé de corps cellulaires et de dendrites et d'axones amyélinisés, situés au centre de la moelle épinière. La substance blanche est, elle, constituée d'axones myélinisés permettant de transmettre les influx nerveux. Comme on peut le voir sur la Figure 1.2, la substance blanche est composée de tractus qui sont un regroupement d'axones myélinisés. On note les tractus ascendants (ou tractus sensitif) qui transmettent les informations sensorielles (du membre à l'encéphale) et les tractus descendants (tractus moteur) qui transmettent les informations motrices de l'encéphale aux muscles. Ainsi chaque tractus a une origine et une destination particulière, dépendant de sa localisation dans la moelle épinière (McKinley et al., 2019).

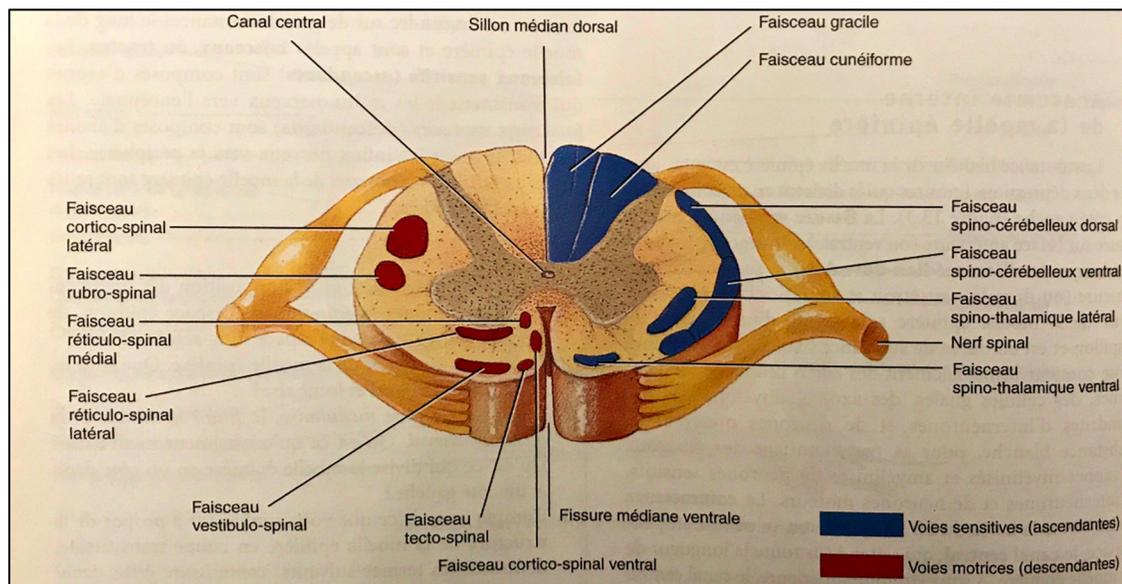


Figure 1.2 Faisceaux et Tractus de la moelle épinière
Tirée de Tortora et al. (2002, p.440)

Les muscles par l'intermédiaire de rameaux ventraux et les dermatomes, « une région cutanée précise » (McKinley et al., 2019, p.643), sont reliés à un nerf spinal de la moelle épinière. Ainsi les contrôles moteurs et sensitifs sont reliés à une certaine partie de la moelle épinière dépendamment de la localisation de la zone stimulée. C'est pourquoi, en fonction de la localisation de la lésion et de l'ampleur de cette dernière, les conséquences de perte fonctionnelle varient.

Ainsi, la moelle est une structure essentielle du corps humain. Elle constitue un lien sensoriel et moteur entre le cerveau et les muscles. Un endommagement de celle-ci peut venir affecter les fonctions motrices et sensorielles.

1.1.2 Épidémiologie des lésions médullaires traumatiques

On distingue deux types de blessure à la moelle épinière : les blessures traumatiques et non traumatiques. En Amérique du Nord en 2017, on note 39 cas de blessés médullaires traumatiques par million d'habitants (Cripps et al., 2011). Au Canada en 2010, il est estimé que 43974 individus vivent avec une lésion médullaire traumatique et 41583 avec une lésion

non traumatique (Noonan et al., 2012). Exclusivement les blessures médullaires traumatiques (BMT) seront abordées par la suite qui, comme son nom l'indique, surviennent lorsqu'un événement soudain vient l'endommager.

Une étude sur une population européenne, montre que les blessures médullaires arrivent majoritairement au niveau des vertèbres cervicales, dans 45% des cas, suivies de la région thoracique à 29% puis la région lombaire 1,34% (Hasler et al., 2011). De plus, les hommes sont les plus touchés suite à une BMT avec un pourcentage de 64,5% (Hasler et al., 2011). Les BMT sont principalement dues aux accidents de voitures (43%), de chutes (36%), d'incident violent ou de sport (Noonan et al., 2012).

En Alberta, les jeunes de 15 et 29 ans étaient les plus touchés par une BMT suite à un accident de voiture, avec 60 cas par millions d'habitants. Les chutes à faible énergie concernent les personnes de plus de 60 ans avec 45 cas par millions d'habitants (Dryden et al., 2003).

D'après une étude de 2013 de l'agence de la santé publique du Canada, un traumatisme à la moelle épinière représente un coût, à vie, entre 1,5 million de dollars pour une lésion incomplète à 3 millions de dollars pour une lésion complète (Krueger, Noonan, Trenaman, Joshi, & Rivers, 2013) . En 2013, cela a représenté une dépense de 2,67 milliards de dollars pour 1389 cas. Ainsi, malgré le nombre de cas assez faible, cela coûte très cher. Il est possible d'éviter ces coûts en évitant les complications secondaires et en permettant une meilleure récupération des patients.

Enfin, notons que les lésions médullaires sont devenues le deuxième problème neurologique le plus courant en Amérique du Nord après la maladie d'Alzheimer (Steuer, Rouleau, & Guertin, 2013). Ainsi des solutions doivent être développées afin de limiter l'ampleur de ce problème.

1.1.3 Prise en charge des blessés médullaires

Les blessures médullaires doivent être traitées le plus rapidement possible afin d'éviter toutes complications supplémentaires. En effet, il a été montré qu'une opération réalisée moins de 24 h après la blessure est bénéfique, tant sur le plan neurologique que fonctionnel (Badhiwala et al., 2021). Pour remédier à cela, différentes actions, décomposées en trois phases distinctes (Figure 1.3) doivent être mises en place (Hachem, Ahuja, & Fehlings, 2017). Tout d'abord, le patient doit être immobilisé avec une assistance respiratoire. Puis à la suite du diagnostic, principalement par IRM (Hachem et al., 2017), une opération de décompression en moins de 24 h doit être réalisée, avec la mise en place de traitements préliminaires comme l'hypothermie. Une fois les différents traitements préliminaires effectués, le patient est immobilisé dans son lit jusqu'à l'initiation de la rééducation. Les patients paralysés sont tout de même mobilisés en faisant bouger leurs membres dans leur lit (Hachem et al., 2017). Des soins doivent aussi être apportés suite à l'opération, comme la prévention des escarres ou encore une aide pour les soins urinaires (Hachem et al., 2017). Ensuite, la phase de réadaptation commence généralement jusqu'à 6 à 12 semaines après l'opération suivant la gravité de la blessure (Rodríguez-Mendoza, A. Santiago-Tovar, A. Guerrero-Godinez, & García-Vences, 2021). Cette méthodologie est globalement similaire pour toutes les institutions. Cependant, chaque opération est spécifique à la gravité de la blessure.

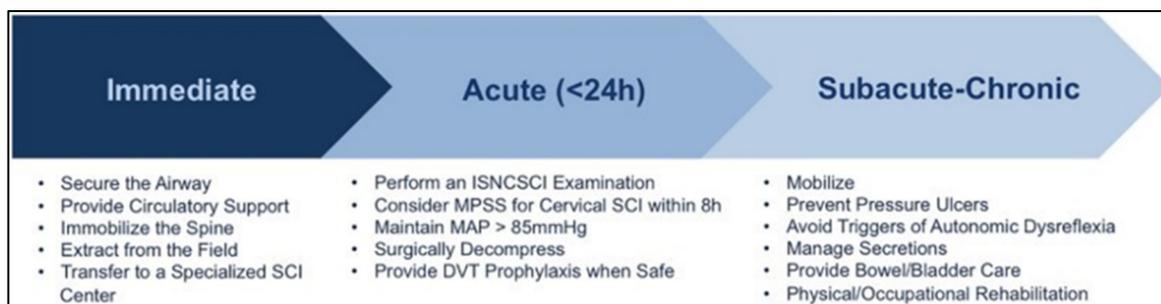


Figure 1.3 Phases de prise en charge des blessés médullaires
Tirée de Hachem et al. (2017)

1.1.4 Classification des blessures médullaires

Les normes internationales pour la classification neurologique des lésions à la moelle épinière (ISNCSCI) constituent une référence en ce qui concerne l'évaluation de la gravité de la blessure médullaire (Betz et al, 2019). Cette classification est réalisée en 5 étapes (S. C. Kirshblum et al., 2011) (*Voir ANNEXE I*). Une fois l'évaluation réalisée, un score entre A et D est donné en fonction des pertes neurologiques, c'est-à-dire le dysfonctionnement ou le non-fonctionnement des fonctions motrices et sensorielles, sachant que le niveau A est le plus critique (Tableau 1.1).

Il s'agit du moyen le plus utilisé pour prédire les déficits moteurs et sensoriels. Cependant, d'autres moyens de prédiction existent pour savoir quelles sont les chances qu'un blessé médullaire puisse marcher à la fin (van Middendorp et al., 2011). Ces évaluations sont très intéressantes du fait que dépendant de la gravité de la blessure, de sa localisation, de son étendue, on pourra identifier quel paramètre de mobilisation implémenter comme l'intensité d'un exercice. Il semble donc nécessaire de mettre à jour régulièrement les données sur les types de blessure, les conséquences neurologiques ainsi que le taux de récupération atteint après une rééducation afin d'identifier rapidement quel paramètre d'exercice implémenter en fonction d'une blessure particulière.

Tableau 1.1 Classification des scores ASIA
Adapté de S. Kirshblum et al. (2020) ; S. C. Kirshblum et al. (2011)

Score ASIA	Définition
A- Complète	Pas de trace de fonctions motrices et sensorielles existantes dans le segment S4-S5. La lésion est complète.
B- Sensitif incomplet	Les fonctions sensorielles, mais non les fonctions motrices sont conservées sous le niveau lésionnel et comprennent le segment S4-S5
C- Moteur incomplet	Les fonctions motrices sont conservées en dessous du niveau lésionnel et plus de la moitié des fonctions musculaires en dessous de ce niveau lésionnel ont un score inférieur à 3. L'échelle d'évaluation des fonctions motrices est présentée en ANNEXE I.
D- Moteur incomplet	Les fonctions motrices sont conservées en dessous du niveau lésionnel et au moins la moitié des fonctions musculaires en dessous de ce niveau lésionnel ont un score supérieur à 3. L'échelle d'évaluation des fonctions motrices est présentée en ANNEXE I.
E- Normal	Fonctions motrices et sensorielles normales. Cependant, des réflexes anormaux peuvent persister.

1.1.5 Conséquences des blessures médullaires

La blessure initiale provoque une instabilité de la colonne vertébrale comme la dislocation ou la fracture des vertèbres, venant comprimer ou cisailer la moelle. S'en suit une cascade de

lésions secondaires qui aggravent le traumatisme primaire (McDonald & Sadowsky, 2002), en dégradant les neurones et en limitant leurs régénérations. Ce mécanisme biologique est présenté en ANNEXE II. Il faut retenir que ces lésions secondaires sont découpées en trois phases temporelles : la phase aiguë (0 à 48h post-trauma), la phase subaiguë (2 à 14 jours post-trauma) et la phase intermédiaire/chronique (> 6 mois post-trauma).

Ainsi, les lésions à la moelle épinière ne sont pas sans conséquence. Ces conséquences dépendent de la localisation de la blessure ainsi que son étendue. Ces lésions entraînent soit une incapacité à bouger ou une incapacité à ressentir les sensations. Cette paralysie a lieu dans les parties inférieures à la section de la lésion. Ainsi, en fonction de la localisation de la lésion, les conséquences sont différentes. Par exemple, la paraplégie est une perte des fonctions motrices et sensorielles au niveau des membres inférieurs, définies par une lésion entre T1 et L1. Alors que la quadriplégie touche les 4 membres avec une lésion au niveau des cervicales (McKinley et al., 2019). On note aussi la spasticité, syndrome présent chez environ 70% des blessés médullaires (Andresen et al., 2016) où les muscles ne répondent plus aux commandes volontaires, mais répondent à des stimulations involontaires, soutenues ou intermittentes (Pandyan et al., 2005). On note d'autres complications comme les douleurs neurotrophiques, la syringomyélie, un dysfonctionnement du système urinaire ou du système gastrique (Hou & Rabchevsky, 2014). Outre les déficiences motrices et sensorielles, des dysfonctionnements résultent du fait de l'immobilisation post-opération comme l'atrophie des muscles, des problèmes cardiaques (Kessler et al., 1986), une baisse du débit sanguin (Nash, Montalvo, & Applegate, 1996), des points de pressions pouvant causer la mort du patient s'ils ne sont pas traités convenablement (Ahuja et al., 2017), une rigidité des tendons, une fragilité des os, une perte de masse musculaire.

On a pu voir que différentes complications font suite à une lésion médullaire. Ces dysfonctionnements dépendent évidemment de l'étendue et de la gravité de la blessure. Mais on peut noter qu'une importante partie des dysfonctionnements sont causés par une immobilisation prolongée. Ainsi, mobiliser des patients permettrait de prévenir une partie des

différents dysfonctionnements. Cependant, il est possible de se demander quel type de mobilisation permet de maximiser les chances du patient de remarcher.

1.2 Type, influence et composantes de la mobilisation des blessés médullaires

De nombreuses études ont montré que s'entraîner à une tâche bien précise permet d'améliorer les capacités dans cette tâche, mais pas dans d'autres (García-Alías, Barkhuysen, Buckle, & Fawcett, 2009 ; Girgis et al., 2007 ; Kuerzi et al., 2010 ; R. R. Smith et al., 2006). Ce type d'exercice permet un entraînement plus exigeant dans la tâche à réaliser, là où une activité générale ne favorise pas un réapprentissage des fonctions perdues (Michele Basso & Hansen, 2011). Par exemple, Kuerzi et al. (2010), ont mené une étude sur des rats qui réapprennent à marcher dans une eau peu profonde. Ces derniers s'améliorent dans cet exercice, mais pas dans la marche terrestre, avec un score BBB similaire au groupe de contrôle. Le score BBB étant une échelle d'évaluation locomotrice développée par Basso, Beattie, & Bresnahan (1995). Dans une autre étude réalisée par Girgis et al. (2007), deux groupes de rats sont comparés. Suite à une lésion à la moelle épinière, un groupe reçoit un entraînement de 6 semaines qui consiste à aller chercher un granulé et le manger directement et un autre ne reçoit pas d'exercice spécifique. Il a été observé que les rats entraînés s'amélioraient considérablement à la tâche spécifique, comparée à l'autre groupe. Cependant, les rats entraînés réussissaient beaucoup moins bien à marcher sur une échelle horizontale que le groupe de contrôle. Ainsi, ces expériences montrent que l'exercice spécifique présente des avantages significatifs quant à la récupération fonctionnelle. Cependant, cette amélioration ne se réalise que dans l'exercice spécifique, mais pas dans d'autres tâches. Ainsi, l'amélioration dans une fonction spécifique peut se faire aux dépens d'autres fonctions. Il s'agit tout de même du moyen le plus efficace pour retrouver ces fonctions motrices (Michele Basso & Hansen, 2011).

Reproduire la marche semble donc être un moyen efficace pour permettre aux patients de remarcher par la suite. Cette idée est soutenue par l'existence d'un générateur de la marche au sein de la moelle épinière, le « central pattern generator (CPG) », qui est un réseau de neurones présent au sein de la moelle épinière, permettant de générer le mouvement rythmique de la

marche à travers une séquence de contraction musculaire coordonnée et permet de gérer les réflexes émanant de l'environnement (Feldman, Levin, Garofolini, Piscitelli, & Zhang, 2021). Ce centre locomoteur est non seulement sensible aux entrées efférentes provenant du cerveau, mais aussi par les entrées afférentes (sensorielle et sensitive) (Isambert et al., 2010). Assurément, la moelle est capable d'effectuer un apprentissage seul, sans la participation du cerveau (Michele Basso & Hansen, 2011). Il faut donc être capable de moduler l'activité du CPG afin de permettre au patient de retrouver les capacités de marche en absence de mouvement volontaire. De nombreux auteurs suggèrent que, pour activer correctement les centres locomoteurs de la moelle épinière, il faut reproduire au mieux la physiologie de la marche (Behrman, Bowden, & Nair, 2006 ; Fong et al., 2009 ; Fouad & Pearson, 2004 ; Hornby et al., 2020 ; Hubli & Dietz, 2013 ; Jordan, Berkowitz, Hannold, Velozo, & Behrman, 2013 ; R. Dolbow et al., 2015 ; Yang et al., 2014 ; Yu et al., 2019). De surcroît, des « entrées sensorielles inappropriées peuvent produire une neuroplasticité inadaptée (ou inappropriée), ce qui peut nuire à la récupération locomotrice, générer une douleur et/ou déclencher une spasticité. » (Mac-Thiong et al., 2021). Ainsi, il est important de générer un mouvement approprié pour permettre une plasticité neuronale adaptée.

Cependant, dans un contexte postopératoire, le patient ne peut engendrer un mouvement par lui-même et son état instable empêche de reproduire parfaitement la physiologie de la marche. Ainsi, dans ce chapitre, l'étude portera sur les paramètres dynamiques régissant la marche et les paramètres clés d'une mobilisation post-blessure médullaire.

1.2.1 Physiologie de la marche

La marche est un processus rythmique, répétitif et symétrique où chaque cycle est caractérisé par le même schéma (Bouisset, 2002,p.201). En analysant une seule jambe, un cycle de marche est décomposé en une phase d'appui et une phase d'oscillation (Figure 1.4). La phase d'appui représente 60% d'un cycle de marche et se décompose en 4 parties (Figure 1.4): elle commence par le contact initial qui correspond à un double appui où le pied d'appui attaque le sol avec le talon (heelstike), au cours de cette phase ce pied d'appui est progressivement mis en charge

jusqu'au décolllement de l'autre jambe et l'on note un déroulement du talon au plat du pied. S'en suit la phase de milieu et de fin d'appui au cours de laquelle la jambe opposée est ramenée vers l'avant (oscillation) et où le pied d'appui se déroule progressivement vers l'avant du pied. À la fin de cette phase, qui est la période de « pré-oscillation », la jambe opposée attaque le sol avec le talon et la jambe d'appui repose sur les orteils (toe-off), permettant de propulser le pied d'appui. La phase d'oscillation représente 40% du cycle de marche et est décomposée en 3 parties (Figure 1.4). Le pied qui était en appui précédemment est progressivement ramené en avant tel un phénomène oscillatoire (Bouisset, 2002, p.206) jusqu'au contact du talon sur le sol (Figure 1.4).

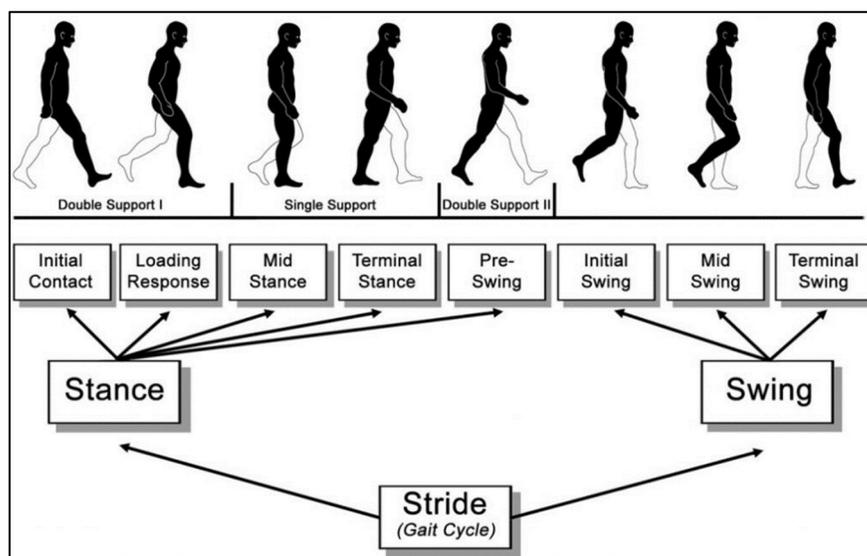


Figure 1.4 Représentation du cycle de la marche
Tirée de Perry & Burnfield (2010)

D'un point de vue cinématique, la marche peut -être simplifiée à un plan 2D, où le pas est régi par 3 pivots : cheville, genou et hanche. En effet, dans le plan sagittal, les amplitudes articulaires sont significativement plus importantes que dans les autres plans (Nordin et Frankel, 2001,p.442,444). La cinématique de la marche peut donc être représentée par 3 rotations articulaires qui varient au cours d'un cycle de marche. Durant la marche, les cinématiques articulaires varient aussi en fonction des paramètres influents tels que la vitesse de marche (Mentiplay, Banky, Clark, Kahn, & Williams, 2018) ou l'inclinaison du sol.

Cependant, il est possible de caractériser certaines données d'angle de la marche naturelle (Figure 1.5). La Figure 1.5 représente l'allure en flexion/extension de la hanche et du genou en fonction du cycle de marche. Ces données proviennent de l'étude de Mentiplay et al. (2018), où 36 participants sains ont marché à une vitesse comprise entre 0,4 m/s à 1,6 m/s.

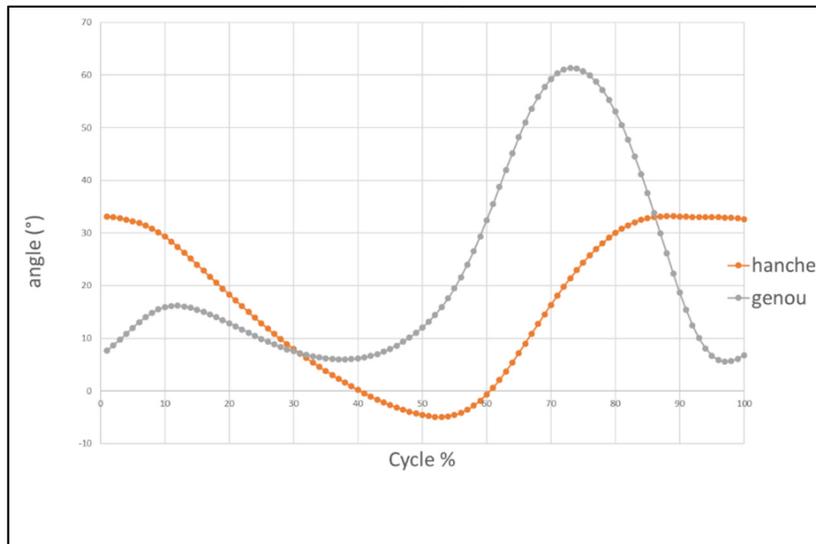


Figure 1.5 Cinématique de la hanche et du genou dans le plan sagittal
Adaptée de Mentiplay et al. (2018)

La cinématique de la hanche semble particulièrement importante dans le processus de mobilisation. Selon Bouisset (2002, p.206), pendant la marche, le mouvement des articulations vise à déplacer la hanche. C'est ce que déclare le chirurgien Jean Marc Mac-Thiong où la hanche est une condition nécessaire à la marche, car on ne peut marcher sans le déplacement de cette articulation. Les deux autres articulations sont essentielles à une « fonctionnalité optimale » de la marche comme on a pu le voir avec les différentes phases de la marche et où le genou semble jouer un rôle plus important que la cheville. Dietz (2002), a notamment observé des patients marchant sur un tapis roulant, par robot assisté avec ou sans mobilisation du genou. Si les membres inférieurs étaient restreints à deux degrés de liberté (hanche+genou) ou à un degré de liberté (hanche), le schéma d'activité EMG des muscles des jambes correspondait à celui des sujets sains. Ces résultats concordent avec l'étude de Hubli & Dietz (2013), où la hanche entraîne une activation appropriée des muscles des membres inférieures.

Ces constats soulignent l'importance cruciale de la hanche dans le mouvement de la marche. D'autres auteurs tels que S. J. Harkema et al. (1997), R. Dolbow et al. (2015) ou Hubli & Dietz (2013) soulignent l'importance de la hanche où l'extension de celle-ci vient faciliter le balancement (oscillation) des jambes. Le balancement, qui est le chargement/déchargement simultané des membres inférieurs s'avère aussi important puisque le CPG est lui-même à l'origine d'un mouvement rythmique (Isambert et al., 2010). Ainsi la hanche semble jouer un rôle crucial dans le réapprentissage de la marche, il faudra donc le prendre en compte dans l'élaboration du cahier des charges. Hormis la cinématique des membres inférieurs, on peut aussi caractériser la marche en termes de force.

La dynamique de la marche est également définie par les forces exercées au sol. On peut voir que la force de réaction au sol (force verticale) est la plus importante (Bouisset, 2002, p. 214). La Figure 1.6 représente la force de réaction en fonction du cycle de la phase d'appui pour la jambe droite. On observe pour un cycle, un creux qui est entouré de deux pics plus ou moins de même amplitude. Ces amplitudes représentent 120% du poids corporel et le creux, 80% du poids du corps (Gourdou, 2010, p.7). Ces cycles sont répétables lors de la marche. Notons que durant toute la phase d'appui, la jambe droite porte quasiment tout le poids du corps, ce qui est logique d'après les différentes phases définies précédemment.

Lors du cycle de marche, plusieurs groupes musculaires des membres inférieurs sont contractés, c'est-à-dire qu'ils se raccourcissent ou s'allongent. Les muscles ont pour rôle de créer le mouvement en exerçant un moment sur les articulations par un phénomène de contraction (Bouisset, 2002, p.219). Dans le contexte où un mouvement volontaire n'est pas possible, on voit bien que reproduire le mouvement articulaire et appliquer une force suffisante est important pour contracter adéquatement les muscles.

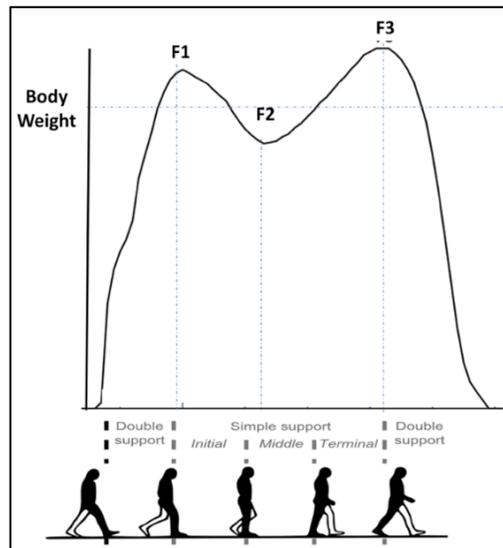


Figure 1.6 Force de réaction au sol
Tirée de Canavese & Deslandes (2015)

Dans cette partie, les paramètres dynamiques de la marche naturelle ont été étudiés. Dans le contexte d'une lésion médullaire en phase aiguë, le patient est allongé dans un lit d'hôpital. L'ensemble de ces paramètres ne peut être pris en compte, ce qui empêche une reproduction parfaite de la marche. Il est donc important de comprendre quelle approche adopter pour mobiliser des blessés médullaires. Pour cela, le rôle de la mobilisation dans la neuroplasticité et la récupération fonctionnelle sera analysé. Les paramètres de mobilisation qui encouragent cette récupération fonctionnelle seront ensuite étudiés.

1.2.2 Neuroplasticité et récupération fonctionnelle à la suite d'une blessure médullaire

Si l'on pense plus précisément aux lésions cérébrales ou médullaires, la plasticité neuronale est « la capacité du système nerveux central et périphérique à se modifier, se réorganiser et s'adapter à l'état de la blessure » (Mac-Thiong et al., 2021). Autrement dit, à chaque expérience vécue, les structures neuronales se modifient, permettant d'acquérir de nouvelles connaissances, de nouvelles capacités. Les circuits neuronaux étant endommagés après une BMT, il est nécessaire d'encourager la plasticité du cerveau et de la moelle épinière afin de retrouver les fonctions perdues telles que la marche.

Notons qu'après un traumatisme médullaire, en phase aiguë et subaiguë, le système nerveux est dans un état où les réarrangements de circuit de neurones peuvent avoir lieu, mais aussi des changements des propriétés cellulaires au niveau des régions épargnées de part et d'autre de la lésion (Girgis et al., 2007), et des changements au niveau du cortex (Sandrow-Feinberg & Houlé, 2015). C'est ce qu'on appelle la récupération spontanée (Sandrow-Feinberg & Houlé, 2015). « Cela se produit sans le recours à des interventions telles que la thérapie invasive, des agents pharmacologiques ou une mobilisation » (Sandrow-Feinberg & Houlé, 2015). Les neurones épargnés peuvent notamment transmettre l'information en passant par un autre chemin, outre que celui endommagé (Figure 1.7) (Courtine & Sofroniew, 2019). Une telle réorganisation permettrait un passage des signaux et donc une récupération fonctionnelle. Cependant, cette récupération spontanée à elle seule ne permet pas une récupération significative des fonctions motrices et sensorielles (Sandrow-Feinberg & Houlé, 2015).

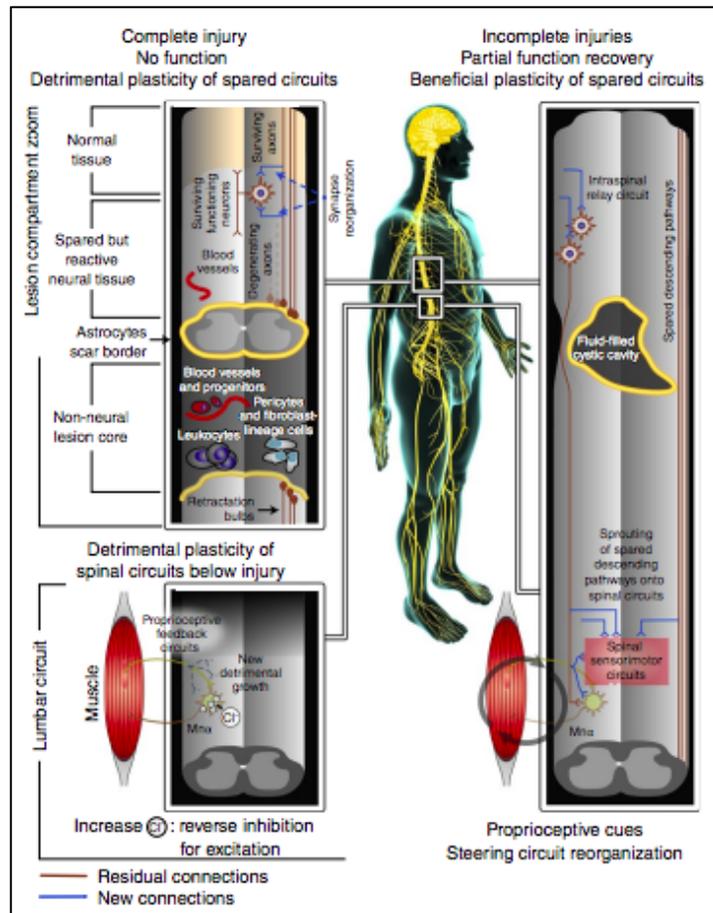


Figure 1.7 Schématisation de récupération spontanée suite à une lésion médullaire
Tirée de Courtine & Sofroniew (2019)

La mobilisation a un rôle de « neuro-réadaptation » (Sandrow-Feinberg & Houlié, 2015). Elle encourage la plasticité des circuits épargnés et des connexions neuronales résiduelles (Courtine & Sofroniew, 2019). Des études animales ont montré que les thérapies basées sur la mobilisation permettent d'augmenter l'activité (l'excitabilité) des neurones, la germination des fibres lésées et épargnées (K. Fouad & Tetzlaff, 2012), renforcent les connexions synaptiques (Ikeda et al., 2001). Elles semblent augmenter la proportion de substance blanche et grise fonctionnelle restante (Brown, Woller, Moreno, Grau, & Hook, 2011). Des études ont montré aussi que l'exercice a permis de maintenir la concentration de facteurs neurotrophiques comme la protéine BDNF (Hutchinson, 2004) qui optimisent la récupération neuronale, c'est-à-dire la survie des cellules, l'excitabilité neuronale, la plasticité synaptique et le cheminement axonal

dans le système nerveux central (K. Fouad & Tetzlaff, 2012). Ainsi, la mobilisation joue un rôle essentiel dans la plasticité neuronale, ce qui entraîne des améliorations fonctionnelles (Courtine & Sofroniew, 2019).

Assurément, la mobilisation a montré, par des études animales, des effets majeurs et bénéfiques au niveau fonctionnel en permettant d'améliorer la récupération des fonctions motrices (Battistuzzo, Callister, Callister, & Galea, 2012 ; Brown et al., 2011 ; K. Fouad & Tetzlaff, 2012) et sensorielles (Hutchinson, 2004). Effectivement, différentes études expérimentales sur des rats ont montré des améliorations du score locomoteur BBB (Battistuzzo et al., 2012 ; Brown et al., 2011) , des améliorations dans la tâche spécifique (Girgis et al., 2007 ; Kuerzi et al., 2010 ; R. R. Smith et al., 2006), c'est-à-dire dans l'exercice pratiqué. Des études sur des sujets humains ont montré que des exercices avec des machines assistées amélioreraient aussi les fonctions motrices (Aach et al., 2015 ; Nam et al., 2017 ; Tsai et al., 2020 ; Winchester & Querry, 2006) . La mobilisation présente d'autres avantages chez les humains comme l'amélioration des capacités respiratoires (Laubacher, Perret, & Hunt, 2015), cardiaques (Phadke et al., 2019), et musculaires, en permettant de prévenir l'atrophie et de stimuler l'hypertrophie des muscles (Phadke et al., 2019). D'après des études animales, la mobilisation permet d'augmenter la masse musculaire, avec un accroissement des myofibrilles des rats entraînés après une lésion médullaire (Houle et al., 1999) et semble réduire la réponse inflammatoire au niveau de la lésion (Sandrow-Feinberg, Izzi, Shumsky, Zhukareva, & Houle, 2009).

Cette récupération fonctionnelle semble malheureusement plus importante chez les animaux et notamment chez les rats qui s'auto-entraînent dans leur cage quelques jours après une lésion médullaire (Karim Fouad, Metz, Merkler, Dietz, & Schwab, 2000 ; Kuerzi et al., 2010). Cela est dû à leur centre de gravité qui est bas et leur caractéristique de quadrupède (K. Fouad & Tetzlaff, 2012). De plus, les bénéfices de l'exercice ne sont pas similaires en fonction des études réalisées. En effet, ces bénéfices dépendent de la blessure ou des conditions de la mobilisation. Par exemple dans une étude, la récupération sensorielle était différente chez 3 groupes de rats qui pratiquaient soit la nage, soit la marche sur tapis de sol ou qui pratiquaient

des exercices assis-debout (Hutchinson, 2004). Outre la nature de l'exercice, la récupération dépend d'autres paramètres comme le moment opportun d'initiation de l'exercice ou la durée de l'entraînement (Battistuzzo et al., 2012). C'est pour cela qu'il faut bien considérer l'ensemble des paramètres qui ont un impact sur la mobilisation.

1.2.3 Paramètres optimisant la mobilisation

Selon le type de mobilisation mise en place, la récupération fonctionnelle semble varier (Courtine & Sofroniew, 2019). Il convient d'étudier quels paramètres semblent optimiser cette récupération fonctionnelle.

1.2.3.1 Moment d'initialisation de la mobilisation

Le moment d'initialisation de l'exercice est une notion controversée. En effet, certains chercheurs supposent qu'une implémentation précoce de l'exercice est bénéfique (Brown et al., 2011 ; Hutchinson, 2004 ; Norrie, Nevet-Duchcherer, & Gorassini, 2005), d'autres encouragent une mobilisation plus tardive (Battistuzzo et al., 2012; Humm et al., 1998). Cependant, il est maintenant affirmé qu'une implémentation trop tardive de l'exercice n'est pas optimale quant à la récupération fonctionnelle.

Brown et al. (2011) ont montré qu'implémenter l'exercice dès la phase aiguë est plus bénéfique que dans la phase subaiguë. En effet, les rats qui ont commencé l'exercice 1 jour après une blessure médullaire traumatique (groupe 1) ont montré une meilleure récupération des fonctions locomotrices, une taille de lésion moindre et une plus grande présence de tissus dans la substance blanche et substance grise que les rats qui ont commencé l'exercice pendant la phase subaiguë (groupe 2) ou ceux qui ne faisaient pas d'exercice. Ces résultats laissent penser qu'une mobilisation, implémentée très tôt après l'opération, permet d'optimiser la récupération fonctionnelle.

Hutchinson (2004) a observé une amélioration des fonctions sensorielles en implémentant, chez des rats, un exercice de tapis roulant 4 jours après l'opération. De plus, Norrie et al. (2005)

ont montré que des rats entraînés à une tâche spécifique (traverser une échelle horizontale) 3-4 jours post-opération, s'amélioraient plus dans cette tâche motrice que le groupe qui a commencé 3 mois après, avec une amélioration deux fois plus importante. Ainsi, ces résultats soutiennent ceux obtenus par Brown et al. (2011). Les auteurs notent que la phase aiguë représente une « fenêtre de plasticité », où la moelle est dans un état de réarrangements de circuits de neurones (Brown et al., 2011 ; Hook et al., 2004) . Dans ce cas, mobiliser un patient en phase aiguë permettrait de maximiser les chances de récupération fonctionnelle (Brown et al., 2011 ; Hook et al., 2004 ; Norrie et al., 2005). Une mobilisation sur des sujets humains, dans les 24h suivant une opération élektive, soit une opération non urgente, de la colonne vertébrale, permettrait aussi de réduire le taux de complications, la durée du séjour à l'hôpital, d'améliorer les performances du patient et son engagement (Burgess & Wainwright, 2019). Cette mobilisation consistait en une déambulation, un transfert en position assise, des mouvements dans le lit ou des exercices de renforcement du tronc. Consortium for Spinal Cord Medicine, (2008) suggère notamment d'initier des exercices d'amplitude de mouvements de toutes les articulations dès la première semaine suivant la lésion médullaire.

Cependant, une revue systématique, basée sur des études animales, suggère qu'il est plus bénéfique de commencer les exercices pendant la phase subaiguë, c'est-à-dire plus de 1 semaine après l'opération (Battistuzzo et al., 2012). Une autre étude réalisée en 1998 suggère qu'implémenter l'exercice dans la semaine suivant une lésion au cortex contrôlant le mouvement des pattes arrière, interfère avec la restauration des fonctions et augmente la taille de la lésion (Humm et al., 1998). De même, R. Smith et al. (2009) comparent deux groupes de rats entraînés à faire de la natation, commençant 3 ou 14 jours post-opération. Le groupe commençant dès le 3e jour s'est moins bien amélioré dans l'activité de natation par rapport à l'autre groupe selon l'échelle de natation de Louisville. De plus, un dysfonctionnement vasculaire a été observé autour de la lésion. L'intensité était peut-être trop importante pour cet entraînement prématuré (R. Smith et al., 2009 ; R. R. Smith et al., 2006).

Enfin, implémenter l'exercice en phase chronique c'est-à-dire quelques mois après l'opération est indéniablement moins efficace qu'en phase aiguë et subaiguë. Par exemple, une expérience

où un groupe de chats commençait à s'entraîner 1 semaine après une lésion à la moelle épinière, c'est-à-dire pendant la phase subaiguë, a montré de nettes améliorations dans l'exercice de la marche par rapport au groupe qui a commencé à s'entraîner quelques mois après (Hodgson, Roy, de Leon, Dobkin, & Edgerton, 1994). De surcroît, plus l'exercice est retardé, moins la récupération est optimale comme peuvent le souligner les différences de récupération fonctionnelle chez des patients récupérant moins ou plus de 6 mois, 1 an après la blessure (Benito-Penalva et al., 2012 ; Nam et al., 2017 ; Zierjacks et al., 2021). Aussi les différents types de réadaptation chez les humains comme les robots, les exosquelettes, la marche avec des barres parallèles ne se démarquent pas vraiment les uns des autres. Dans une revue systématique, Hornby et al. (2020), comparent différents types de mobilisation et la marche à même le sol semble le plus efficace. Cependant Nam et al. (2017), dans leur méta-analyse, suppose que l'exercice de robot assisté (Lokomat) est plus efficace que les exercices de marche à même le sol. Toutes ces études, sur des sujets humains, étant réalisées longtemps après le traumatisme, instaurer une mobilisation précoce pourrait permettre de faire une différence là où les dispositifs actuels ne le permettent pas.

Ainsi, peu d'études ont étudié l'effet de l'exercice en phase aiguë, c'est à dire moins de 48h après l'opération. Cependant, leurs résultats semblent prometteurs quant au gain de fonction locomotrice. D'après la littérature, une implémentation précoce de l'exercice, c'est-à-dire moins de 1 semaine post-opération, semble présenter une « fenêtre de plasticité » (Brown et al., 2011) et semble bénéfique pour optimiser le potentiel de récupération. Le principe est d'implémenter le plus rapidement possible un mécanisme de régénération des neurones afin de minimiser les déficits causés par le traumatisme et ainsi maximiser le potentiel de récupération. Cependant, certaines études animales ont montré des effets néfastes d'une telle implémentation. Ces déficits sont sûrement dus à une intensité trop importante. En effet, la moelle épinière reste fragile juste après l'opération avec des mécanismes inflammatoires, d'ischémie ou d'hémorragie (*Voir ANNEXE II*). Ainsi, il ne faut pas produire une intensité trop forte dès le début au risque de fragiliser encore plus la moelle épinière. D'autres études doivent être réalisées afin de déterminer le risque potentiel et la faisabilité d'implémenter un exercice très tôt après l'opération, c'est l'étude sur laquelle travaille actuellement Jean-Marc

Mac Thiong et son équipe (Mac-Thiong et al., 2021). Dans leur étude, les patients sont mobilisés dans les 48h suivant l'opération. Les résultats préliminaires montrent l'innocuité d'une telle mobilisation et la satisfaction des patients quant à ce type d'exercice (Dionne, 2022). Ce moment d'initialisation de la mobilisation sera donc le moment de référence.

1.2.3.2 Intensité de la mobilisation

L'intensité peut être caractérisée par la fréquence de l'exercice, sa durée et par le support de poids du corps (Michele Basso & Hansen, 2011).

La force de mise en charge semble un paramètre important. En effet, Timoszyk et al. (2005), ont montré qu'au cours de l'entraînement, moins le soutien de poids du corps est important, meilleure sera la capacité à marcher à la fin des semaines d'entraînement. Assurément, un seuil limite de mise en charge permet de contracter suffisamment les muscles des membres inférieurs et ainsi stimuler adéquatement la moelle épinière, ce qui n'est pas le cas avec une mise en charge trop faible (Hubli & Dietz, 2013). C'est ce qu'observe Dietz (2002) où les patients, dont leur poids était déchargé à 100%, ne présentaient pas d'activité EMG au niveau des muscles des jambes. Notons aussi qu'à partir d'un certain poids les rats n'étaient plus en mesure de marcher (Timoszyk et al., 2005), il faut donc bien définir une force de mise en charge limite afin de ne pas venir nuire à la réadaptation. D'autres auteurs, comme Fong et al. (2009), démontrent l'importance d'une mise en charge des membres inférieurs.

D'autres études ont démontré les effets bénéfiques d'une intensité cardiaque et respiratoire élevée suite une lésion médullaire ou un accident cérébral. Trois études sur des sujets humains ont montré qu'une intensité plus élevée est plus bénéfique. Ivey et al. (2015) ont montré qu'une intensité élevée améliore la capacité aérobie avec une amélioration de +34% pour le groupe à haute intensité contre 5% pour le groupe à faible intensité. Holleran et al. (2015) et Brazg et al. (2017) ont noté qu'une intensité plus élevée permet d'améliorer la marche avec une vitesse de marche plus importante et une distance parcourue plus grande. Cette intensité a été définie selon un indice de fréquence cardiaque maximale et de repos.

De plus, la cinématique de la marche est mieux reproduite par des entraînements plus volumineux de 1000 pas comparés à des entraînements moins volumineux de 100 pas (Caudle, Brown, Shum-Siu, Magnuson, & Magnuson, 2008 ; Michele Basso & Hansen, 2011). Il faut donc répéter au plus le mouvement pour optimiser la réadaptation (Cha et al., 2007).

Cependant, ces études sont réalisées sur des sujets en phase chronique où la moelle épinière est moins fragile, car elle n'est plus sujette au phénomène d'inflammation. Ainsi, une intensité trop importante peut être nuisible en phase aiguë. Prenons l'exemple des rats qui s'entraînent à nager 3 jours après l'opération où une exacerbation de la lésion a été observée (R. Smith et al., 2009).

De par la littérature, on peut voir qu'une intensité élevée est préférable à une intensité trop faible, qui elle, présente un potentiel de récupération bien trop faible. La mise en charge doit être assez importante pour stimuler les muscles, il faut répéter l'exercice le plus de fois possible, avec une intensité cardiaque suffisamment élevée. Cependant, il ne faut pas dépasser une intensité trop importante, notamment en phase aiguë ou subaiguë où la moelle reste fragile. Les seuils d'intensité pourront être définis selon la gravité de la blessure, les constantes physiologiques du patient ou encore son confort. Ces critères se basent sur l'étude réalisée par Mac-Thiong et al. (2021) mais d'autres critères doivent être développés par la suite pour définir un seuil d'intensité adapté à chaque patient comme le coefficient de frottement du sacrum sur le matelas. Il faut donc augmenter l'intensité progressivement suite à une BMT, afin de ne pas nuire au potentiel de récupération comme une exacerbation de la taille de la lésion.

1.2.3.3 Complexité de l'exercice et influx cutané

Dans cette partie, l'influence de la complexité d'un exercice et l'importance d'un influx cutané seront étudiées. Par complexité, j'entends la difficulté qu'a un individu à réaliser une tâche, qui se manifeste généralement par des échecs, mais aussi par des succès. Les exercices actifs

sont considérés comme plus complexes que les exercices passifs, car le mouvement est volontaire.

Michele Basso & Hansen (2011) énoncent que plus la tâche est difficile, meilleur sera la récupération. Autrement dit, il faut apprendre de ses erreurs pour mieux recommencer. Il s'appuie pour cela sur une étude réalisée par Ziegler et al. (2010), où deux types de marche assistée par un bras robotique sont comparés : une marche avec une trajectoire fixe, sans variation de pas et une marche « volontaire » assistée au besoin, c'est-à-dire lorsque le sujet dévie trop de la trajectoire de marche. Cette expérience a montré que le groupe moins assisté a présenté par la suite une meilleure coordination des muscles fléchisseurs et extenseurs. Ziegler et al. (2010) soulignent même le fait qu'une trajectoire fixe, assistée par un robot, empêche un réapprentissage des fonctions motrices. Les auteurs expliquent ces différences par un retour cutané différent, définie par une progression différente du pied entre les deux groupes. Selon leur étude, la récupération motrice (paramètre de sortie) dépend du message sensoriel (paramètre d'entrée). Cette observation est soutenue par Smith et al. (2006) qui ont comparé deux groupes de rats s'entraînant à la nage sans retour cutané ou avec un retour cutané au niveau des pattes arrière (tube de centrifuger). C'est le groupe avec retour cutané qui s'est le plus amélioré dans l'exercice de la nage avec un score LSS (Louiseville Swimming Scale) significativement plus important (11.4 ± 3.3 contre 7.3 ± 3.2) (R. R. Smith et al., 2006). Bouyer & Rossignol (2003), montrent aussi l'importance d'une rétroaction cutanée des pieds dans la locomotion des chats. Dans notre cas, cet influx peut se traduire sous forme de pression variable sous les pieds par exemple. Dans le cas de la marche, durant la phase d'appui, la pression sous le pied se déplace du talon jusqu'à la pointe du pied.

L'exercice actif semble donc être le meilleur candidat pour cela. Cependant, certains patients ne peuvent bouger suite à une BMT. L'exercice passif est donc intéressant pour des personnes ayant une lésion sévère à la moelle épinière qui ne peuvent se déplacer ou engendrer un mouvement, avec des difficultés respiratoires et musculaires (Phadke et al., 2019). Le vélo facile à utiliser dans ce contexte a beaucoup été étudié. Phadke et al. (2019) ont étudié l'efficacité du vélo passif sur des sujets humains et des animaux, dans une revue systématique.

Ils observent que la plupart des études montrent que cet exercice peut avoir des avantages au niveau cardiovasculaire, neuronal et musculaire (Phadke et al., 2019). D'autres études sur des exercices passifs, avec des robots assistés, utilisés en phase chronique, ont montré des bienfaits au niveau locomoteur (Alashram, Annino, & Padua, 2021 ; Cheung, Ng, Yu, Kwan, & Cheing, 2017 ; Nam et al., 2017 ; Zieriacks et al., 2021).

Pour résumer, l'exercice actif est à préférer, car il présente un facteur de variabilité, d'échec permettant une récupération plus efficace. Tout de même, l'exercice passif présente indéniablement des avantages cardiovasculaires, musculaires et neuronaux qui ne sont pas négligeables. Dans tous les cas, c'est le seul type d'exercice possible lorsque le patient ne peut plus bouger. Il est donc envisageable d'implémenter des variabilités avec des machines assistées en faisant varier l'amplitude des mouvements, des forces et des points de pression, pour reproduire au mieux une récupération active.

Ainsi, d'après la littérature, une mobilisation optimale est définie comme suit : La mobilisation doit reproduire au mieux la marche naturelle et doit être initiée dans la phase aiguë, c'est à dire les 48h après l'opération (Brown et al., 2011 ; Norrie et al., 2005). De plus, l'intensité doit être implémentée progressivement et doit être maximisée lorsque l'état de santé du patient le permet. Ensuite, il est nécessaire d'appliquer une force de réaction suffisante à la contraction musculaire. Si l'exercice est passif, il doit présenter une certaine variabilité avec des intensités, des amplitudes différentes afin de se rapprocher le plus d'un exercice actif. Notons que dès lors qu'un patient a la capacité de bouger, il faut favoriser une approche active afin d'implémenter les paramètres de variabilité et d'erreur qui permettent un meilleur réapprentissage.

Dans une prochaine partie, seront énumérés les types de mobilisation et les différents ergomètres existants pour mobiliser les blessés médullaires.

1.3 Types et performances des technologies de mobilisation existantes

1.3.1 Technologies de mobilisation existantes

Dans cette dernière partie, il sera présenté l'état de l'art des technologies de mobilisation existantes. Comme thérapies après une lésion médullaire, différentes technologies peuvent être mises en place. L'ergomètre cyclique ATP-5 active passive trainer on Hi-low stand (Figure 1.8) est présentement utilisé par le HSCM pour une mobilisation précoce des blessés médullaires. La Figure 1.9 représente cet ergomètre en phase d'utilisation. Même si non utilisés en phase précoce pour des blessés médullaires, d'autres ergomètres cycliques sont utilisés, comme le RT300-Supine (Figure 1.10). Ces trois figures (Figure 1.8; Figure 1.9; Figure 1.10) permettent de bien comprendre l'environnement dans lequel se réalise la mobilisation. Sur l'ATP5, deux orthèses sont ajoutées afin de transmettre le mouvement au patient (Figure 1.8). Elles permettent aussi d'immobiliser la cheville. Ce type de machine peut fonctionner en mode actif et passif à une cadence maximale de 60 tr/min. De plus, il y a 3 réglages du bras de manivelle, permettant de varier l'amplitude du mouvement (Figure 1.9). Un élastique relie les deux cuisses (Figure 1.9) afin de minimiser leurs abductions excessives. Deux roues sont positionnées à l'arrière de l'ergomètre et il suffit de le basculer pour le transporter (Figure 1.8). Enfin des courroies de tension sont utilisées pour solidariser l'ergomètre au lit d'hôpital (Figure 1.8).



Figure 1.8 Ergomètre cyclique-Active Passive Trainer on Hi-Low Stand



Figure 1.9 Ergomètre cyclique en phase d'utilisation



Figure 1.10 RT300 supine en phase d'utilisation
Tirée de Cyclone Mobility (2022)

Une autre technologie peut être utilisée pour mobiliser les patients de façon précoce, il s'agit des tables inclinées Erigo (Figure 1.11). Cependant, cette technologie n'est pas utilisée pour les blessés médullaires en phase aiguë. En effet, la table est utilisée dans 63 % des cas suite à des troubles neurologiques, cependant 60% des experts déclarent ne pas vouloir l'utiliser pour des cas de lésion médullaire en soin intensif (Chang, Boots, Hodges, & Paratz, 2004). Ce refus peut s'expliquer par le fait qu'une mobilisation précoce n'a pas encore été implémentée dans les hôpitaux ou comme le souligne le docteur Jean Marc Mac-Thiong, il n'est pas possible de transférer le patient d'un lit d'hôpital dans un contexte de blessure récente. Cette machine a cependant pu être utilisée sur des BMT 2 à 4 semaines après leur opération, mais seulement avec un angle d'inclinaison maximum de 60° et avec stimulation électrique, mais sans mouvement des membres inférieurs (Elokda, Nielsen, & Shields, 2000). Pour des lésions cérébrales, cette technologie a montré des résultats prometteurs quant à la récupération fonctionnelle pouvant commencer 3 jours après l'opération (Frazzitta et al., 2016).



Figure 1.11 Table inclinée+ step robotisé
Tirée de Craven et al (2013)

Cette machine permet de reproduire un mouvement linéaire (Figure 1.12). Pour cela, une orthèse est placée au niveau du bas de la cuisse et une attache au niveau du pied. L'orthèse au niveau de la cuisse est mise en rotation par un guidage linéaire (Colombo, Schreier, Mayr, Plewa, & Rupp, 2005) et cela permet une rotation des articulations de la hanche et consécutivement du genou et une variation en hauteur des jambes (translation longitudinale) (Figure 1.12). De plus, des ressorts au niveau des attaches de pied permettent de mettre en charge le pied de la même manière que la marche naturelle (Figure 1.12). Notons aussi que le pied n'étant attaché qu'à son extrémité (liaison pivot), il y a une rotation de la cheville. De plus, l'extension de la hanche peut être réglée entre 0 et 20° (Colombo et al., 2005) (Figure 1.12), ce qui peut être très intéressant d'après ce qu'on a pu étudier sur le rôle de la hanche précédemment. Ainsi, cette machine est avantageuse de par sa capacité à s'incliner, à reproduire la cinématique de la hanche, sa capacité à mettre en charge les membres inférieurs du patient, mais elle n'est pas adaptée à un stade aussi précoce pour des BMT. Elle peut s'adapter à des blessures intermédiaires/chroniques, mais d'autres études doivent être menées pour valider la faisabilité et son innocuité pour des BMT.

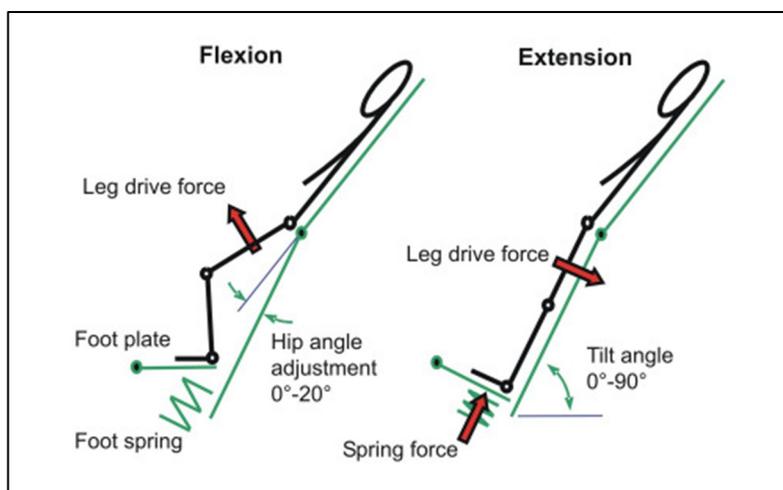


Figure 1.12 Principe de fonctionnement du Erigo
Tirée de Colombo et al (2005)

Comme type de réadaptation après une lésion médullaire, on note aussi la marche sur tapis de course avec support de poids qu'on nomme BWSTT (Body Weight Supported Treadmill Training) (Voir ANNEXE III, p.172). Il s'agit de marcher sur un tapis de course avec un harnais qui permet de supporter une partie de son poids. On note aussi la marche assistée par robot (RAGT) qui, en supplément du BWSTT, utilise deux attelles robotisées pour mouvoir les jambes du patient comme le Lokomat (Voir ANNEXE III, p.171) ou le GE-O (Voir ANNEXE III, p.172). Des exosquelettes existent aussi comme le Rewalk (Voir ANNEXE III, p.173), mais il s'agit plus d'une technologie pour rendre les BMT indépendants dans leur quotidien. Ces technologies permettent un entraînement locomoteur, mais elles ne sont adaptées que pour une mobilisation en phase chronique.

D'autres exercices sans aide technologique comme la marche sur le sol avec deux barres parallèles peuvent être utilisés. À ces types de mobilisation, d'autres techniques comme la stimulation épидurale où l'on stimule directement la moelle ou la stimulation électrique fonctionnelle où l'on stimule directement les muscles (Hachem et al., 2017) ou encore la réalité virtuelle (de Araújo, Neiva, Monteiro, & Magalhães, 2019) sont employées. Un exemple d'une stimulation fonctionnelle avec un ergomètre cyclique est présenté en ANNEXE III, p.173.

Outre l'implémentation de ces exercices, des pratiques complémentaires comme des étirements passifs, la mobilisation réalisée par des physiothérapeutes, des exercices de force sont constamment appliquées (Nas, 2015). Notons que suite à une blessure à la moelle épinière la mobilisation hors du lit est recommandé que lorsque l'état médical du patient est stable (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2008).

Enfin, une preuve de conception d'un ergomètre adapté à une mobilisation précoce a été réalisée par des étudiants de l'ETS (Amoun, Didier, Gonzalez-Figueroa, Khim, & Tarriba-Wong, 2019). Il s'agit d'un appareil de type Scotch Yoke qui, à partir d'une rotation, génère un mouvement linéaire alterné (Figure 1.13). Cet appareil s'adapte notamment aux lits d'hôpitaux présents à HSCM. Comme on peut le voir sur la Figure 1.13, l'appareil se fixe directement sur le lit d'hôpital et une poignée située au-dessus de l'appareil permet de le transporter. Il sera intéressant d'analyser ce mécanisme dans notre conception.

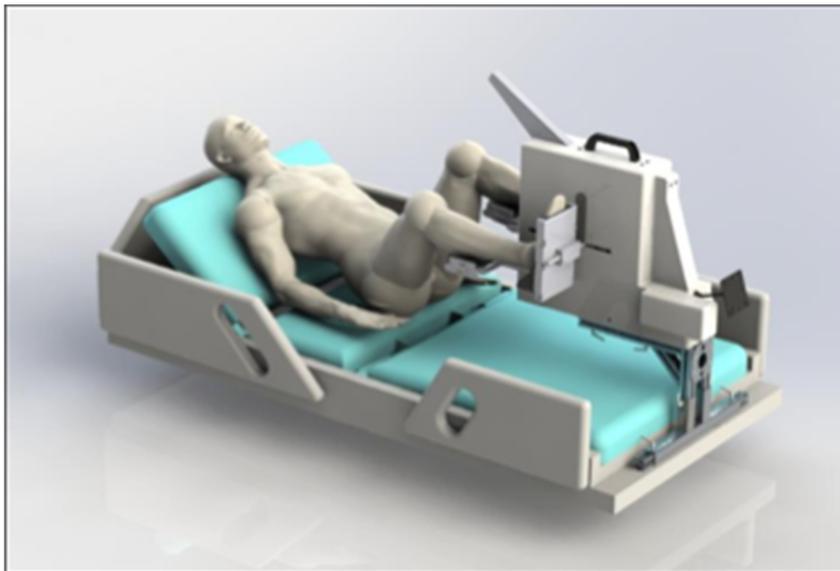


Figure 1.13 Représentation de l'ergomètre linéaire
Tirée de Amoun et al. (2019)

On a pu voir que différents types de mobilisation sont réalisés pour réadapter des BMT : le vélo, l'ergomètre linéaire, des tapis roulants avec support de poids, des exosquelettes, la marche avec ou sans aides technologiques, des traitements parallèles comme la stimulation électrique. Cependant, on peut se rendre compte que hormis l'ergomètre cyclique, aucun

appareil (existant) n'est utilisé pour mobiliser des blessés médullaires dans les 48h après leur opération. Dans cette dernière partie, sera étudié quel type d'exercice a été comparé à la marche, qui est le mouvement souhaité à reproduire. Il sera ainsi possible d'évaluer si un exercice se démarque des autres et s'il peut être implanté ou non dans une réadaptation précoce.

1.3.2 Comparaison des types de mobilisation à la biomécanique de la marche

Très peu de recherches ont comparé différents types d'exercice avec la marche. Certains articles ont comparé l'exerciceur elliptique en position debout, le vélo debout ou la marche sur tapis roulant par rapport à la marche normale (Burnfield, Shu, Buster, & Taylor, 2010 ; Damiano, Norman, Stanley, & Park, 2011 ; Prosser, Stanley, Norman, Park, & Damiano, 2011). D'autres ont étudié le potentiel d'un ergomètre linéaire en position assise (Stoloff, Zehr, & Ferris, 2007). Tous ces exercices s'effectuaient activement.

Burnfield et al. (2010), ont montré que l'exerciceur elliptique actif debout est proche de la marche d'un point de vue cinématique avec des coefficients de corrélation multiple très proche de 1 pour la hanche (0,85-0,89) et pour le genou (0,87-0,89). De plus, Damiano et al. (2011) ont trouvé que cinématiquement l'exerciceur elliptique actif est plus proche de la marche que le vélo avec un GDI (Gait deviation index) de 29,4 contre -9,7 pour le vélo actif. Le GDI, indice normalement compris entre 0 et 100, est calculé à partir des données cinématiques 3D, des articulations du bassin, de la hanche, du genou, de la cheville et du pied (Malt, Aarli, Bogen, & Fevang, 2016). Plus le score est proche de 100, plus le mouvement se rapproche de la cinématique de la marche. L'exerciceur elliptique présentait aussi une étendue de l'articulation de la hanche et du genou plus proche de la marche (Figure 1.14). De même, le vélo présente des forces de pressions moindres avec une force générée de 41 kPa contre 213 kPa pour l'exerciceur elliptique (Burnfield, Jorde, Augustin, Augustin, & Bashford, 2007). D'après l'étude de Damiano et al. (2011), on peut aussi voir que le vélo présente une coordination interarticulation très importante par rapport à la marche et à l'exerciceur elliptique et seule la coordination hanche-cheville pour l'exerciceur elliptique est très proche de la marche. Les auteurs supposent qu'une coordination trop grande peut nuire au contrôle moteur, là où le vélo peut être désavantageux. Ainsi, le vélo semble moins proche de la marche en

termes de mise en charge, de coordination et de cinématique par rapport à l'exercice elliptique. Ces machines ont été étudiées en tant qu'exercices actifs et debout sur des sujets sains. Par conséquent, il sera essentiel d'analyser comment ces machines peuvent être adaptées pour une utilisation passive dans un lit d'hôpital lors de l'élaboration du cahier des charges pour mobiliser les patients blessés à la moelle épinière.

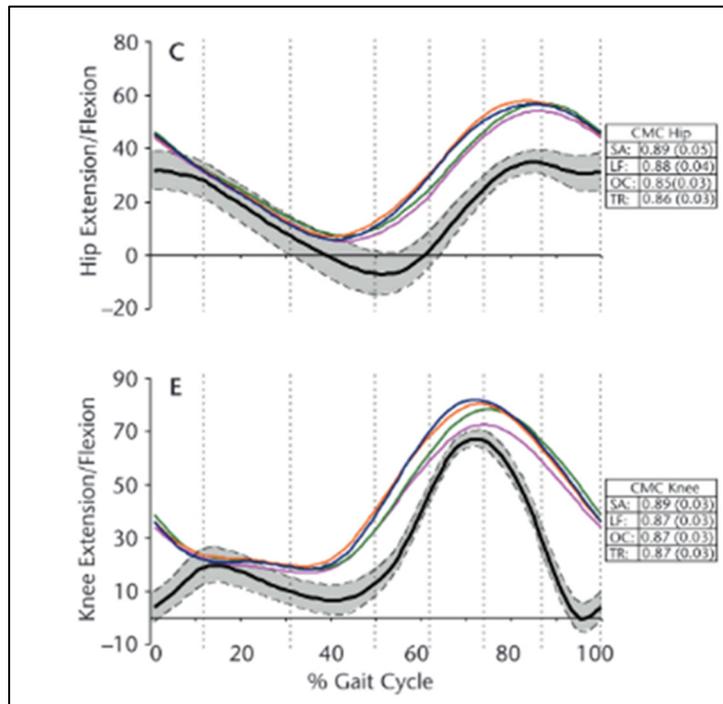


Figure 1.14 Comparaison cinématique de la hanche (C) et du genou (E) entre plusieurs exercices elliptiques et la marche

Tirée de Burnfield et al. (2010)

Stoloff et al. (2007), ont comparé un ergomètre linéaire (Figure 1.15) en position assise avec la marche avec une analyse de corrélation croisée des signaux électromyographiques. Ils ont observé que cet ergomètre partageait un contrôle neuronal simplifié, mais similaire à la marche, ce qui permettrait donc de stimuler adéquatement le centre locomoteur de la moelle épinière. Cependant, contrairement à la marche, l'ergomètre linéaire présente des étendues de la hanche et de la cheville bien différentes par rapport à la marche, ce qui peut s'expliquer par le fait que l'exercice se fait assis, alors que l'étendue du genou est très proche de celle de la marche. Cependant, ces étendues articulaires dépendent de la position du siège, des mains sur la

machine et des pédales (Stoloff et al., 2007). Les résultats peuvent donc différer selon les paramètres de configurations choisies. Quand on compare avec un ergomètre de type rameur, qui génère aussi un mouvement linéaire (Figure 1.16), la cinématique de la hanche semble se rapprocher en forme par rapport à la cinématique de la marche avec une forme sinusoïdale (Buckeridge, Hislop, Bull, & McGregor, 2012). Cependant, la cinématique du genou forme une sinusoïdale similaire (Buckeridge et al., 2012) ce qui n'est pas le cas de la marche. Aucune donnée sur les forces de réactions n'est indiquée dans la littérature. Cependant, Stoloff et al. (2007) énoncent que ces forces sont moindres par rapport à la marche. Toutefois, la table inclinée ERIGO générant aussi un mouvement de type linéaire, offre une force de réaction et une extension de la hanche réglable, qui peut être très proche de la marche. Ainsi, suivant les configurations d'un même mouvement, les avantages fonctionnels peuvent différer.



Figure 1.15 Ergomètre linéaire
Tirée de Stoloff et al. (2007)

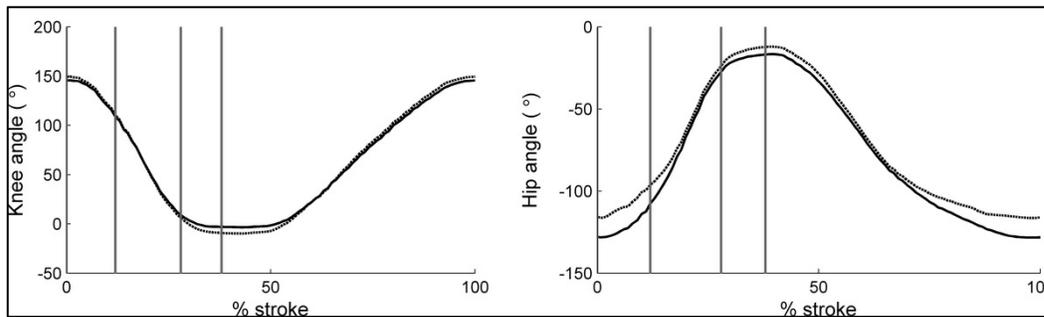


Figure 1.16 Cinématique de la hanche et du genou de personnes novices pour l'utilisation d'un ergomètre de type rameur
Tirée de Buckeridge et al. (2012)

Comme on a pu le voir dans cette partie, très peu d'études ont été réalisées pour comparer les différents types d'exercices avec la biomécanique de la marche. Beaucoup de variables entrent en compte comme le fait que l'exercice se fasse debout ou assis, de manière active, passive, la façon dont la personne est placée. Ainsi il est difficile de définir quel type d'exercice et quel type de configuration sont les plus adaptés pour ressembler le plus à la physiologie de la marche, pour des personnes qui n'ont plus l'usage de leurs jambes et qui sont allongées dans un lit d'hôpital. Les dispositifs thérapeutiques utilisés aujourd'hui sont de type locomoteur comme le Lokomat, un exosquelette robotisé qui reproduit la physiologie de la marche, mais ils sont seulement adaptés aux blessés chroniques. Sinon, quelques dispositifs ont permis une activité motrice qui s'apparente à la marche. Par exemple, une stimulation (électrode) épидurale sous le niveau de la lésion a déclenché un mouvement similaire à la marche et une activité EMG de type locomoteur (Dimitrijevic, Gerasimenko, & Pinter, 1998) et l'extension de la hanche a créé des mouvements rythmiques involontaires des extrémités inférieures ressemblant à des pas (Calancie et al., 1994). Aussi le chargement / déchargement, au niveau de la voûte plantaire a permis de stimuler le CPG (Van de Crommert, Mulder, & Duysens, 1998).

Ainsi, il existe peu de connaissances sur l'identification des paramètres les plus à même de reproduire la marche. Très peu d'études ont comparé des dispositifs de mobilisation existants avec la marche et les performances de chacun des ergomètres semblent dépendre des paramètres de configurations. Lors de l'établissement du cahier des charges, il faudra donc

sélectionner les paramètres essentiels à la marche, tout en s'adaptant à une mobilisation en phase aiguë. Cette sélection de paramètres devra se baser sur l'interprétation de la littérature.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique

La revue de la littérature réalisée a permis de mieux comprendre les enjeux liés à la mobilisation des blessés médullaires et de soulever certaines problématiques.

Aujourd'hui, après une lésion à la moelle épinière, les patients restent entre 1 à 3 mois allongés sur un lit d'hôpital. Cette immobilisation prolongée est à l'origine de nombreux dysfonctionnements, impactant la vie des patients que ce soit physiquement, socialement, psychologiquement ou économiquement. Comme vu dans la revue de la littérature, la mobilisation est un des moyens les plus utilisés afin de favoriser la récupération fonctionnelle après une lésion à la moelle épinière que ce soit moteur, sensoriel, cardiaque et respiratoire. En effet, la mobilisation favorise la plasticité neuronale de la moelle épinière et du cerveau. Plus spécifiquement, de nombreux auteurs suggèrent que pour encourager la récupération fonctionnelle des blessés médullaires, il faut reproduire au mieux la physiologie de la marche.

De plus, des études expérimentales ont montré qu'implémenter une mobilisation de façon précoce, moins de 1 semaine après une BMT, peut être avantageux sur les plans moteur et sensoriel. Cependant, aucune étude humaine n'a encore été réalisée à un stade aussi précoce. Seule l'équipe portée par le Dr Jean-Marc Mac-Thiong à l'hôpital de Sacré-Cœur de Montréal étudie la faisabilité ainsi que les différents bénéfices apportés par une mobilisation dans les 48h suivant l'opération, à l'aide d'un ergomètre cyclique et les résultats actuels semblent très prometteurs. Ainsi, implémenter une mobilisation précoce semble favoriser la récupération fonctionnelle des blessés médullaires. Ceci permet à la fois de prévenir les déficiences liées à l'immobilisation, ainsi que d'encourager la plasticité de la moelle et du cerveau.

Néanmoins, la trajectoire circulaire reproduite par l'ergomètre cyclique, a priori, peu de similarité avec la cinématique de la marche naturelle, ce mouvement étant la fonction

principale que l'on cherche à retrouver chez les patients. De plus, les façons de paramétrer cet ergomètre et d'installer le patient sont encore mal comprises. Enfin, les patients étant paralysés de (façon complète ou incomplète), allongés dans un lit, encore sous choc opératoire, il semble que, reproduire parfaitement la marche soit une solution idéalisée.

Dans ce contexte, comment optimiser la mobilisation des blessés médullaires dans les 48h suivant leur opération afin qu'ils puissent retrouver au mieux leurs capacités locomotrices?

2.2 Objectifs et sous-objectifs

Ainsi, l'objectif général de ce travail est d'optimiser la mobilisation précoce de façon à se rapprocher le plus possible de la physiologie de la marche et favoriser la récupération fonctionnelle des blessés médullaires.

Afin de répondre à cet objectif principal, on peut le subdiviser en 3 sous-objectifs :

O1 : Concevoir un nouvel ergomètre permettant de reproduire la physiologie de la marche dans un lit d'hôpital.

O2 : Développer et évaluer un outil permettant de simuler et d'optimiser la cinématique et la dynamique des membres inférieurs produits par le nouvel ergomètre et l'ergomètre existant (ergomètre cyclique).

O3 : Utiliser l'outil de simulation développé en O2 pour comparer les performances de l'ergomètre proposé vis-à-vis de l'ergomètre existant dans leur configuration optimale respective.

CHAPITRE 3

CONCEPTION D'UN ERGOMÈTRE VISANT À REPRODUIRE LA MARCHÉ DANS UN LIT D'HÔPITAL

Ce chapitre présente le processus de conception d'un ergomètre adapté aux lits d'hôpitaux pour reproduire la marche chez les sujets blessés médullaires. Ce chapitre inclut les différentes étapes du processus de conception, qui comprennent l'établissement du cahier des charges, la recherche de solutions possibles, la sélection de la solution finale et la conception de cette dernière.

3.1 Élaboration du cahier des charges

La revue de la littérature, ainsi que le chapitre 2, ont permis de définir clairement le problème, le contexte dans lequel le produit s'inscrit, les objectifs de conception ainsi qu'une description sommaire du produit à développer. L'ergomètre doit délivrer un mouvement se rapprochant le plus de la marche naturelle et il doit s'adapter à une mobilisation précoce d'un blessé médullaire. Pour l'équipe clinique, l'objectif sera, à terme, de tester l'influence de ce type de mobilisation sur la stimulation des circuits neuronaux de la moelle épinière et du cerveau. Ce cahier des charges s'est inspiré de celui réalisé par Amoun et al. (2019) où l'objectif était aussi de réaliser un ergomètre pour des blessés médullaires dans les 48h suivant leur opération. La méthode basée sur le déploiement de la fonction qualité a été utilisée pour réaliser ce cahier des charges (Bechard, Dobbins, & Morisset, 1997).

3.1.1 Description du marché visé

Les centres d'expertise pour la prise en charge des blessés médullaires (traumatologie) au Québec sont l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal et l'Hôpital de l'Enfant -Jésus du CHU de Québec. Au Québec, la moyenne de cas de BMT entre 1998 et 2006 est de 130 cas par année (Moutequin, Mayot, Rossignol, & Larouche, 2013). Toutes les personnes atteintes d'une lésion

à la moelle épinière doivent être acheminées vers l'un ou l'autre de ces deux centres d'expertise. Cependant, l'HSCM est le principal centre de traumatologie au Québec, spécialisé dans les traumatismes rachidiens et les lésions traumatiques de la moelle épinière. C'est notamment le seul centre de référence du Québec pour les BMT nécessitant une assistance respiratoire.

Le principal utilisateur visé suite à la réalisation de cet appareil est l'HSCM, notamment l'équipe de recherche clinique en traumatologie de Dr Jean Marc-Mac Thiong. En effet, l'équipe de l'HSCM pourra utiliser cet ergomètre pour tester son efficacité quant à la mobilisation des blessés médullaires précoces. Les blessés médullaires traumatiques, seront aussi les utilisateurs finaux de cet appareil. Il s'agit de personnes possédant des lésions complètes ou incomplètes de la moelle épinière, présentant une paralysie motrice et/ou sensitive complète ou incomplète. Il s'agit de personnes ayant été opérées depuis 0 à 48h, transférées aux soins intensifs ou intermédiaires. Ces personnes sont alitées, potentiellement assistées par des appareils médicaux selon la gravité de leurs blessures, et nécessitent un suivi médical quotidien.

À long terme, cet appareil pourra être implanté dans tous les centres de traumatologie spécialisés dans la prise en charge des blessés médullaires. Ainsi, tous les hôpitaux traitant les blessés médullaires peuvent aussi être considérés comme clients potentiels. Cet appareil joue aussi un rôle préventif. En effet, il a pour but de diminuer les conséquences néfastes liées à l'immobilisation. Il a aussi pour rôle de stimuler le système nerveux central et périphérique, c'est-à-dire la moelle épinière et le cerveau. Cet appareil devra être utilisé aussi tôt que quelques heures après l'opération du patient. Pour un patient, son temps d'utilisation dépend de sa durée de séjour au centre de traumatologie. Son utilisation s'étend donc sur plusieurs semaines, avec une fréquence d'une séance par jour (idéalement).

Aucun appareil de mobilisation précoce n'existe à ce jour pour les blessés à la moelle épinière. Seul l'hôpital de Sacré-Cœur utilise un ergomètre cyclique pour mobiliser les blessés médullaires à un stade précoce. Cependant, ce mouvement circulaire est loin de reproduire la physiologie de la marche et donc ne stimule probablement pas adéquatement les centres

périphériques et centraux de la moelle épinière et du cerveau. Cet ergomètre cyclique a notamment pour rôle de valider l'innocuité d'une mobilisation précoce chez les blessés médullaires (Mac-Thiong et al., 2021).

La conception de cet ergomètre est donc novatrice et a pour rôle de se rapprocher au mieux des caractéristiques de la marche tout en étant allongée dans un lit d'hôpital, mais aussi de comprendre quels paramètres permettent d'optimiser la mobilisation précoce des blessés médullaires. Ainsi, à terme, cet ergomètre a pour rôle de maximiser les chances du patient de remarcher et aussi de diminuer le temps de séjour à l'hôpital. En effet, après une opération chirurgicale, une mobilisation précoce permettrait de diminuer la durée de séjour à l'hôpital sachant qu'en 2013, le coût de prise en charge des blessés médullaires s'élevait à 2,67 milliards de dollars (Krueger et al., 2013). Cet ergomètre a aussi un rôle de pionner afin de standardiser la mobilisation précoce, c'est-à-dire de montrer son innocuité dans les hôpitaux chez les blessés médullaires. L'utilisation de cet appareil peut s'étendre à d'autres traumatismes neurologiques comme des AVC où les patients présentent une perte fonctionnelle.

3.1.2 Identification des attributs clients

Une liste des attributs a été réalisée afin d'énoncer clairement les besoins, les attentes du client. Cette liste a été mise en place en analysant la littérature et en suivant les recommandations des différents acteurs du projet, c'est-à-dire le docteur Jean Marc-Thiong et son équipe ainsi que le professeur Yvan Petit. Cette liste d'attribut reprend une partie de celle utilisée par Amoun et al. (2019) dans leur rapport technique. La recherche de la littérature a notamment été très utile lors de la définition des spécifications techniques pour les attributs 1,2.

Attribut 1 : L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique de la hanche pendant la marche naturelle.

Description : la dynamique est définie par la cinématique et l'étude des forces. Ainsi la dynamique de la hanche est définie par sa rotation au cours du temps ainsi que par les efforts résultants à ce mouvement.

Attribut 2 : L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique du genou pendant la marche naturelle.

Description : la dynamique du genou est définie par la rotation articulaire des membres inférieurs pour chaque cycle de marche ainsi que les efforts résultants à ce mouvement. Le but est de reproduire avec la hanche, la dynamique de la marche.

Attribut 3 : L'appareil s'ajuste à la morphologie de 90% de la population nord-américaine.

Description : L'appareil s'ajuste à la circonférence des membres inférieurs, c'est-à-dire en largeur, hauteur et longueur, afin de rendre accessible son utilisation à la plupart de la population visée. Un bon réglage en fonction de la morphologie permettra une utilisation optimale avec le mouvement désiré.

Attribut 4 : L'appareil permet une installation facile du patient (Amoun et al., 2019).

Description : L'appareil doit être facile à installer afin d'accélérer la prise en charge du patient et afin d'assurer sa sécurité. De plus, cela permettra de « dédramatiser son utilisation par le patient » (Amoun et al., 2019).

Attribut 5 : L'appareil est compact.

Description : Du fait du faible espace disponible dans les chambres d'hôpital, l'appareil doit être compact pour occuper un espace minimum. Actuellement, l'appareil utilisé à HSCM est assez volumineux, ce qui rend sa mise en place assez difficile dans une petite pièce.

Attribut 6 : L'appareil est facilement transportable (Amoun et al., 2019).

Description : Pour minimiser l'effort fourni par le praticien, pour le ranger et le mettre en place facilement, le transport de l'appareil doit se faire facilement. Actuellement, l'appareil utilisé à HSCM, volumineux et assez lourd, est difficile à transporter.

Attribut 7 : L'appareil est simple à fabriquer (Amoun et al., 2019).

Description : S'agissant d'un prototype, il ne doit pas être trop difficile à fabriquer

Attribut 8 : L'appareil est abordable (Amoun et al., 2019).

Description : Le coût de fabrication doit être optimisé puisqu'il s'agit d'un prototype dans un contexte de recherche clinique. Par la suite, un coût moindre permettra à un nombre important d'hôpitaux de s'en procurer un.

Des cotes ont été attribuées aux différents attributs selon leur degré d'importance (Tableau 3.1). Une cote maximale de 5 est assignée à l'attribut 1 puisqu'on a pu voir dans la revue de la littérature l'importance de la hanche dans la biomécanique de la marche. Une cote de 4 est assignée à l'attribut 2, car le rôle du genou semble moindre que la hanche dans la biomécanique de la marche. D'après des entrevues avec des cliniciens du HSCM, le transport de l'appareil et son adaptation morphologique ont aussi une cote non négligeable de 3, pour rendre son utilisation universelle et sécuritaire pour les patients et facile pour les cliniciens. L'installation du patient demande un effort moindre par rapport au transport de l'appareil, d'où une cote de 2. Les autres contraintes étaient considérées comme moins importantes par le client.

Tableau 3.1 Évaluation des attributs client

Catégorie	Attributs	Cote
Performance	L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique de la hanche pendant la marche naturelle	5
	L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique du genou pendant la marche naturelle	4
Ergonomie	L'appareil s'ajuste à la morphologie de 90% de la population moyenne nord-américaine	3
Utilitaire	L'appareil permet une installation facile du patient	2
	L'appareil est compact	1
	L'appareil est facilement transportable.	3
Optimisation	L'appareil est simple à fabriquer	1
	L'appareil est abordable	1

3.1.3 Identification des restrictions

Dans cette partie, les différentes restrictions provenant des normes, les restrictions imposées par le client et par le fonctionnement de l'ergomètre sont définies. Les contraintes sont primordiales puisque la conception de l'appareil devra respecter chacune d'entre elles.

3.1.3.1 Normes et homologations

D'après Santé Canada, le produit est par définition un instrument thérapeutique actif puisque son « fonctionnement dépend d'une source d'énergie autre que l'énergie produite par la force musculaire ou la gravité » (Santé Canada, 2015). Cet appareil appartient à la classe de risque II, car cet appareil transmet de l'énergie au corps sans présenter un danger pour le patient. Les Homologations d'instrument médical (HIM) s'appliquent aux instruments médicaux des classes II. La demande d'homologation se fait grâce au formulaire ci-joint :

https://www.canada.ca/content/dam/hc-sc/documents/services/drugs-health-products/medical-devices/licapp_demhom_cla2-fra.pdf

Dans cette demande d'homologation, des renseignements sur l'instrument, son utilisation, sur le fabricant, sont présents. De plus, il faut attester de la sécurité de l'instrument médical. Cette demande d'homologation requiert de respecter la norme CAN/CSA ISO 13485 :2003 puisque le règlement sur les dispositifs médicaux exige que les matériels de classe II soient conçus ou fabriqués conformément à cette norme (International Organization for Standardization, 2003). Cette norme énonce les exigences relatives au système de management de la qualité (International Organization for Standardization, 2003). Cette norme définit tout d'abord les exigences générales de conformité comme la politique de qualité, le contrôle des documents. Puis elle définit les exigences de gestion pour s'assurer de l'application de cette norme au sein de l'entreprise. Ensuite elle définit les exigences relatives aux ressources qu'elles soient humaines, physiques ou environnementales. Puis, cette norme définit les exigences quant à la réalisation du produit que ce soit la conception, la fabrication, l'installation ou l'entretien. Enfin, elle définit les exigences relatives aux mesures correctives en cas de défaut (International Organization for Standardization, 2003).

3.1.3.2 Contraintes imposées par le client

Les restrictions imposées par le client sont :

- L'amplitude de la hanche doit atteindre 37 °. Ce résultat provient de l'étude de Mentiplay et al. (2018) et correspond à l'amplitude moyenne de la hanche lors de la marche naturelle. De même, la flexion de la hanche ne doit pas dépasser 90°. Une erreur maximale de 5° d'amplitude est autorisée.
- La force de réaction maximale ne doit pas dépasser 50% du poids de la personne. En effet, dans le cas d'une mobilisation précoce, un seuil de force de 50% risque d'être non sécuritaire pour le patient, de par une intensité trop élevée et une friction trop importante du patient sur le matelas.
- L'appareil ne doit pas se déplacer lorsqu'il est soumis à une force de poussée de 560 N
- L'étendue du genou doit se situer à l'intérieur des limites [20°; 120°] pour éviter une hyperextension ou une hyperflexion. De plus, l'angle d'extension maximale du genou doit pouvoir être réglé selon l'avis du praticien et l'état de santé du patient. À titre d'exemple, un patient spastique, présentant des spasmes musculaires, ne pourra pas générer un angle d'extension de 20°, mais plus de 40°.
- L'appareil doit s'adapter aux lits existants au service traumatologie de l'hôpital. On en compte deux actuellement. Une description de ces lits est jointe en ANNEXE IV, p.175.
- L'appareil doit se déplacer par rapport à la position du patient dans le lit.
- L'appareil doit fonctionner en mode assisté et non-assisté avec une cadence comprise entre 0 et 60 foulées par minute. Le système de transmission de mouvement doit donc être réversible.
- Le lit d'hôpital est utilisé en position horizontale (allongée) avec une inclinaison du tronc de 30° par rapport aux membres inférieurs.
- Le coût de l'appareil ne doit pas dépasser 10000\$.
- L'appareil doit pouvoir être transporté à travers les chambres d'hôpital. Cela signifie que la hauteur de l'appareil doit être inférieure à 2,05 m et la largeur de l'appareil inférieure à 1 m.
- L'appareil ne doit pas venir toucher les sondes auxquelles est branché le patient.

- L'ergomètre est confortable pour le patient.
- L'ergomètre doit être capable de mobiliser les membres inférieurs d'une personne de 125kg. Cela représente à mobiliser 36,6 kg. Cette valeur représente le poids des deux membres inférieurs (du métatarse au grand trochanter) pour une personne de 125 kg. Elle a été tirée du livre de Winter (2009).

Après réalisation d'une étude géométrique, une mobilisation de la cheville n'est pas possible dans la mesure où, mécaniquement, lorsque l'on mobilise les 3 articulations d'un membre inférieur, la réponse cinématique a une infinité de solutions possible. Autrement dit, cliniquement, mobiliser la cheville est trop dangereux. Une dernière contrainte est donc que la cheville doit rester immobilisée au cours de la mobilisation. Il est cependant possible d'intégrer un contrôleur de mouvement comme une orthèse robotisée pour contrôler son mouvement.

3.1.4 Définition des spécifications techniques

Afin de mieux comprendre la définition de chaque spécification technique et de sa cible, voici une brève description de chacune des spécifications. Ces spécifications sont résumées au Tableau 3.2.

L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique de la hanche pendant la marche naturelle

ST1 : Similarité de forme de la cinématique de la hanche avec celle de la marche naturelle : On utilisera le coefficient de corrélation de Pearson pour comparer la forme de la cinématique de la hanche engendrée par l'ergomètre par rapport à la marche. Par similarité de forme, j'entends la similarité des variations angulaire au cours d'un cycle de mouvement. Plus le score est proche de 1, plus le mouvement engendré par l'ergomètre ressemble cinématiquement à la marche.

➤ Cible : $r=1$

ST2 : Similarité d'étendue de la hanche avec la marche naturelle : On utilisera le coefficient de taille, utilisé dans l'analyse CORA (Bailly et al., 2020), pour comparer l'étendue de la cinématique de la hanche engendrée par l'ergomètre par rapport à la marche. Plus le score est proche de 1, plus les étendues engendrées par l'ergomètre ressemblent à la marche. Le RMS sera aussi utilisé pour évaluer la similarité d'étendue avec la marche. Dans le cas du RMS, plus celui-ci est faible, plus l'étendue est proche avec la marche.

- Cible 1 : $RMS=0$
- Cible 2 : $ct=1$

L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique du genou pendant la marche naturelle

ST3 : Similarité de forme de la cinématique du genou avec celle de la marche naturelle : On utilisera le coefficient de corrélation de Pearson pour comparer la forme de la cinématique du genou engendré par l'ergomètre par rapport à la marche. Plus le score est proche de 1, plus le mouvement engendré par l'ergomètre ressemble cinématiquement à la marche.

- Cible : $r=1$

ST4 : Similarité d'étendue du genou avec la marche naturelle : On utilisera le coefficient de taille (Bailly et al., 2020) pour comparer l'étendue de la cinématique du genou engendré par l'ergomètre par rapport à la marche. Plus le score est proche de 1, plus les étendues engendrées par l'ergomètre ressemblent à la marche. Le RMS sera aussi utilisé pour évaluer la similarité d'étendue avec la marche. Dans le cas du RMS, plus celui-ci est faible, plus l'étendue est proche avec la marche.

- Cible 1 : $RMS=0$
- Cible 2 : $ct=1$

L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique de la hanche et du genou pendant la marche naturelle

ST5 : Force de réaction maximale : Cette force est la composante normale de la force de réaction du pied sur la pédale de l'ergomètre. Elle est commune à la dynamique de la hanche et du genou, car elle influence les efforts appliqués aux deux articulations. Cette force doit être suffisante pour contracter suffisamment les muscles des jambes. Cette force est exprimée en pourcentage de la masse d'un sujet. Dans une marche normale, cette force de réaction atteint 120 % du poids de celui qui marche. Dans notre cas, il faut maximiser la force de réaction sans dépasser la limite de 50% du poids du patient (contrainte).

- Cible : $F_{max} = 50\%$ (relatif au poids du patient)

ST6 : Temps de la phase d'appui : À tour de rôle, l'appareil doit charger une jambe (phase d'appui) tout en déchargeant l'autre jambe (phase d'oscillation), puis décharger cette première tout en chargeant la seconde. Ce paramètre semble important puisque le CPG est lui-même à l'origine d'un mouvement rythmique. Pour se rapprocher de la dynamique de la marche naturelle, il faudrait que la phase d'appui représente 60% du cycle du mouvement.

- Cible : 60% du cycle

L'appareil s'ajuste à la morphologie de 90% de la population américaine moyenne

ST7 : Nombre d'ajustement morphologique (Amoun et al., 2019) : Il faut que l'appareil soit ajustable à plusieurs morphologies afin qu'il soit utilisable par la majorité de la population visée. On note les ajustements en longueur et largeur des pieds, en circonférence et longueur des jambes. De plus, on note une mise en position en hauteur, en profondeur et en largeur des membres inférieurs. Cela fait 7 ajustements au total.

- Cible : 7

L'appareil permet une installation facile du patient

ST8 : Temps d'installation : temps nécessaire pour mettre en position l'appareil, pour positionner les membres inférieurs du patient sur l'ergomètre, pour ajuster l'appareil à sa

morphologie et maintenir en position l'appareil. Selon mes observations, le temps d'installation peut varier entre 15 à 30 min, selon les patients.

- Cible : 15 min

L'appareil n'est pas encombrant

ST9 : Volume occupé par l'appareil : Le volume est déterminé par la largeur, la longueur et la hauteur de l'appareil (Amoun et al., 2019)

- Cible : 1 m³

L'appareil est facilement transportable.

ST10 : Masse (Amoun et al., 2019): Masse totale de l'assemblage constituant l'appareil

- Cible : 30 kg

L'appareil est simple à fabriquer

ST11 : Nombre de pièces et géométries standards (Amoun et al., 2019): Les pièces standards permettent de rendre l'utilisation de l'appareil universelle et permettent de faciliter sa fabrication, son entretien et baisser les coûts associés. On aimerait que, sur l'ensemble des composants, 80% soient standards.

- Cible : 80%

L'appareil est abordable

ST12 : Coût (Amoun et al., 2019): Les coûts associés à la fabrication de l'appareil

- Cible : 10000\$

Tableau 3.2 Liste des spécifications techniques

Catégorie	Attributs	Spécifications techniques	Objectifs	Valeur cible
Performances	Similarité de la dynamique de la hanche avec la marche naturelle	Similarité de forme	↑	R=1 (coefficient de corrélation)
		Similarité étendue	↑	Ct (coefficient de taille) =1
			↓	RMS = 0
	Similarité dynamique de la hanche et du genou avec la marche naturelle	Force de réaction maximale	↑	Fmax=50% du poids du sujet
		Temps de la phase d'appui	↑	60 %
	Similarité de la dynamique du genou avec la marche naturelle	Similarité de forme	↑	R=1
		Similarité étendue	↑	Ct=1
			↑	RMS=0
Ergonomie	L'appareil s'ajuste à la morphologie de la population moyenne nord-américaine	Nombre d'ajustement morphologique	↑	7
Utilitaire	L'appareil permet une installation facile du patient	Temps d'installation	↓	15 min
	L'appareil est compact	Volume occupé par l'appareil	↓	1 m ³
	L'appareil est facilement transportable.	Masse	↓	30 kg

Catégorie	Attributs	Spécifications techniques	Objectifs	Valeur cible
Optimisation	L'appareil est simple à fabriquer	Nombre de pièces standards	↑	Maximiser
	L'appareil est abordable	Coût	↓	0-10000\$

3.1.5 Maison de la qualité et barème d'évaluation

La maison de la qualité est présentée en Figure 3.1. Des cotes comprises entre -5 et 5 sont spécifiées entre les attributs et les spécifications techniques. Une cote de |1| signifie que la spécification technique influence légèrement l'attribut client. De la même manière, une cote de |3| souligne une influence moyenne et une cote de |5| souligne une grande influence. Finalement, un score, qui est le cumulatif des cotes pondérées, est attribué à chaque spécification technique comme on peut le voir sur la partie bleue de la Figure 3.1. Les signes + et – dans la partie supérieure de la Figure 3.1, exprime une synergie ou un compromis entre les spécifications techniques. Des explications des concordances entre attribut et spécification technique, ainsi que les synergies et compromis entre les spécifications techniques sont rédigées en ANNEXE V.

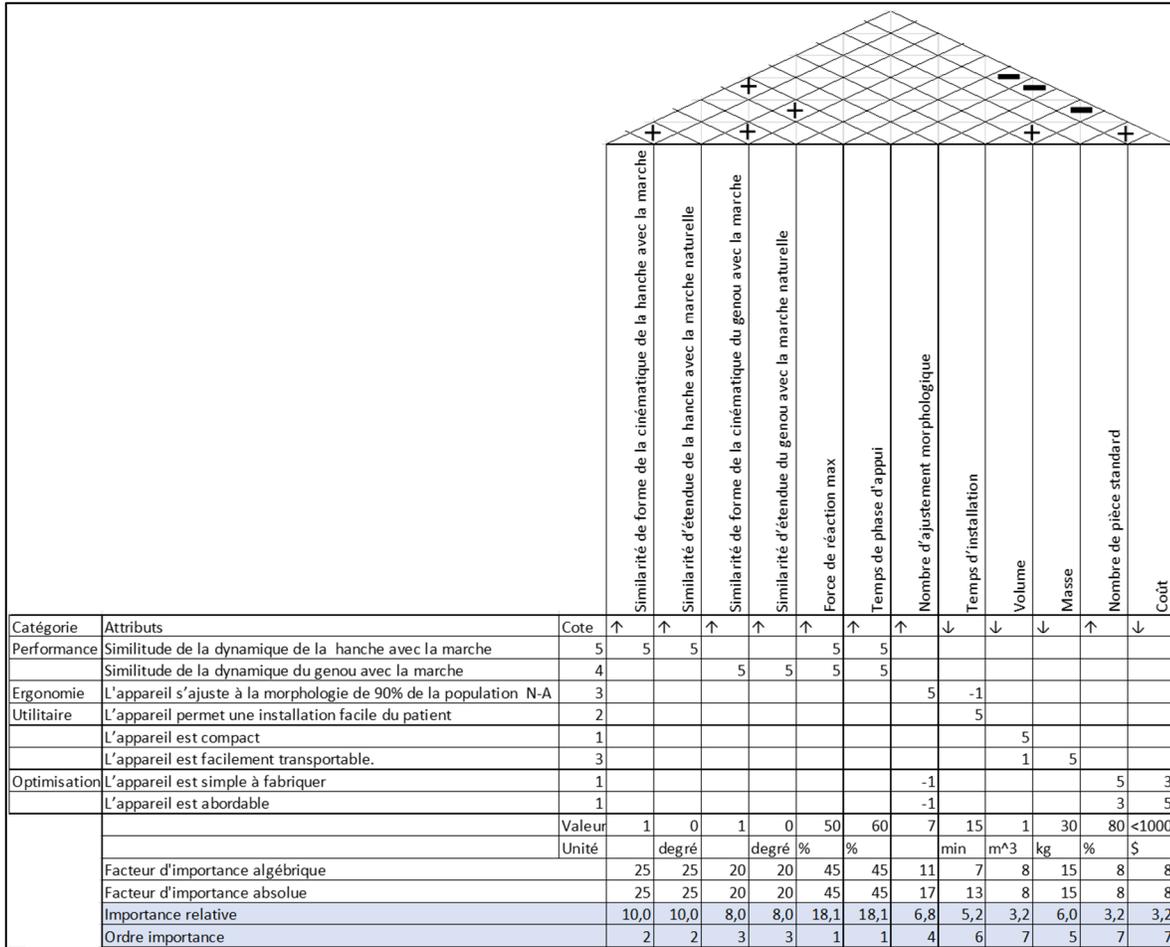


Figure 3.1 Maison de la qualité

D'après la maison de la qualité (Figure 3.1), on peut noter que 6 spécifications techniques se distinguent par rapport aux autres de par une importance relative supérieure à 8%.

- Force de réaction maximale
- Proportion de la phase d'appui
- Similarité en forme et en étendue de la cinématique de la hanche avec la marche
- Similarité en forme et en étendue de la cinématique du genou avec la marche

Ces spécifications techniques semblent bien représenter les attributs clients importants puisque l'objectif premier de la machine est de mobiliser le patient, de manière à reproduire le plus possible la physiologie de la marche. Ainsi, une cinématique de la hanche et du genou proche

de la marche (en étendue et en forme), avec une force de réaction suffisante et une phase d'appui propre à la marche a donc de grande chance de venir stimuler adéquatement la moelle épinière et le cerveau. On peut voir que la proportion de la phase d'appui est en synergie avec la cinématique (forme) de la hanche et du genou, puisque reproduire un rythme propre à la marche avec une phase d'appui représentant 60% du cycle permettrait de se rapprocher de la cinématique de la marche. Aussi, cette spécification, ainsi que la force de réaction maximale interagissent avec les attributs 1 et 2 puisqu'ils ont tous les deux une influence sur la dynamique de la hanche et du genou. En effet, la force de réaction maximale influence les efforts appliqués à la hanche et au genou et la proportion de la phase d'appui influence la cinématique articulaire. Il est donc logique que ces spécifications techniques soient d'une plus grande importance.

Notons que la spécification « Nombre d'ajustements morphologiques » a aussi un facteur d'importance supérieure non négligeable de 6,8%, car la morphologie des patients varie énormément et il est important que cet appareil s'adapte à tout type de morphologie pour rendre son utilisation la plus universelle possible. Enfin, la masse est aussi une spécification importante puisque l'appareil doit être transporté sur une assez longue distance avant d'être installé dans la chambre. Il est donc logique que diminuer la masse est une condition essentielle pour les cliniciens, pour diminuer l'effort fourni et l'adapter selon la force de chacun. Le temps d'installation a une importance moindre, puisque cela semble représenter moins d'effort que le transport de l'appareil jusque dans la chambre d'hôpital.

Les spécifications les moins importantes sont bien les fonctions secondaires, car elles correspondent plus à des fonctions économiques ou utilitaires. Finalement, cette maison de la qualité reflète bien l'importance des spécifications techniques. Hormis les spécifications « nombre d'ajustements morphologiques » et « temps d'installation », aucune spécification importante ne rentre en conflit avec d'autres ou avec des attributs. Ainsi, ces spécifications ne limitent pas le développement d'autres attributs. Cependant, l'attribut coût se fait au détriment de d'autres puisqu'elles rentrent en compromis avec les spécifications techniques liées à la compacité de l'appareil, à son adaptation des différentes morphologies. Il s'agit de la spécification la plus limitante au développement d'autres spécifications. Cependant, cette

spécification est loin d'être prioritaire, puisqu'elle possède une importance relative moindre, de 3,2%. Ainsi, on priorisera les spécifications possédant une plus grande importance relative.

Le diagramme de Pareto a été réalisé et permet d'identifier les spécifications techniques qui seront évaluées par la suite, en se basant sur la règle des 80/20. Le principe est de retenir les spécifications qui sont présentes en dessous de la droite seuil des 80% (Figure 3.2). Les cotes d'importance relative, calculées avec la maison de la qualité (Figure 3.1) sont utilisées pour réaliser ce diagramme. Finalement, ce diagramme de Pareto permet de définir les spécifications qui seront à évaluer par la suite. Ce barème a permis de chercher la solution la plus adaptée à notre besoin et d'évaluer la performance de la solution choisie. Ce barème est présenté au Tableau 3.3.

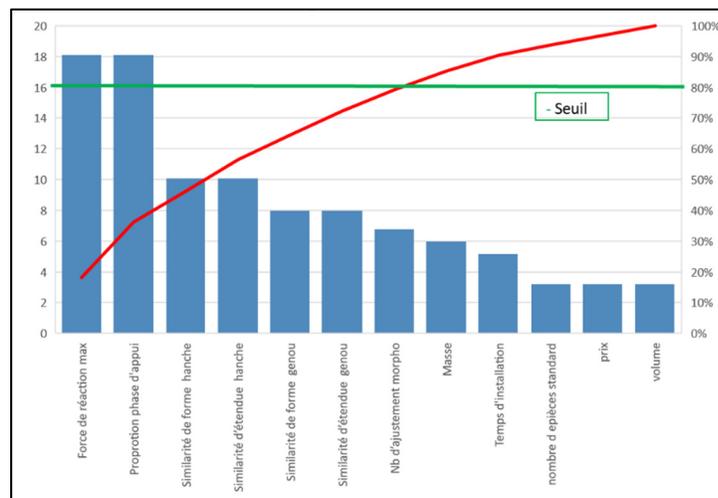


Figure 3.2 Diagramme de Pareto

Tableau 3.3 Barème d'évaluation

Spécifications techniques	Objectif	Valeur cible	Cotes	Barème
Force de réaction maximale	↑	Fmax= 50% du poids du patient (P)	3	Fmax=0,5*P
			2	0,5*P>Fmax≥ 0,3 P
			1	0,3*P>Fmax≥ 0,1 P
			0	0,1*P>Fmax
Proportion de la phase d'appui	↑	PA=60% du cycle	3	PA=60%
			2	60%>PA>55%
			1	55%>PA>50%
			0	PA<50%
Similarité en forme de la cinématique de la hanche avec la marche	↑	r=1	3	r=1
			2	r > 0,7
			1	r > 0,4
			0	-1 < r < 0,4
Similarité en étendue de la hanche avec la marche	↑	ct=1	3	ct=1
			2	ct>0,65
			1	ct>0,44
			0	ct<0,44
	↓	RMS=0°	3	RMS=0°
			2	RMS <15°
			1	15°<RMS<30°
			0	RMS>30°
Similarité en forme de la cinématique du genou avec la marche	↑	r=1	3	r=1
			2	r > 0,7
			1	r > 0,4
			0	-1 < r < 0,4
Similarité en étendue du genou avec la marche	↑	ct=1	3	ct=1
			2	ct>0,65
			1	ct>0,44
			0	ct<0,44
	↓	RMS=0°	3	RMS=0°
			2	RMS <15°
			1	15°<RMS<30°
			0	RMS>30°
Nombre d'ajustement morphologique (N)	↑	Mo≥6	3	Mo≥6
			2	Mo= 5
			1	Mo=4
			0	Mo=3

3.2 Recherche de solution

3.2.1 Analyse des solutions existantes

Dans la revue de la littérature, a été réalisé un état de l'art des produits existants. Il a été observé que l'ergomètre cyclique est le seul appareil utilisé actuellement pour mobiliser précocement un blessé médullaire dans son lit d'hôpital. De surcroît, une solution a été pensée par Amoun et al. (2019), un ergomètre linéaire (Figure 1.13), capable de mobiliser de façon précoce des blessés médullaires. Il est aussi possible de s'inspirer du mécanisme des appareils existants et notamment celui du Erigo (Figure 1.11) qui est actuellement utilisé pour mobiliser des blessés en soin intensif, mais pour des lésions cérébrales.

L'ergomètre cyclique (Figure 1.8) est sécuritaire et adapté à une mobilisation précoce. De plus, les patients l'apprécient et le trouvent confortable. Son prix est abordable, puisqu'il est inférieur à 10000\$ et il est adaptable à plusieurs lits grâce à sa structure en forme de U et des attaches par crochet au lit d'hôpital (Figure 1.8). Cependant, les cinématiques de la hanche et du genou semblent éloignées de celles de la marche et les forces de réactions mesurées actuellement par l'équipe de Jean-Marc Mac-Thiong sont inférieures à 10% du poids des patients. De surcroît, cet ergomètre n'est pas adapté à de grosses morphologies, avec un manque de puissance du moteur et les patients à petites morphologies ne se sentent pas confortables.

L'ergomètre linéaire développé par Amoun et al. (2019) (Figure 1.13) est aussi adapté à une mobilisation dans un lit d'hôpital et à tout type de morphologie. Le mouvement linéaire semble s'appuyer sur des réseaux neuronaux similaires à ceux de la marche (Stoloff et al., 2007). De plus, le mouvement linéaire semble plus se rapprocher de la cinématique de la marche qu'avec un mouvement cyclique. Enfin, cet ergomètre est adapté aux lits d'hôpitaux de l'HSCM. Cependant, le système est directement fixé à la base du lit, rendant son installation difficile et le mouvement instable. De plus, le transport d'un appareil de 30kg à la main peut être difficile à transporter pour des praticiens. Enfin, la pédale est fixée trop en hauteur par rapport au

matelas, ce qui peut venir créer de grandes différences d'étendues articulaires avec la marche et venir créer un inconfort pour le patient. La flexion de la hanche sera notamment très grande et son extension bien trop faible par rapport à la marche.

Les avantages du ERIGO (Figure 1.11) résident dans le fait qu'il semble offrir une meilleure cinématique et une bonne mise en charge des membres inférieurs. En effet, cet appareil permet de régler l'extension de la hanche, permettant de générer des étendues articulaires très proches de la marche. De plus, un ressort et l'inclinaison de la table permettent de générer de fortes forces de réaction. Mais il n'est pas utilisable pour mobiliser précocement des blessés à la moelle épinière. En effet, il n'est pas possible de transférer un patient sur une telle table en phase aiguë.

3.2.2 Remue-méninge, regroupement d'idée et choix de la solution finale

Au sein de l'équipe du LIO, un remue-méninge a été réalisé. Afin de le mener à bien, la problématique de conception a été divisée en plusieurs sous-systèmes:

- Système reproduisant la cinématique de la marche (Hanche + Genou)
- Système d'attache des membres inférieures sur l'ergomètre
- Système de fixation de l'ergomètre au lit et au sol
- Système facilitant le transport de l'ergomètre

Les différentes solutions discutées lors de ce remue-méninge sont énumérées en ANNEXE VI, p.181. Suite au remue-méninge, les redondances et les solutions non réalisables ont été éliminées. Afin de sélectionner plusieurs solutions prometteuses, une analyse morphologique a été menée et plusieurs concepts en sont nés. Tout d'abord, la recherche du type de mouvement désiré est abordée. Assurément, c'est le mouvement en sortie de la machine qui va impacter la dynamique de la hanche et du genou, qui constitue notre principal attribut. Les solutions envisagées pour les systèmes d'attache des jambes, de fixation et de transport de l'appareil sont ensuite présentées. Les différents concepts prometteurs sont les suivants :

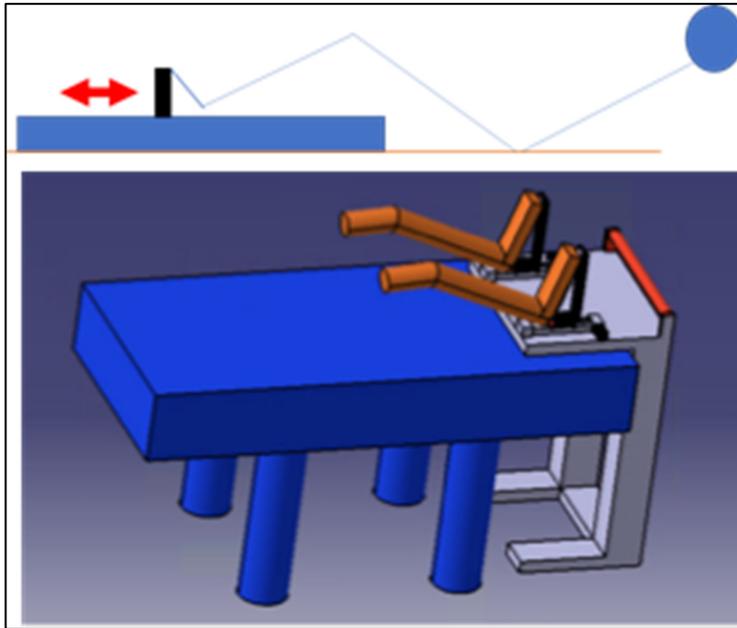
Concept 1 :

Figure 3.3 Mouvement linéaire avec moteur pas à pas
+ table linéaire

Le concept 1 est représenté en Figure 3.3. Le système de transmission est posé sur un chariot (Figure 3.3). On peut venir glisser cet appareil sous les jambes du patient et poser directement les jambes sur les deux orthèses déjà fixées sur la machine. Le système est ensuite actionné par deux moteurs pas à pas, et les membres inférieurs sont guidés par deux tables linéaires. Les deux moteurs sont réglés par deux contrôleurs qui sont eux-mêmes synchronisés par un système d'automatisation comme un système Arduino. Une poignée représentée en rouge permet de faciliter le transport. L'installation des membres inférieurs semble facile avec cet ergomètre et le système est léger, cependant ce système est plus coûteux puisque pour chacun des deux moteurs il faut un guidage linéaire avec une carte de contrôle puis un accouplement pour connecter les deux moteurs, dépassant les 10 000 \$. De plus, ce système est sensible à la variation du centre de gravité du point d'entraînement. Les tables linéaires doivent être réversibles afin de permettre un mouvement actif quand les patients en sont capables. La rotation du moteur entraîne la translation de la table linéaire et l'inverse est aussi possible, c'est

ce qu'on appelle la réversibilité. Toutefois, avec un système de table linéaire réversible, le positionnement « opposé » de chacune des deux jambes peut s'avérer difficile, puisqu'avec leur poids, les deux jambes auront tendance à s'étendre dans la même direction. De ce fait, une autre étape devra être réalisée pour positionner les jambes de manière opposée.

Concept 2 :

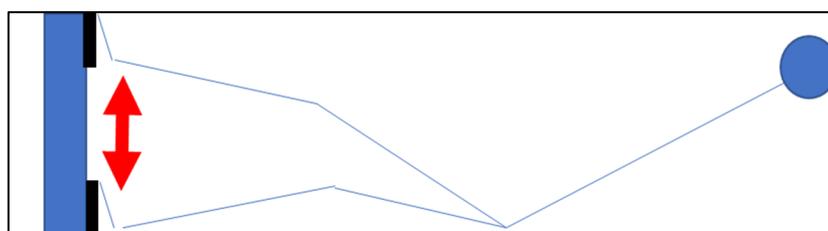


Figure 3.4 Mouvement linéaire vertical

Ici, le mouvement est linéaire, mais vertical comme on peut le voir grâce aux flèches représentées en Figure 3.4. Comme précédemment, les jambes sont placées sur chacune des deux orthèses, elles-mêmes accrochées au support mobile. Un système de transmission similaire au concept 1 peut être utilisé. Ce mouvement va cependant engendrer une amplitude de genou très faible. De plus, cela semble difficile pour le praticien de placer les jambes en hauteur, dans cette configuration.

Concept 3 :

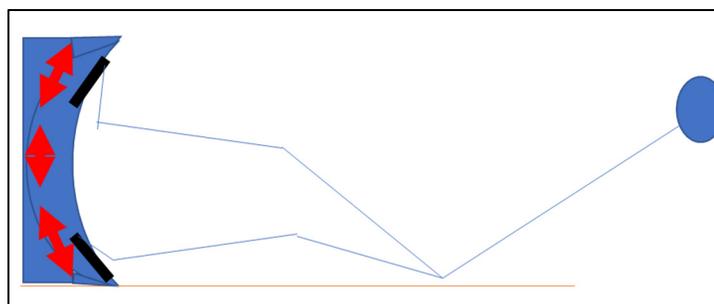


Figure 3.5 Mouvement courbe

Ici, le mouvement est incurvé. Ce mouvement permet de reproduire le balancement réel de la marche qui est assimilable à un pendule (Figure 3.5). La structure est similaire au concept 2. Avec un tel mouvement, les amplitudes articulaires du genou ne pourront être atteintes.

Concept 4:

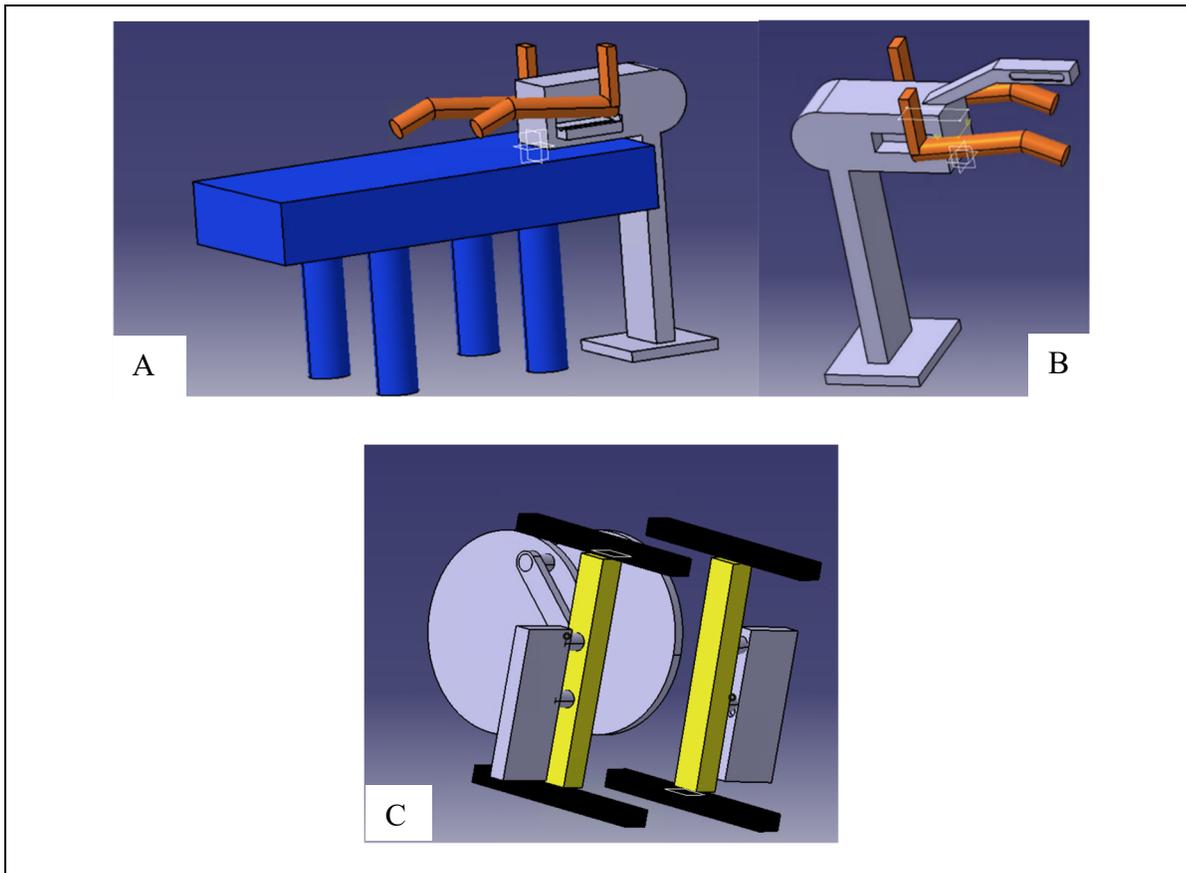


Figure 3.6 Mouvement linéaire avec système bielle-manivelle

Le mouvement linéaire est permis par un système de bielle-manivelle qui transforme la rotation initiale en mouvement linéaire alterné (Figure 3.6-C). Le mouvement peut être guidé par deux rails (Figure 3.6-A) et l'orthèse est montée en liaison pivot sur le système de transmission. Pour maintenir le mouvement dans le plan sagittal, on peut venir attacher l'orthèse avec un support fixé en hauteur par l'intermédiaire d'un système de câbles (Figure 3.6-B). Ce système est assez simple puisque la rotation d'un seul moteur permet de générer deux translations

alternées. De plus, ce système est stable dans sa configuration d'installation, lorsque l'on place les jambes du patient sur le support de jambe. Toutefois, ce système est plus volumineux et plus lourd. De plus, les frottements sont importants avec un tel mécanisme, ce qui demande une lubrification du système et ce qui peut limiter la durée de vie du système.

Concept 5 :

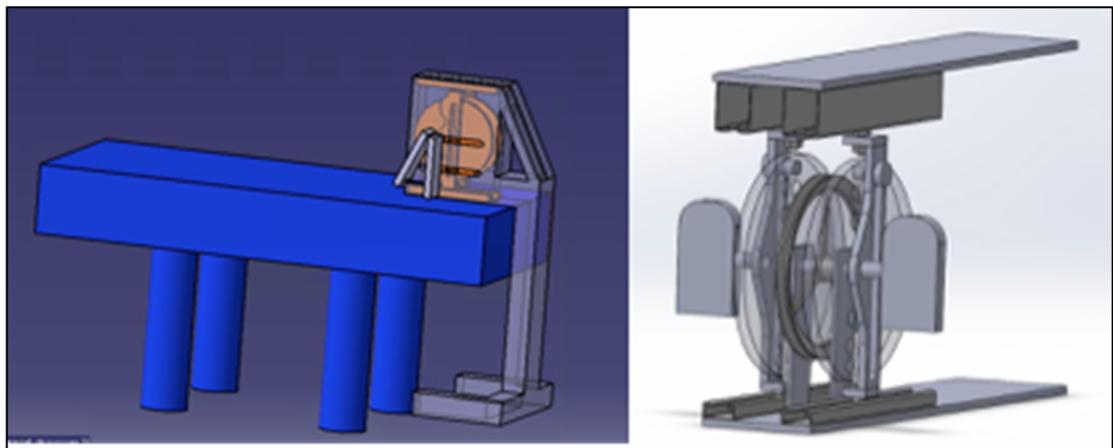


Figure 3.7 Mouvement linéaire avec système linéaire scotch yoke

Il s'agit du même système que le concept 4, mais le mouvement linéaire est obtenu par l'intermédiaire d'un système scotch yoke (Figure 3.7). Ce système présente les mêmes avantages et inconvénients que le système à bielle-manivelle. Cependant, il est moins volumineux que le système de bielle-manivelle, car la translation se fait dans l'axe de la gorge (Figure 3.8). Or, avec la manivelle la translation se fait dans l'axe de la bielle, ce qui demande plus d'espace (Figure 3.8).

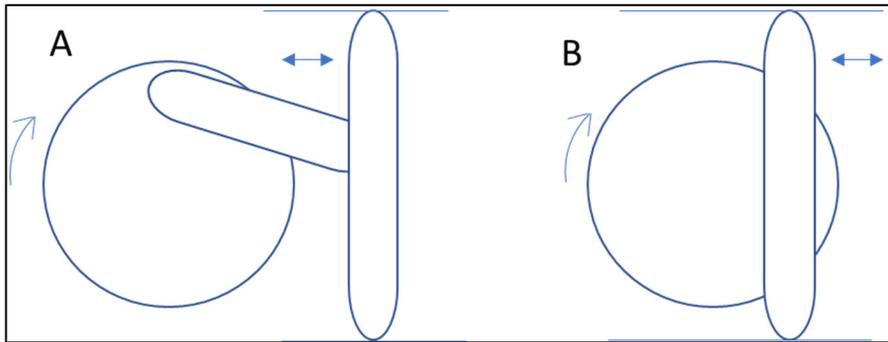


Figure 3.8 Transmission par bielle manivelle (A) Transmission par scotch yoke (B)

Concept 6 :

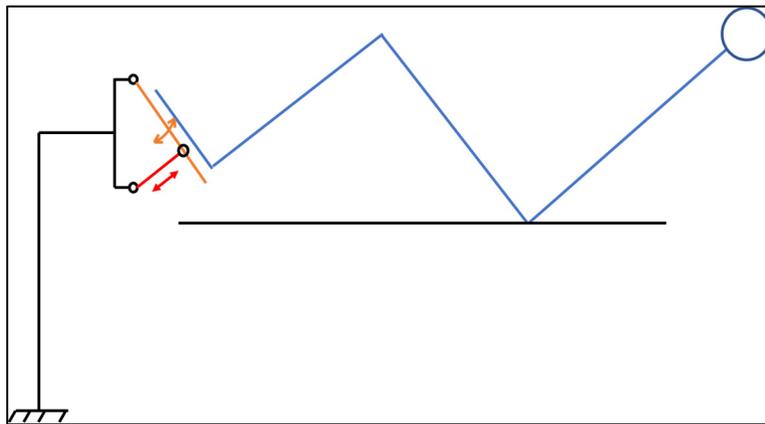


Figure 3.9 Mouvement de type steppe

Ce concept se base sur le principe du stepper. Sur un bâti est assemblé, par une liaison pivot, un vérin à gaz automatisé ainsi qu'un support de pied. Ces deux entités sont elles-mêmes reliées par une liaison pivot. La translation du vérin à gaz vient engendrer une rotation du support de pied. Les amplitudes de la hanche et du genou et les forces de réactions seront assez faibles avec un tel système.

Concept 7 :

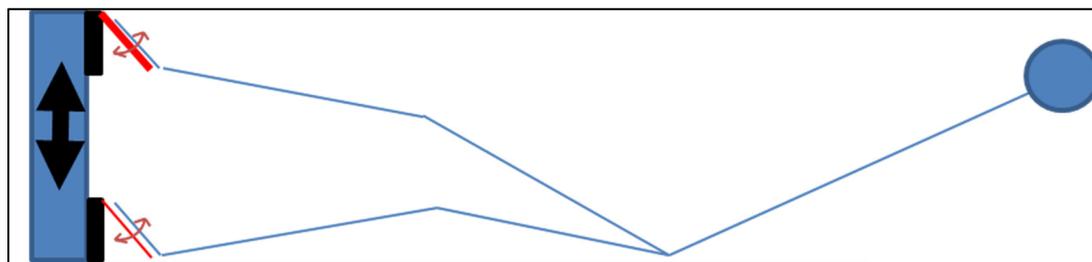


Figure 3.10 Combinaison du mouvement vertical linéaire et du steppe

Ce concept combine le mouvement linéaire vertical et le mouvement steppe (Figure 3.10). Deux moteurs pas à pas entraînent deux plateaux mobiles en translation. Sur ce même plateau mobile, on peut venir y fixer un système de type stepper avec les vérins à gaz automatisés ou un système avec un arbre mis en rotation par un moteur électrique. Il faudra synchroniser le mouvement vertical et horizontal dans les deux cas en fonction de chaque morphologie et des capacités de chaque personne. Ce système semble coûteux et plus volumineux. De plus, la force de réaction sera moindre avec ce système, puisque le mouvement se réalise principalement dans l'axe vertical.

Concept 8 :

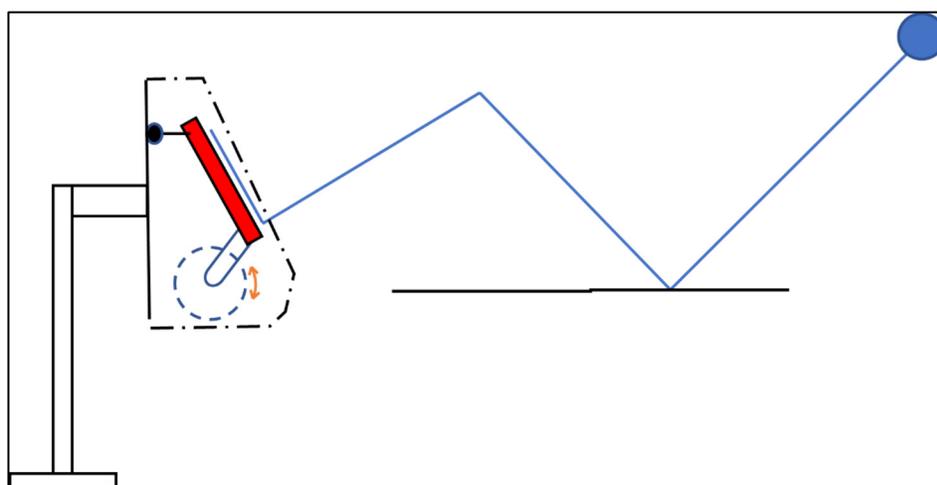


Figure 3.11 Mouvement de type elliptique

Ce concept repose sur le fonctionnement d'un exerciceur elliptique (Figure 3.11). Un moteur électrique met en rotation une bielle excentrée, qui est reliée en liaison pivot au support de pied. Le support de pied est relié à un support plat par une roue permettant de générer un mouvement de type elliptique. Cependant, pour venir chercher des amplitudes articulaires similaires à la marche, il faut une excentricité d'une bielle assez importante. Dans un lit d'hôpital, il sera difficile de venir chercher les amplitudes désirées.

Les principaux concepts qui ont émergé à la suite du remue-méninge et de l'analyse morphologique ont été présentés. Le tableau d'analyse morphologique est joint en ANNEXE VI, p.181. Ensuite, pour filtrer les différentes solutions et identifier les solutions les plus prometteuses, une matrice de filtrage a été réalisée (Tableau 3.4). Cette matrice a pour but de comparer les différents concepts développés à la solution de référence qui est l'appareil utilisé actuellement à HSCM, l'ergomètre cyclique (ATP5). Cet appareil est la solution de référence puisque c'est l'appareil le plus prometteur actuellement pour mobiliser précocement des blessés à la moelle épinière. Comme barème d'évaluation, les spécifications techniques sélectionnées dans le diagramme de PARETO sont prises comme référence. Le poids des spécifications (Tableau 3.4) correspond à l'importance absolue des spécifications techniques (Figure 3.1). Si pour une spécification technique, un concept est plus performant que la solution de référence, un signe + lui est accordé, si les performances sont similaires, un signe de 0 lui est accordé et si la performance du concept semble inférieure à la solution de références, alors un signe – lui est accordé. Finalement, le cumulatif des cotes pondérées est calculé et permet de comparer les différents concepts (Tableau 3.4).

Tableau 3.4 Matrice de filtrage

Spécifications techniques	Poids	Réf	C1	C 2	C 3	C 4	C 5	C 6	C 7	C 8
Force de réaction	45	0	+	-	-	+	+	-	-	-
Temps phase d'appui	45	0	0	+	+	0	0	0	+	+
Forme hanche	25	0	+	+	+	+	+	-	+	+
Étendue hanche	25	0	+	0	0	+	+	-	-	-
Forme genou	20	0	0	-	-	0	0	0	+	+
Étendue genou	20	0	0	-	-	0	0	0	0	-
Ajustement morphologique	19	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Pointage		0	95	-15	-15	95	95	-95	20	0
Rang			1	4	4	1	1	5	2	3

De cette matrice de filtrage (Tableau 3.4), 3 technologies générant un mouvement linéaire se démarquent des autres : l'entraînement par deux moteurs pas à pas, l'entraînement par bielle manivelle (Concept 4) et l'entraînement scotch yoke (Concept 5). Il faut maintenant choisir la solution qui semble la plus prometteuse. Pour cela, il convient de se baser sur les avantages et les inconvénients de chacun des mécanismes.

Les mécanismes scotch yoke et bielle-manivelle transforment une rotation continue en un mouvement linéaire alterné. Cependant, le système de transmission par scotch yoke, avec une gorge, occupe moins d'espace que le système de transmission par bielle (Figure 3.8). Ainsi, le système scotch yoke est à privilégier par rapport au système de bielle-manivelle. Il faut maintenant choisir entre le système scotch yoke et le système avec le moteur pas à pas. Le système avec un entraînement avec un moteur pas à pas, présente une structure plus compacte

et plus légère que le système scotch yoke. D'un côté le système scotch yoke génère beaucoup de frottement et d'un autre côté, le système avec le moteur pas à pas est sensible à un déplacement du centre de masse de la charge, ce qui peut limiter la durée de vie des deux types de mécanisme. Toutefois, la réversibilité des tables linéaires peut complexifier l'installation des membres inférieures (*Voir* concept 1), alors que le système scotch yoke présente une bonne stabilité dans sa configuration d'installation. De plus, le système scotch yoke semble plus simple d'utilisation, puisqu'un seul moteur, tournant de façon continue, permet de générer un mouvement linéaire alterné. D'après ces différents critères, le système scotch yoke semble la solution la plus prometteuse. Ainsi, la conception se basera sur l'ergomètre développé par Amoun et al. (2019) avec une amélioration de leur système.

Le type de mouvement, c'est-à-dire un mouvement linéaire et le système de transmission ont été choisis. Il sera maintenant présenté les autres sous-systèmes choisis, à savoir les systèmes de fixations des membres inférieurs au système de transmission, le transport de l'appareil et la fixation de l'appareil au lit et au sol.

Pour le système de support des membres inférieurs, une orthèse sans articulation, qui immobilise la cheville avec le genou, a été choisie. D'après l'avis du praticien, une attache à la cuisse n'était pas appropriée du fait de l'articulation du genou, car si elle est mal placée, elle peut venir blesser le patient. De même, cela leur semblait trop long à mettre en place. La cheville est immobilisée afin d'assurer le contrôle du mouvement (*Voir* contrainte).

Le système à deux roues bloquantes et deux roues libres semblent la solution la plus facile à mettre en place pour transporter facilement l'appareil et pour empêcher l'appareil de glisser. Avec les quatre roues, la masse conséquente de l'appareil sera compensée et l'effort exercé pour transporter l'appareil sera moindre pour les praticiens. De plus, le système de sangle et crochet, utilisé actuellement avec l'ergomètre cyclique, permet de bien maintenir le vélo stable pendant son utilisation et il permet de s'adapter à plusieurs types de lits. Cette solution a donc été gardée pour le transport et la fixation de l'appareil.

3.3 Dimensionnement de la solution finale

3.3.1 Schéma de principe

Avant de se lancer dans la modélisation complète de la machine, il faut réaliser un dessin simplifié qui représente l'architecture globale de la machine, l'environnement dans lequel elle s'inscrit, les forces à l'origine du fonctionnement, le mouvement généré ainsi que les différentes liaisons mécaniques. Ce schéma normalisé (Figure 3.12 et Figure 3.13) permet de comprendre clairement le fonctionnement de l'appareil et permet de mieux appréhender la conception et de réaliser des études paramétriques et dynamiques sans devoir dimensionner la machine.

Sur la Figure 3.12, la rotation continue du moteur (flèche courbe orange), entraîne la rotation de l'arbre récepteur (flèche courbe rouge) par un système de poulie courroie. Cette rotation, par l'intermédiaire d'un bras de manivelle (ou goupille) et d'une gorge, entraîne la translation horizontale alternative, représentée par deux flèches rouges, de deux coulisses (représentées en bleu foncé et bleu clair). Chaque coulisse entraîne un support de pied (Figure 3.13) qui oblige le patient à bouger ses membres inférieurs. La Figure 3.13 représente l'ergomètre en phase d'utilisation, avec le patient imagé par un mannequin et le lit d'hôpital symbolisé en gris. Sur la Figure 3.13, une double flèche rouge représente le réglage de la longueur du bras de manivelle, de façon à permettre une amplitude de hanche de 37° (contrainte). Sur cette même figure, on peut voir qu'un système de glissière bloquante, représentée de façon normalisée avec une croix rouge permet de régler la hauteur de l'appareil. De plus, deux croix rouges présentes sur les pieds du lit représentent la fixation des crochets sur le lit d'hôpital par l'intermédiaire de sangles (ligne grise) en Figure 3.13. Enfin, les 4 roues sont représentées par des sphères grises (Figure 3.12 et Figure 3.13), sachant que celles positionnées en arrière sont bloquantes.

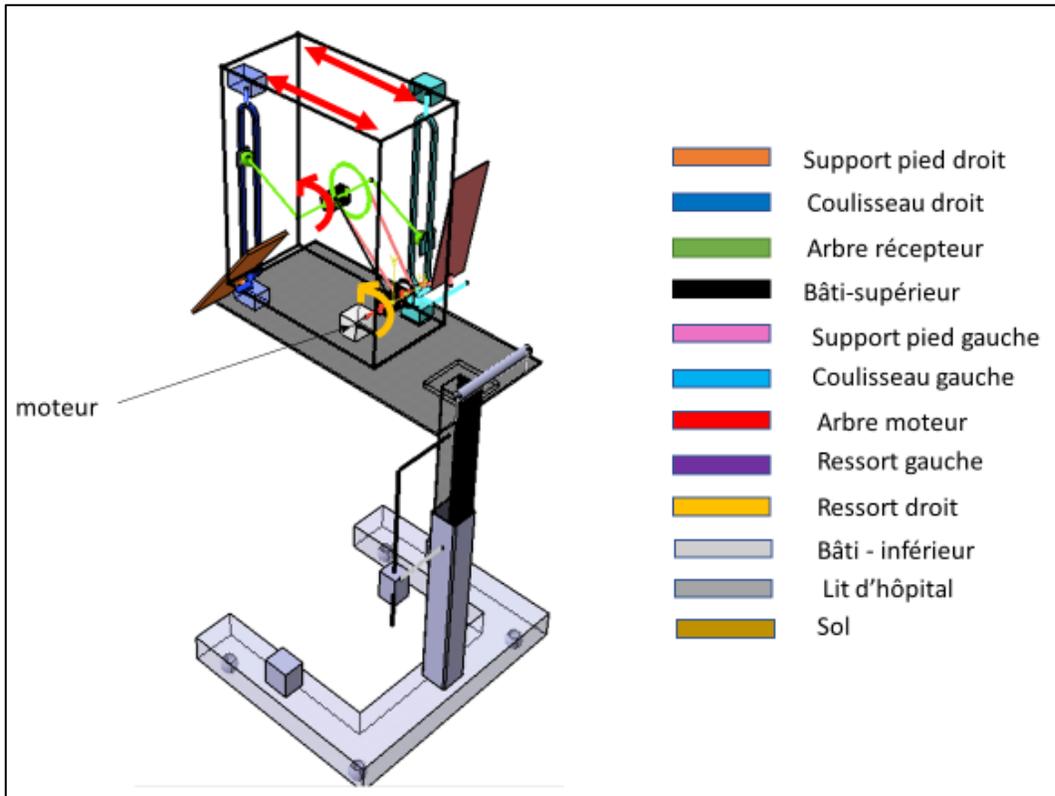


Figure 3.12 Schéma de principe de l'ergomètre

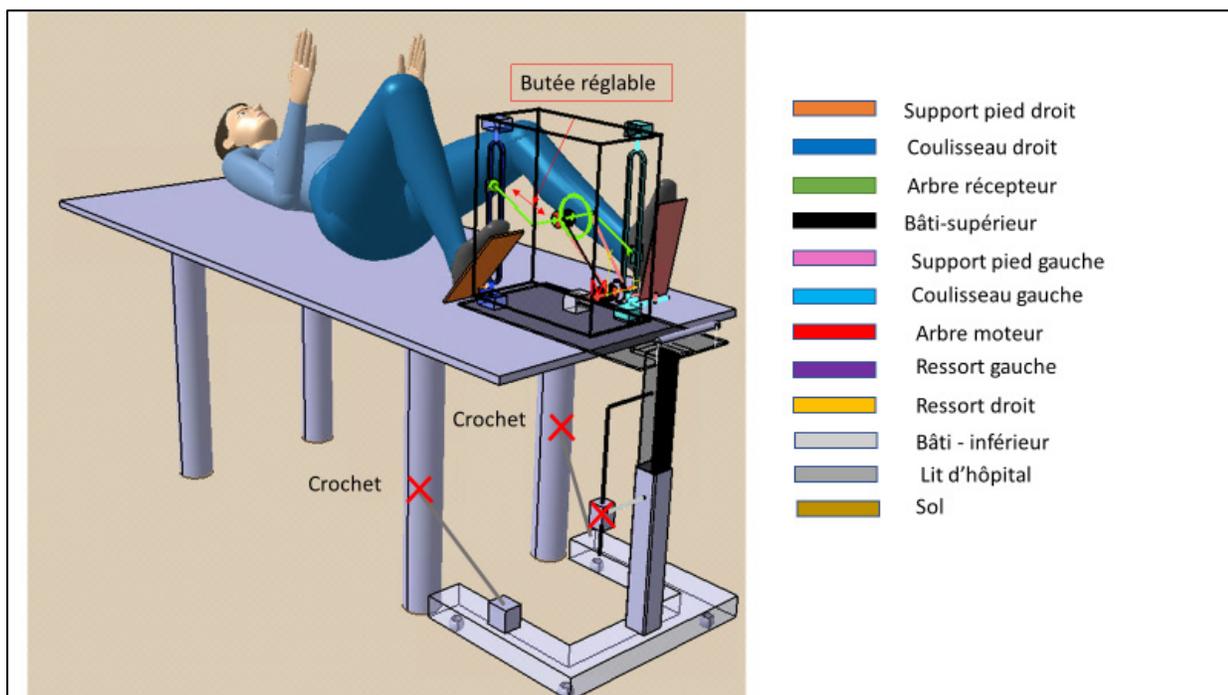


Figure 3.13 Schéma de principe de l'ergomètre en phase d'utilisation

3.3.2 Étude géométrique

Une étude géométrique est nécessaire afin de pouvoir dimensionner l'appareil. Cette étude consiste à faire un lien entre la géométrie de la machine et la géométrie des membres inférieurs.

Dans cette étude géométrique, un seul côté de l'ergomètre est analysé afin de faciliter les calculs. La cheville et le genou sont fixés à 90 degrés afin d'assurer la sécurité des patients (*Voir contrainte*). Cette étude géométrique permettra de déterminer la cinématique de la hanche et du genou connaissant les paramètres de réglages de la machine et de la position initiale des membres inférieurs. Il est possible de tracer le graphe des liaisons (Figure 3.14) pour déterminer le nombre de cyclomatique (δ), qui correspond au nombre de cycles linéairement indépendant. Les classes d'équivalence (ellipse), avec leur numéro et les liaisons entre ces classes, représentées par des arcs, y sont présentées (Figure 3.14). Pour chaque liaison, le repère correspondant est noté et représenté par son origine (O), son numéro et la direction du mouvement. Par exemple, la liaison entre la hanche et le genou est une liaison pivot d'axe z dont l'origine du repère est O_5 .

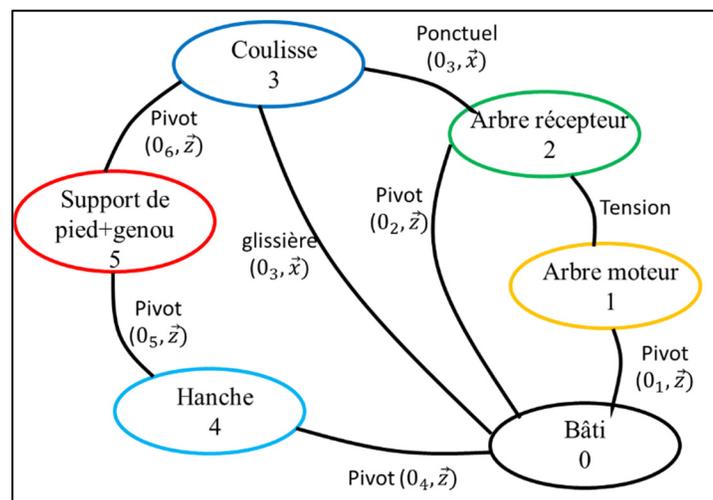


Figure 3.14 graphe de liaison de l'ergomètre linéaire

D'après le graphe des liaisons (Figure 3.14), on a $N_{\text{ellipse}} = 6$; $N_{\text{arc}} = 8$

On a $\delta = 8 - 6 + 1 = 3$; On a donc 3 cycles indépendants : $\{0; 1; 2; 0\}$; $\{0; 2; 3; 0\}$ et $\{0; 2; 3; 4; 5; 0\}$. Les numéros correspondent aux numéros de chaque classe d'équivalence. Par exemple le cycle $\{0; 1; 2; 0\}$ représente le cycle $\{\text{b\^a}ti, \text{arbre moteur}, \text{arbre r\^e}cepteur, \text{b\^a}ti\}$.

Ensuite, un schéma cinématique est r\^e}alis\^e} (Figure 3.15) o\^u} les centres des liaisons, leurs directions, leurs symboles sont repr\^e}sent\^e}s. Les diff\^e}rentes grandeurs g\^e}om\^e}triques y sont renseign\^e}es.

Comme param\^e}tre d'entr\^e}e, on note :

- φ , l'angle de rotation de la poulie motrice et il s'agit du param\^e}tre d'entr\^e}e.
- $\theta_{max} - \theta_{min} = 37^\circ$, l'amplitude de la hanche qui est fix\^e}e \^a} 37° dans les contraintes
- $\gamma_{min} = \theta_{min} + \alpha_{min}$, qui est l'angle d'extension maximale du genou. Cette variable est \^a} fixer selon le confort du patient et son \^e}tat de sant\^e} (*Voir* contrainte)
- h_1 : la hauteur du centre de la manivelle par rapport au matelas
- L_p : La distance entre l'axe de la jambe et la liaison pivot (pied/coulisse), qu'on peut d\^e}finir comme \^e}tant la position du pied.

Comme param\^e}tre de sortie, on note :

- θ : l'angle de rotation du f\^e}mur par rapport au matelas
- α : l'angle de rotation du tibia par rapport au matelas
- R : La longueur du bras de manivelle, repr\^e}sent\^e} par une ligne verte (Figure 3.15). Cette longueur influence l'amplitude de la hanche.
- d : la distance (axe x) entre le centre de la poulie motrice et le grand trochanter. Cette longueur d\^e}termine l'angle d'extension maximale du genou.

Le rayon R et la distance d sont d\^e}finis comme param\^e}tre de sortie, puisque, selon la configuration de la machine, ces longueurs doivent varier de mani\^e}re \^a} avoir une amplitude de hanche de 37 degr\^e}s (contrainte) et un angle d'extension maximale du genou fix\^e} par le praticien (contrainte).

Comme paramètre interne à la machine, on note :

- β : l'angle de rotation de la poulie réceptrice
- μ : la course horizontale de la coulisse
- v : la course verticale du point de contact arbre récepteur/coulisse

Comme cotes (paramètres fixes) on note :

- $r_{menante}$ et $r_{menée}$: le rayon de chaque poulie
- h_2 : la hauteur de la liaison pivot (pied/coulisse) par rapport au centre de la manivelle
- Lh : La longueur de la cuisse, du grand trochanter au condyle
- Lg : La longueur de la jambe, du condyle au plat du pied

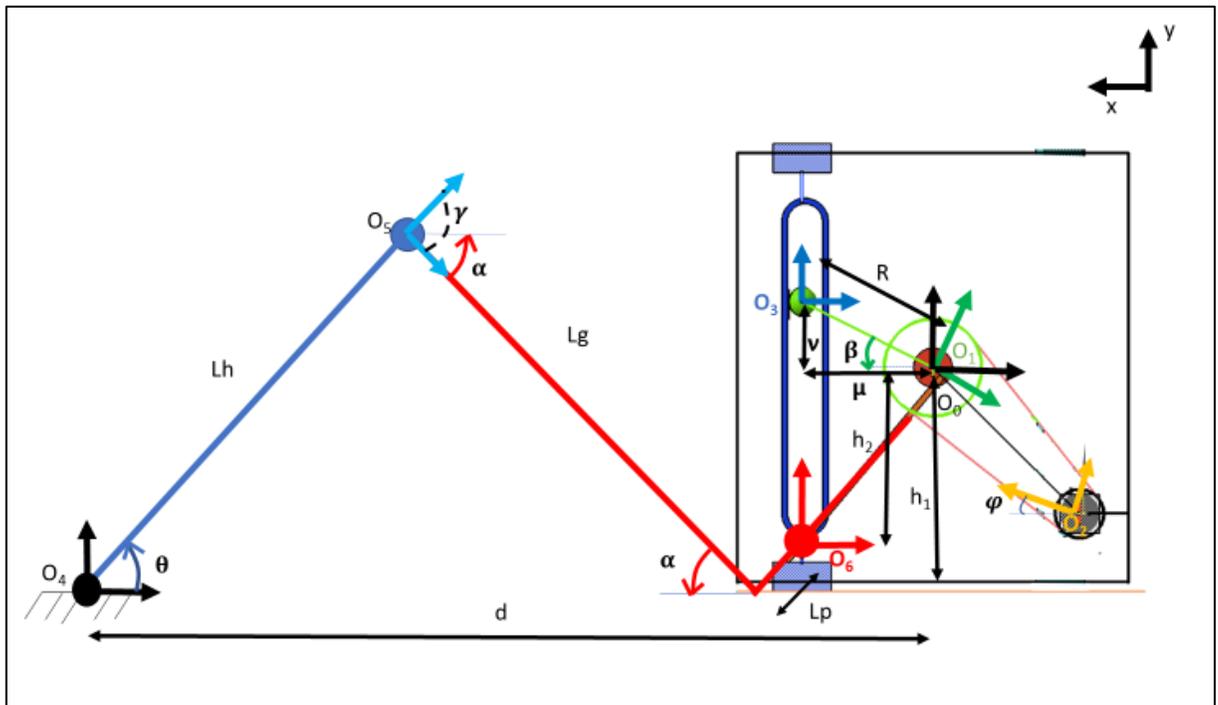


Figure 3.15 Schéma de paramétrage géométrique de l'appareil

Une étude géométrique des 3 cycles indépendants a ensuite pu être réalisée:

Cycle {0; 1; 2; 0} (Figure 3.14)

D'après le rapport de transmission poulie-courroie, on a:

$$\beta = \varphi * i \text{ avec } i = \frac{r_{menante}}{r_{menée}} \quad (3.1)$$

Cycle {0; 2; 3; 0}

$$\begin{aligned} \overrightarrow{0o02} + \overrightarrow{0203} + \overrightarrow{030o} &= \vec{0} \\ \vec{x}: R * \cos \beta - \mu &= 0 \leftrightarrow \mu = R * \cos \beta \\ \vec{y}: R * \sin \beta - v &= 0 \leftrightarrow v = R * \sin \beta \end{aligned} \quad (3.2)$$

Cycle {0; 4; 5; 6; 0}

$$\begin{aligned} \overrightarrow{0o04} + \overrightarrow{0405} + \overrightarrow{0506} + \overrightarrow{05600} &= \vec{0} \\ \vec{x}: Lh * \cos \theta + Lg * \cos \alpha + Lp * \sin \alpha &= d - \mu \\ \vec{y}: Lh * \sin \theta - Lg * \sin \alpha + Lp * \cos \alpha &= h1 - h2 = h \end{aligned} \quad (3.3)$$

Les équations (3.1), (3.2) et (3.3), permettent d'établir le lien entre les paramètres d'entrée, les paramètres internes, les paramètres fixes et les paramètres de sortie. Il est possible de constater que la cinématique de la hanche et du genou dépend des paramètres d'entrée, mais aussi des paramètres anthropométriques, à savoir la longueur de la jambe et de la cuisse, ainsi que de l'angle de rotation de l'arbre moteur. Ces équations seront utilisées pour paramétrer des éléments de la machine comme le dimensionnement du moteur, la longueur du bras de manivelle ou la largeur de l'ergomètre. Ces équations seront aussi essentielles pour quantifier les performances de l'ergomètre à savoir la dynamique de la hanche et du genou.

Avant cela, une étude anthropométrique est nécessaire afin de paramétrer et dimensionner l'ergomètre convenablement pour qu'il s'adapte à 90% de la population nord-américaine.

3.3.3 Étude anthropométrique

Un des enjeux de conception est de s'adapter à 90% de la population nord-américaine. Il faut donc étudier les caractéristiques anthropométriques de cette population. Dans le cadre de cette étude, la taille, le poids et la longueur des membres inférieurs ont été déterminés.

Pour déterminer la taille de 90 % de la population nord-américaine, les données utilisées se basent sur l'enquête réalisée par Statistique Canada (Statistique Canada, 2012) sur la taille autodéclarée de la population canadienne entre 2007 et 2009. Afin de répondre à l'attribut d'ergonomie, les valeurs du 5^e du 50^e et du 95^e percentile, du genre ayant les valeurs les plus extrêmes sont sélectionnées.

Pour déterminer la masse, le monogramme de l'indice corporel (IMC), tiré de Santé Canada (Santé Canada, 2003), est utilisé. Ce monogramme représente l'IMC en fonction de la taille et du poids. La catégorie de l'IMC, est choisie en prenant le minimum du poids normal et le maximum du poids d'une personne d'obésité de classe I, en raison de la prévalence de l'obésité. En effet, au Québec, environ 1 personne sur 5 est obèse (Institut national de santé publique du Québec, 2018). Ainsi, ces valeurs extrêmes permettront à l'ergomètre de s'adapter à la plupart de la population.

Pour déterminer la longueur des membres inférieurs, la méthode utilisée se base sur une approche proportionnelle à la taille du corps (Winter, 2009) (Figure 3.16). Voici l'ensemble des valeurs regroupées dans le Tableau 3.5 pour le 5, 50, et 95^e percentile.

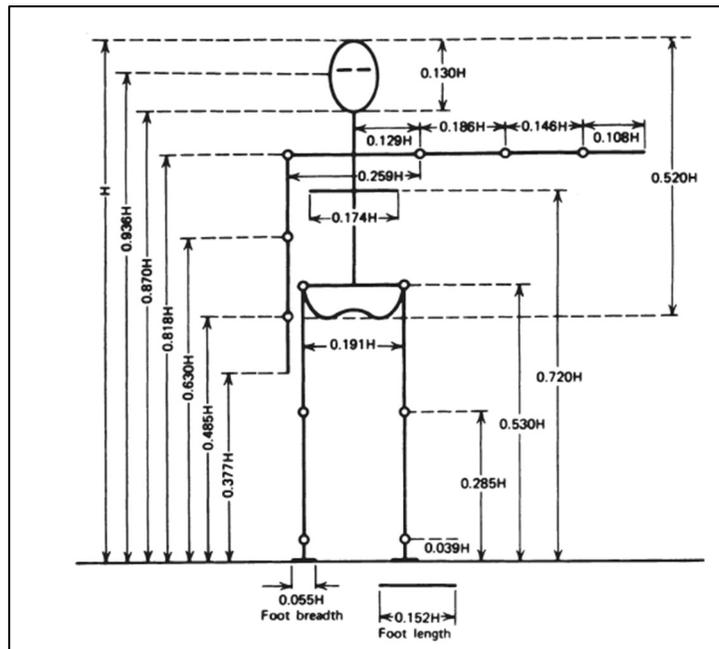


Figure 3.16 Longueurs des segments en proportion de la taille (H)
Tirée de Winter (2009)

Tableau 3.5 Données anthropométriques du 5^e, 50^e et 95^e percentile de la population nord américaine selon une approche proportionnelle

	5-ème percentile	50-ème percentile	95 ^e percentile
Taille (cm)	145 cm	170 cm	190 cm
Masse (kg)	38<M<74	53<M<101	67<M<125
Longueur hanche (mm)	355.25	416.5	465.5
Longueur jambe (mm)	313.25	484.5	541.5

3.3.4 Paramétrage

Avant de modéliser le système final, il est nécessaire de paramétrer plusieurs systèmes afin de faire les choix technologiques adéquats. Pour cela, il a été déterminé le moteur nécessaire, la

longueur maximale du bras de manivelle (R) ainsi que le type de réglage nécessaire pour varier cette longueur. Enfin, la largeur optimale de la machine a été déterminée pour mobiliser 90 % de la population nord-américaine.

3.3.4.1 Dimensionnement moteur

Afin de dimensionner le moteur, le cas le plus critique a été choisi, c'est-à-dire mobiliser une personne de 190 cm et de 125 kg. La Figure 3.17, permet de schématiser les forces et les grandeurs géométriques mises en jeu. L'inertie des membres inférieurs, droit et gauche, représentée par la force F_{mi} , engendre une force tangentielle (F_t) sur l'arbre récepteur (Figure 3.17). On cherche le couple (C_m) et la puissance (P_m) nécessaire dont le moteur a besoin pour contrer la force tangentielle maximale.

Pour calculer la puissance maximale du moteur, plusieurs hypothèses et simplifications ont été posées :

- Les segments humains se comportent comme des corps rigides (Diotalevi, Levasseur, Ménard, & Villemur, 2022)
- Liaisons parfaites ; pas de frottement; surface géométriquement parfaite, solide supposé indéformable, isotrope et homogène
- On néglige l'inertie de la machine
- On simplifie la géométrie des membres inférieurs à deux segments où les articulations de la hanche et du genou sont représentées par des liaisons pivots.
- Le mouvement se réalise seulement dans le plan sagittal
- Pas de quantification des changements de distribution de masse due aux déformations tissulaires et au mouvement des fluides (Diotalevi et al., 2022)
- La masse entière d'un segment est située en un seul point (son centre de masse) (Diotalevi et al., 2022)

Ayant émis des hypothèses fortes, un coefficient de sécurité de 2 est choisi.

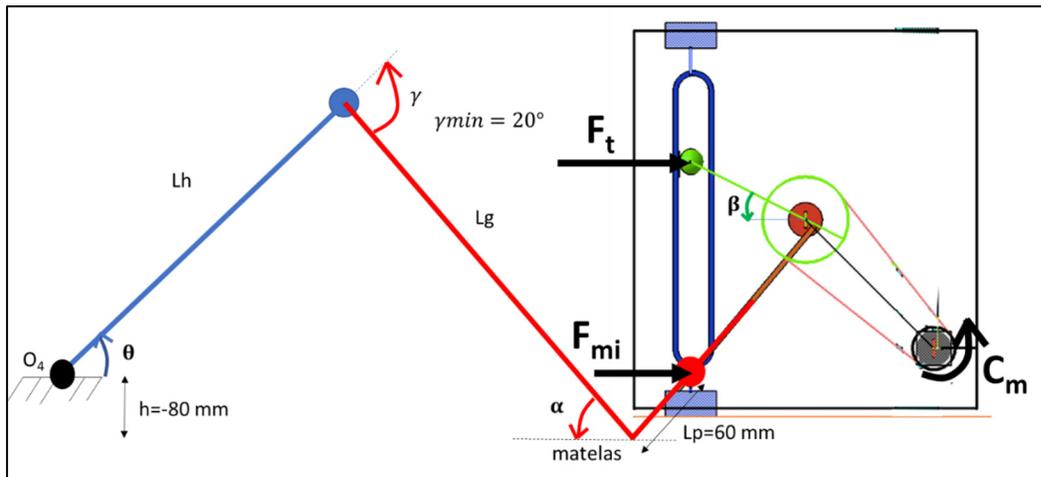


Figure 3.17 Calcul de la puissance du moteur

Géométriquement, le couple nécessaire de l'arbre moteur pour contrer la force tangentielle est défini par l'équation (3.4) :

$$C_m = R * \sin(\beta) * i * (F_{t_{droite}} + F_{t_{gauche}}) * s \quad (3.4)$$

Où i , le rapport de transmission poulie courroie ; R , le rayon du bras de manivelle représenté en vert ; β , l'angle de rotation de l'arbre moteur, $F_{t_{droite}}$ la force tangentielle engendrée par la jambe droite et $F_{t_{gauche}}$ la force tangentielle engendrée par la jambe gauche et s le coefficient de sécurité.

Finalement, la puissance maximale (P_m) est définie par l'équation (3.5)

$$P_m = \frac{C_m * w_{menée}}{i} * s \quad (3.5)$$

$$\text{avec } w = \frac{N * 30}{\pi}$$

Où $w_{menée}$ est la vitesse de rotation de l'arbre menée et s , le coefficient de sécurité.

Pour calculer le couple moteur (C_m), il faut définir le rayon du bras de manivelle et les forces tangentielles engendrées par les membres inférieurs. Pour déterminer le rayon du bras de manivelle, l'équation (3.3) est utilisée et les variables de cette équation sont définies de façon à surdimensionner le moteur. La jambe du patient est placée de telle manière que la liaison pivot avec le coulisseau est à 60 mm de l'axe de la jambe ($L_p=60$ mm). Il est supposé que le support de pied touche le matelas et que celui-ci est dégonflé ($h=-80$ mm). L'angle d'extension maximale du genou a été fixé à 20 degrés, car, au-delà, la mobilisation devient insécuritaire sans contrôle moteur. Les longueurs de la cuisse et de la jambe sont définies au Tableau 3.5. Sachant que l'amplitude de la hanche est de 37 degrés, on trouve une longueur du bras de manivelle (R) de 125 mm avec l'équation (3.3), dont la résolution sera détaillée au chapitre 4.

Les forces tangentielles ont été calculées grâce au principe fondamental de la dynamique, appliqué à la cuisse et à la jambe. Pour cela, les propriétés cinématiques et inertielles, c'est-à-dire la masse, le centre de masse, le moment d'inertie et les accélérations de chacun des deux segments ont été définies et calculées. Dans une logique de surdimensionnement, le mouvement se réalise à une cadence (N) maximale de 60 tr/min. Le raisonnement complet de résolution de la force tangentielle est défini au Chapitre 4. L'outil numérique développé au chapitre 4 est directement utilisé pour calculer la force tangentielle résultante des deux membres inférieurs. Finalement, on trouve un couple maximal (C_m) de 36,1 N.m, avec le coefficient de sécurité, où les forces tangentielles à gauche et à droite, sont respectivement égales à 77 et 68 N.

Avec ces résultats la puissance maximale que le moteur doit générer est de 226,8 W soit 0,3 hp. Connaissant ces conditions, un moto-réducteur AC (6660N57) sur McMaster a été choisi. Celui-ci est doté d'une puissance de ½ hp et peut aller à une vitesse max de 80 rpm. De plus, le courant étant alternatif à l'hôpital, un moteur à courant continu a été choisi. Un contrôleur de vitesse a aussi été sélectionné afin de contrôler la vitesse du mouvement. Ce contrôleur permettra de générer une vitesse continue de l'arbre récepteur.

3.3.4.2 Dimensionnement du bras de manivelle (R)

D'après l'équation (3.3), la longueur du bras de manivelle (R) doit pouvoir être modifiée pour assurer une amplitude de hanche de 37 ± 5 degrés (contrainte). Il est aussi possible de définir R comme étant la position de la goupille par rapport au centre du disque (Figure 3.18). Pour varier cette longueur, deux types de solutions peuvent être utilisés.

- Un système discrétisable (Figure 3.18-(a)) où une goupille démontable peut être utilisée.
- Un système de réglage continu (Figure 3.18-(b)), caractérisé par une liaison glissière bloquante comme on peut le voir sur une selle de vélo par exemple.

Un réglage discrétisé étant plus économique et plus robuste qu'un réglage continu, une étude a été réalisée afin de savoir si un tel réglage est possible.

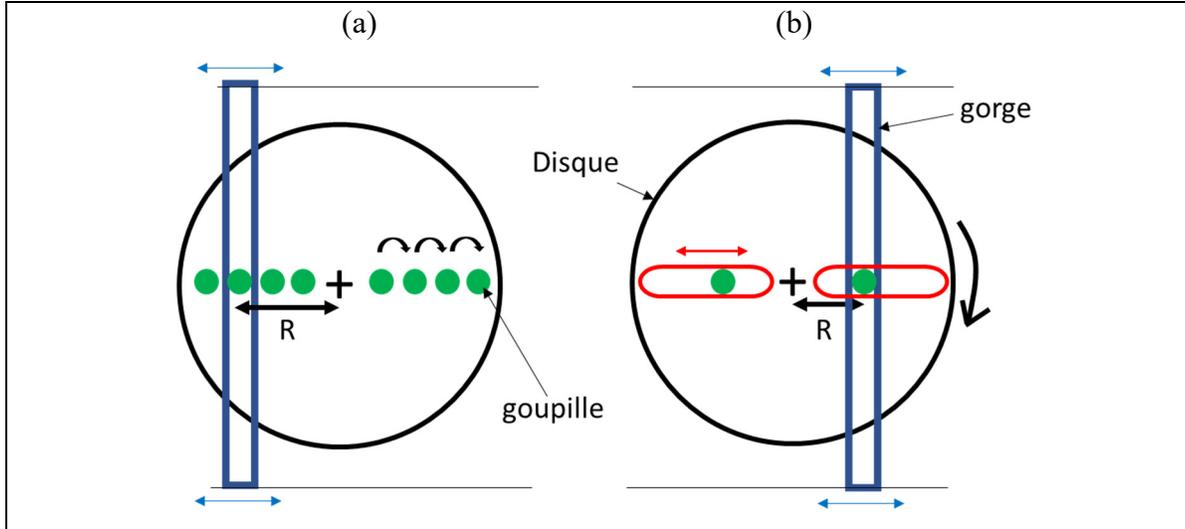


Figure 3.18 Représentation du système scotch yoke avec un réglage de la position de la goupille de façon discrétisable (A) ou continue (B)

Sachant qu'une amplitude de hanche de 37° avec une incertitude de 5° est souhaitée, l'amplitude de hanche est variée de 32 à 42° et la longueur du bras de manivelle nécessaire est relevée grâce à l'équation (3.3). La sensibilité de la longueur du bras de manivelle par rapport

à la variation de l'amplitude de hanche est donc étudiée. Si cette sensibilité est grande, alors un réglage continu sera à privilégier. Cette procédure a été répétée pour plusieurs positions du patient en modifiant l'extension maximale du genou, étant donné que plus le genou est tendu, plus le patient (grand trochanter) est éloigné de la machine. Les résultats sont présentés en Figure 3.19.

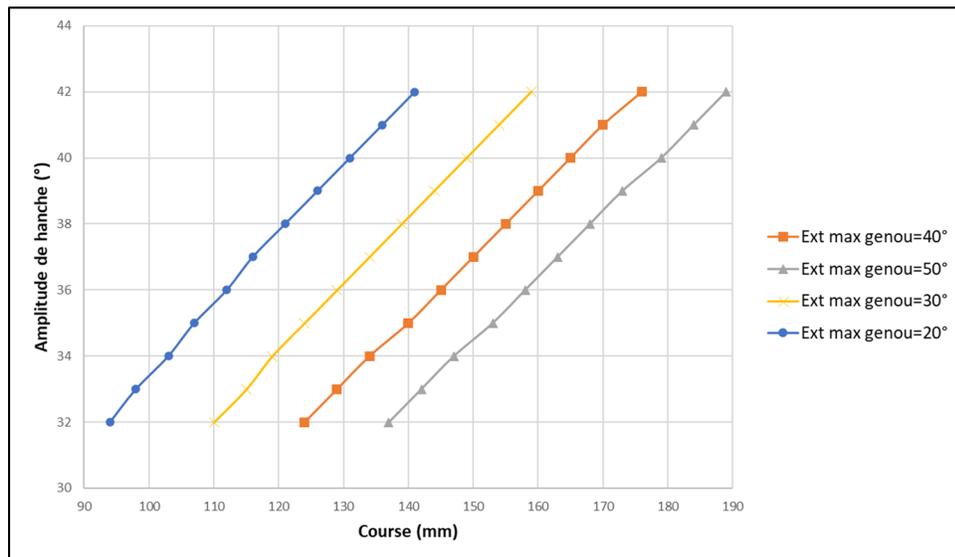


Figure 3.19 Évolution de l'amplitude de la hanche en fonction de la longueur du bras de manivelle pour plusieurs positions du patient

Tout d'abord, en Figure 3.19, on peut observer qu'il existe une relation linéaire entre R et l'amplitude de la hanche. De plus, on note que les 4 courbes sont parallèles, ce qui montre qu'indépendamment de la configuration (extension du genou), la variation de R par rapport à l'amplitude de la hanche est similaire. Cette variation est d'environ 5 mm/degrés. Cela signifie qu'une variation de 5 mm de R engendre une variation de 1 degré d'amplitude de hanche. Avec une incertitude acceptable de 5 degrés sur l'amplitude de hanche, la longueur du bras de manivelle peut varier de 25 mm. En conséquence, un système avec une goupille démontable a été retenu (Figure 3.18-(a)).

Enfin, les longueurs maximales et minimales du bras de manivelle ont été déterminées. Pour cela, la longueur du bras de manivelle a été calculée pour deux individus présentant une

morphologie extrême (5e et 95e percentile). L'angle maximal du genou (γ_{min}) est varié de 20 à 54°, la hauteur du mouvement (h) de -80 à 150 mm et la position du pied de 0 à 60 mm (Figure 3.15). Finalement, le bras de manivelle (R) doit varier entre 90 et 210 mm. Ces paramètres sont schématisés en Figure 3.20. Il a été choisi de faire 8 trous de 10 mm espacés de 15 mm chacun (Figure 3.20). L'amplitude de hanche variant de 1° tous les 5 mm de variation de R, le système de réglage présente une incertitude de $\pm \frac{15}{5} = 3$ degrés sur l'amplitude de la hanche.

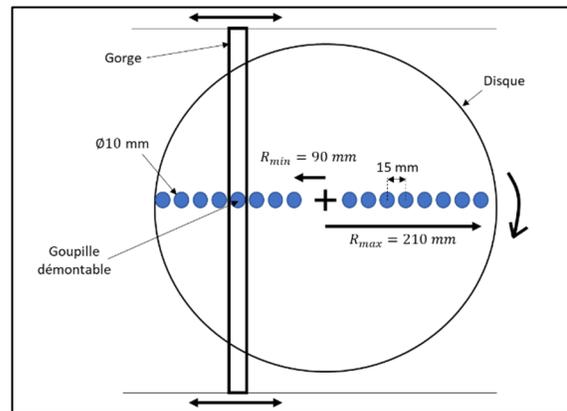


Figure 3.20 Choix du système de réglage et plage de variation du bras de manivelle

3.3.4.3 Largeur de l'ergomètre

Lorsque l'on pédale ou même lorsque l'on marche, un mouvement d'abduction de la hanche est observé. Toutefois, l'abduction excessive de la hanche, représentée en Figure 3.21, est un problème lors de la mobilisation d'un blessé médullaire précoce, puisqu'elle génère une dynamique du mouvement inappropriée. L'écartement trop important des jambes peut être une raison de ce phénomène. La largeur minimale de l'ergomètre afin de minimiser l'écartement des jambes, a donc été déterminée, dans les limites du possible.

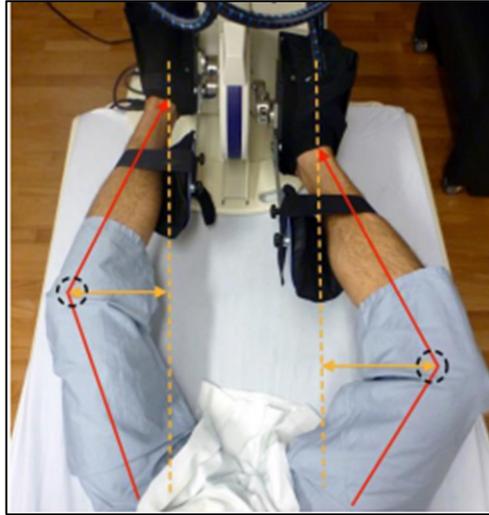


Figure 3.21 Représentation d'une
abduction excessive de la hanche
Tirée de Cycle (2018)

Pour minimiser cet écartement, il a fallu s'assurer que les jambes ne touchent pas la machine et que le mouvement se réalise principalement dans le plan sagittal, sans abduction excessive de la hanche. Pour se faire, une étude ergonomique sur CATIA a été mise en œuvre (Figure 3.22). Après analyse du mouvement sur CATIA, pour chacun des modèles anthropomorphiques de 5^e, 50^e et 95^e rang centile et de chaque genre (masculin et féminin), une valeur de 3 degrés de hanche semble être notre objectif de mise en position. Dans cette configuration, les jambes sont maintenues principalement dans le plan sagittal. Prenant le 5^e percentile, la distance entre l'axe des deux jambes (Figure 3.22-sigle e) est de 225 mm. Cette valeur constitue notre limite minimum d'écartement des jambes.

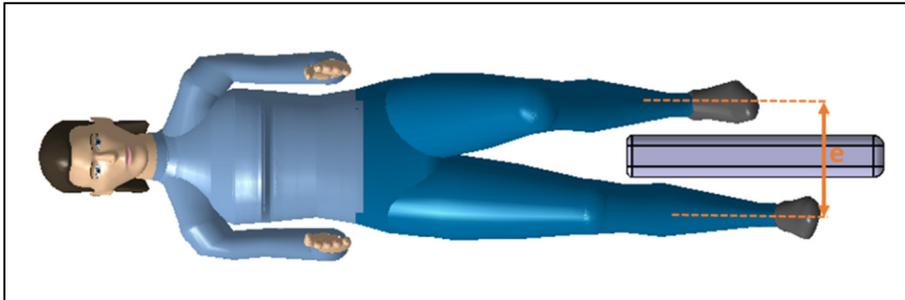


Figure 3.22 Analyse de la largeur maximale de la machine pour un sujet représentatif du 5e percentile

Il faut cependant pouvoir régler cet écartement afin de s'adapter à différentes morphologies, mais aussi pour assurer le confort du patient. D'après le modèle anthropométrique de CATIA, les largeurs de hanche varient entre 300 mm (5^e percentile) et 380 mm (95^e percentile). La largeur maximale des hanches constitue la limite supérieure pour l'écartement des jambes (95^e percentile). Au-delà de cette limite, les jambes semblent trop écartées. Ainsi, la distance entre les deux jambes (leur axe) varie entre 225mm et 380mm. La largeur des supports de pied est de 115 mm, pour s'adapter aux pieds les plus larges et ils sont excentrés de 15 mm de la machine pour assurer la sécurité du patient. Cela donne une largeur de machine de 80 mm. Cette dimension a finalement été validée sur CATIA, en s'assurant que le patient peut exercer le mouvement sans toucher la machine, comme représenté en Figure 3.22.

3.4 Description de la solution finale

Dans la partie précédente, le fonctionnement général de l'ergomètre et le dimensionnement de plusieurs de ses sous-systèmes ont été décrits. Désormais, la conception numérique 3D de l'appareil qui a été réalisée sur le logiciel CATIA est présentée. L'assemblage complet est tout d'abord exposé, puis chaque sous-système et les choix des différents composants sont décrits.

3.4.1 Représentation de l'assemblage final

La Figure 3.23 et la Figure 3.24 représentent l'assemblage final. L'appareil est représenté en phase d'utilisation pour un individu masculin (50e percentile). Pour chaque genre (masculin et féminin) du 5e, 50e et 95e percentile, une étude ergonomique a été réalisée. Il a été vérifié que les membres inférieurs du patient n'étaient pas en contact avec l'ergomètre, que la hauteur de l'ergomètre était adaptée au praticien et au lit d'hôpital, que l'orthèse s'ajustait bien aux membres inférieurs et que l'ergomètre s'ajustait correctement dans son environnement d'utilisation. Finalement, les dimensions de l'appareil semblent adaptées à la mobilisation de la population visée (90 % de la population nord-américaine).



Figure 3.23 Modélisation de l'ergomètre en phase d'utilisation

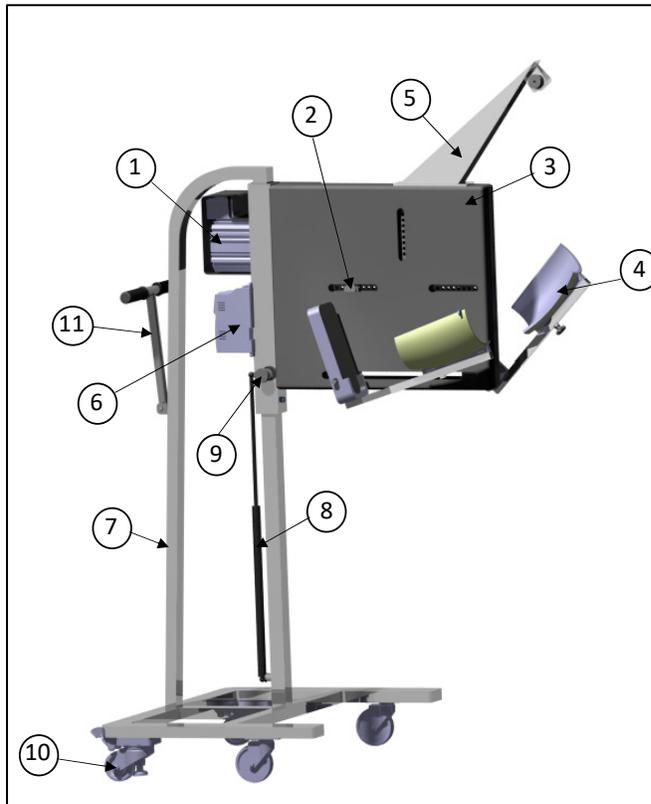


Figure 3.24 Modélisation finale de l'ergomètre
seul

Un moteur (Figure 3.24 [1]) génère un mouvement de rotation qui, par l'intermédiaire d'un système poulie courroie et d'un système scotch yoke (Figure 3.24 [2]) va générer un mouvement linéaire alterné de deux orthèses (Figure 3.24 [4]) comme on peut le voir sur la Figure 3.23. Un contrôleur de vitesse (Figure 3.24 [6]), permet de délivrer une vitesse continue de l'arbre moteur. Ce mécanisme de transmission est recouvert d'un carter moulé en plastique (Figure 3.24 [3]) pour ne pas venir blesser les utilisateurs. Le mécanisme interne de la machine sera représenté en détail dans la prochaine partie. Un mécanisme de poulie est fixé en haut de la machine (Figure 3.24 [5]) afin de maintenir les membres inférieurs dans un mouvement plan. Pour cela l'orthèse est reliée à ce mécanisme par l'intermédiaire d'un fil (Figure 3.23). Ensuite, une structure inférieure (Figure 3.24 [7]) permet de supporter le mécanisme de transmission. Sa base large et sa nervure permettent d'assurer sa stabilité. Un réglage en

hauteur de la structure supérieure est permis par l'intermédiaire d'un vérin à gaz (Figure 3.24 [8]) et d'une vis de pression (Figure 3.24 [9]). Enfin, le transport est facilité par 4 roues, fixées à la base de la structure inférieure (Figure 3.24 [10]) et par une poignée rétractable (Figure 3.24 [11]). Les deux roues placées à l'arrière de la machine sont bloquantes et permettent à l'appareil de rester fixe durant son utilisation. Des attaches haute tension (Figure 3.18) sont aussi utilisées pour maintenir l'appareil fixe. La base est fixée sur l'appareil et le crochet est accroché au lit d'hôpital.

Une évaluation du prix des pièces de la machine a été réalisée. Celle-ci comprend le prix des pièces standards, ainsi que les prix des matériaux bruts. Effectivement, on considère que les pièces non standards seront usinées à l'ETS, on ne prend donc pas en compte le coût de fabrication de pièces usinées. Pour finir, le coût de la machine est de 4 464 \$ et le poids total de la machine est de 49,28 kg, sachant que la structure inférieure pèse 23,7 kg. La classification des pièces est détaillée en ANNEXE VII, p.187. Les noms des pièces, leurs prix, leurs masses et les fournisseurs associés sont renseignés.

3.4.2 Système de transmission

Pour transmettre le mouvement de rotation du mouvement de l'arbre moteur à l'arbre récepteur, une transmission de puissance par poulie courroie ou engrenage semblait préférable. Un système par poulie et courroie a été choisi pour son prix plus abordable, sa facilité d'installation, sa légèreté, son émission de bruit moindre, comparé au système par engrenage. De surcroît, un modèle cranté a été retenu (Figure 3.27 [3] [5]), car c'est le modèle de transmission de poulie le plus adapté à fonctionner à de faibles vitesses. Le moteur AC (Figure 3.27 [1]) tournant à une vitesse maximale de 80 rpm, un rapport de transmission de 1:1 a été choisi entre la poulie motrice et réceptrice. 2 poulies à 72 dents ont été sélectionnées. La longueur théorique de la courroie a ainsi pu être calculée, d'après l'équation (3.6) et la Figure 3.25 :

$$L = 2 * e * \sin \frac{\alpha}{2} + \alpha * r_1 + (2\pi - \alpha) * r_2 \text{ avec } \alpha = 2 \cos^{-1} \left(\frac{r_2 - r_1}{e} \right) \quad (3.6)$$

La longueur des courroies étant standardisée, l'espacement entre les deux courroies a ensuite été corrigé.

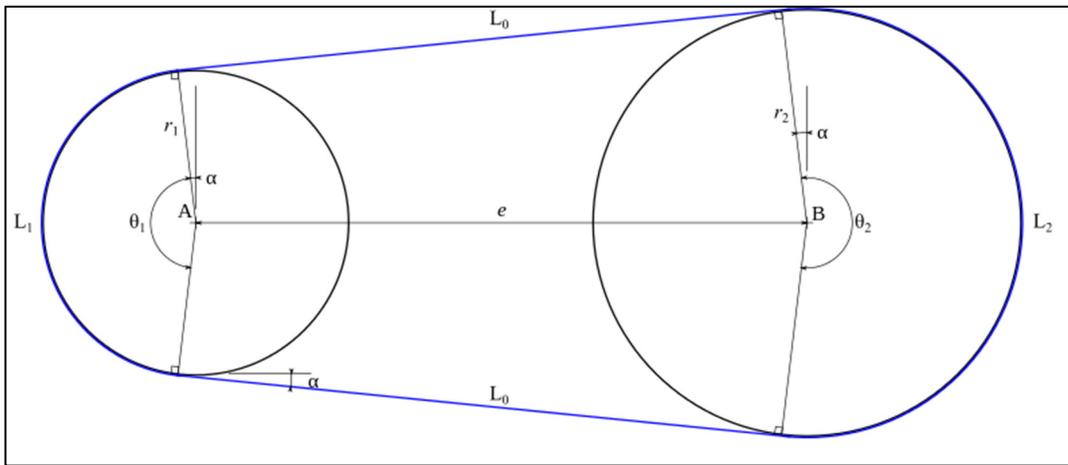


Figure 3.25 Schéma d'un système poulie-courroie

L'arbre moteur (Figure 3.26 [2]) est guidé en rotation par l'intermédiaire d'un palier à douille (Figure 3.26 [4]) monté et autolubrifié. L'arbre récepteur (Figure 3.27 [6]) est lui guidé en rotation par deux roulements à billes (Figure 3.27 [7]) et un support en forme de croix (Figure 3.26 [8]). Les roulements à billes sont montés avec serrage sur l'arbre (bague tournante par rapport à la direction de la charge) et libre sur le support. Le support est en forme de croix étant donné la place allouée au sein de la machine. Enfin, deux disques usinés (Figure 3.26 [9]) sont vissés à chaque extrémité de l'arbre récepteur.

Afin de transformer le système de rotation en translation, la même architecture que Amoun et al. (2019) a été choisie, car elle permet de minimiser la largeur de la machine. Cependant, les deux gorges sont guidées en translation par quatre rails (Figure 3.26 [12]) et quatre patins (Figure 3.26 [13]) avec contact prismatique. En effet, c'est un guidage qui est adapté à une course longue, qui est stable avec peu de risque d'arc-boutement. La transformation de

mouvement se fait par l'intermédiaire d'une vis (Figure 3.26 **11**). Celle-ci est placée dans la fente de la gorge (Figure 3.26 **10**) et fixée dans les taraudages des disques prévus à cet effet. Son épaulement est en contact appui-plan sur la gorge. Un système de goupille autobloquante, initialement choisi, ne pouvait être mis en place du fait de l'espace disponible dans la machine. Un pas de 2 mm a été configuré afin de pouvoir démonter rapidement la vis et ainsi pouvoir varier l'amplitude du bras de manivelle facilement.

Sur ces disques, huit trous espacés de 15 mm sont usinés afin de pouvoir régler le bras de manivelle (R) (*Voir* section 3.3.4.2). Enfin, une goupille (Figure 3.26 **14**) est vissée à l'extrémité inférieure de la gorge afin de relier le système de transmission au support de jambe. Finalement, les dimensions du système de transmission sont de 604,3*79,5*540 mm. La contrainte de largeur, inférieure à 80 mm a bien été respectée. Il faudra cependant tester la résistance du mécanisme afin de s'assurer que les pièces soient dimensionnées correctement.

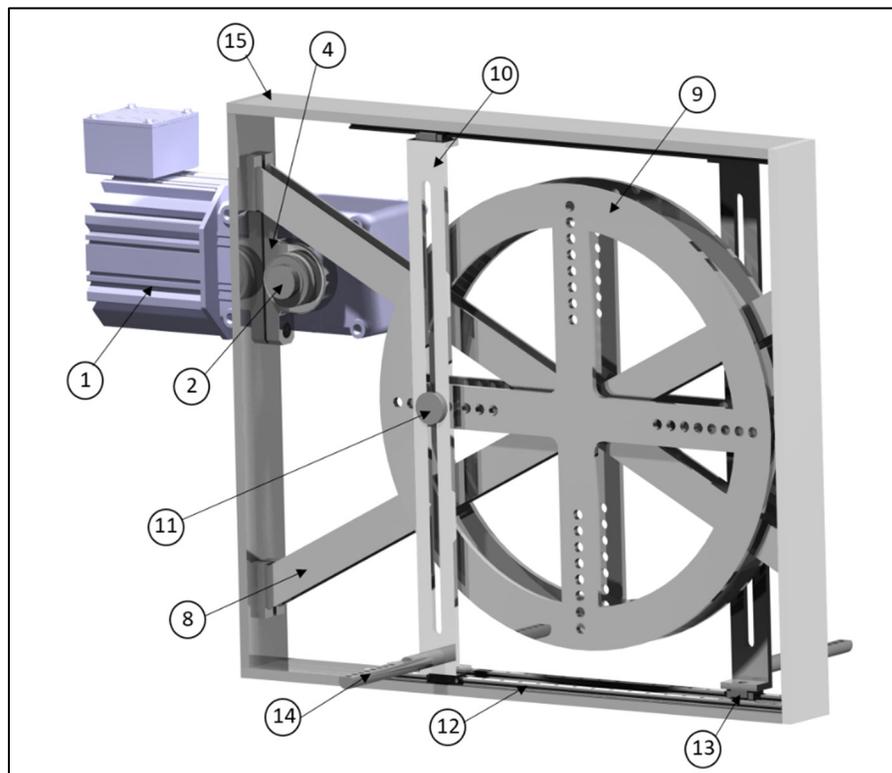


Figure 3.26 Représentation finale du système de transmission avec une vue isométrique

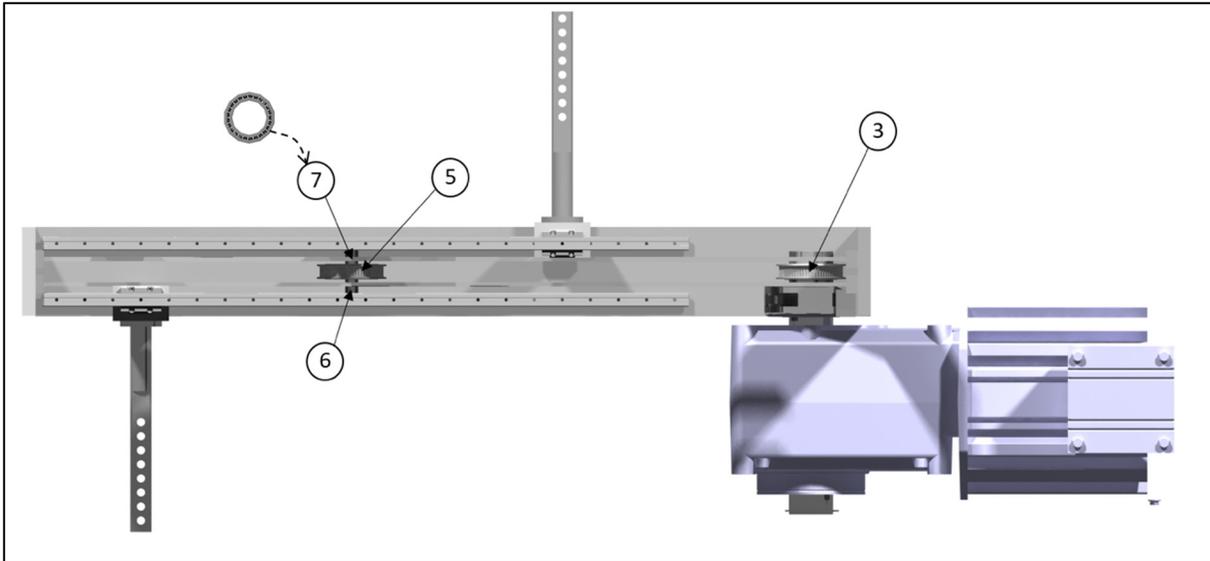


Figure 3.27 Représentation finale du système de transmission avec une vue de dessus

3.4.3 Support de jambe

Afin de transmettre le mouvement aux membres inférieurs du patient, une orthèse est utilisée (Figure 3.28). Celle-ci maintient la jambe solidaire à la cheville à l'aide d'une barre (Figure 3.28 [2]) attachée au support de pied (Figure 3.28 [1]). À cette barre, un support de mollet (Figure 3.28 [5]) y est lié par une liaison glissière bloquante. Cette liaison se réalise par contact prismatique (Figure 3.28 [3]) avec une vis (Figure 3.28 [4]) qui par pression permet de maintenir en position les deux tubes prismatiques. Ce mécanisme permettra de s'adapter aux différentes longueurs de jambes des patients. Le support mollet (Figure 3.28 [5]) a une forme similaire au muscle du mollet, mais qui englobe exclusivement l'arrière de la jambe ainsi que le côté extérieur de la jambe. Son rôle est double puisque cela permet de s'adapter à différentes morphologies, à différentes circonférences de jambe et cela permettra de contrer une abduction excessive de la cuisse.

Un système de poulie (Figure 3.29), fixé en haut de la machine, aura un rôle complémentaire. Un câble par l'intermédiaire d'un crochet sera fixé dans un boulon (Figure 3.28 [6]) mis en position sur le côté extérieur de chaque orthèse (Figure 3.23). Ce câble est relié au système de

poulie par l'intermédiaire de trois poulies (Figure 3.29). Ainsi les deux orthèses seront reliées, permettant de contrer aussi le moment d'abduction excessif de la hanche (Figure 3.21). Si le support mollet suffit à lui-même, le système de poulie peut facilement être démonté.

Un dernier ajustement permet de régler l'espacement entre les deux jambes (Figure 3.28). Pour cela, un anneau (Figure 3.28 [8]) est placé en liaison pivot avec le support de pied (Figure 3.28 [1]) et cet anneau est encastré à l'arbre de la gorge (Figure 3.28 [9]) par une goupille démontable (Figure 3.28 [7]). Cela permet à la fois à l'orthèse d'avoir une rotation libre dans le plan du mouvement et cela permet de régler l'espacement entre les deux jambes, variant entre 225 et 380 mm. Huit trous espacés de 10 mm sont réalisés sur l'arbre de la goupille pour permettre un tel ajustement.

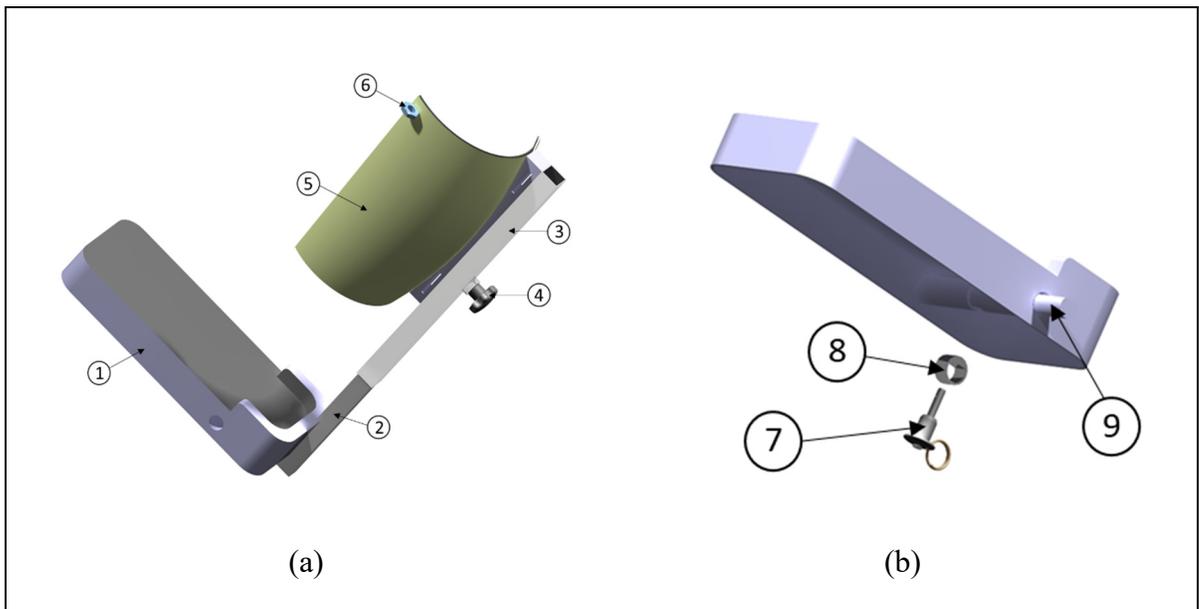


Figure 3.28 Modélisation finale du support de jambe (a) et système de réglage de la position du support de jambe (b)



Figure 3.29 Modélisation de la structure de l'ergomètre avec carter

3.4.4 Structure supportant le mécanisme de transmission

Quatre plaques en aluminium (Figure 3.26 [15]) permettent de soutenir le mécanisme de transmission (3/8" épaisseur x 2-1/2" largeur). Les rails (Figure 3.26 [12]) et les guidages en rotation y sont vissés (Figure 3.26 [4] [8]). Une autre plaque en aluminium permet de maintenir en position le moteur (1/4" épaisseur x 8" largeur). Toutes ces plaques sont soudées les unes aux autres. Un tube rectangulaire (Figure 3.30 [2]) est également soudé à une plaque latérale afin de pouvoir relier la structure supérieure avec la structure inférieure. Un carter, moulé en plastique vient recouvrir le mécanisme

La structure inférieure (Figure 3.30) est un assemblage mécanosoudé de plaques en aluminium. Sa largeur de 850 mm a été dimensionnée de telle sorte que la machine n'entre pas en contact avec les roues des lits d'hôpitaux. Sa hauteur a été dimensionnée selon la hauteur des lits d'hôpitaux, qui varient entre 500 mm et 1020 mm. Un tube prismatique (Figure 3.30 [1]) permet de réaliser une liaison glissière avec celui de la structure supérieure (Figure 3.30 [2]). De plus, une nervure (Figure 3.30 [3]) permet de renforcer la rigidité de la machine et de

compenser le poids du système de transmission. Enfin, la largeur importante de la machine avec deux plaques de support en T (Figure 3.30) permet de bien stabiliser la machine. Au final, les dimensions de la structure inférieure sont de 610*860*1460mm.

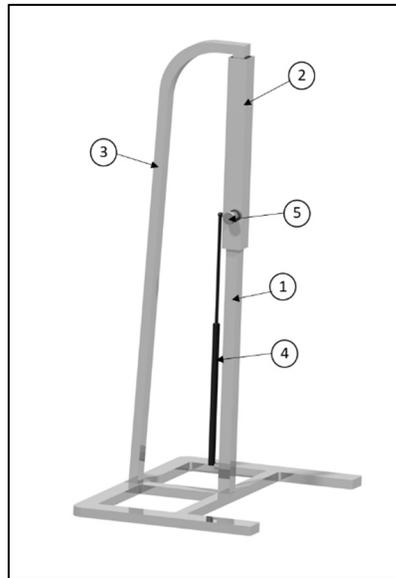


Figure 3.30 Système de réglage en hauteur

Un contact prismatique permet de réaliser la liaison glissière entre la structure supérieure et inférieure (Figure 3.30 [1] [2]). Étant donnée la position du centre de gravité du système de transmission, la structure supérieure tendra à fléchir vers l'avant. Deux plaques autolubrifiantes en bronze, positionnées aux extrémités du tube prismatique intérieur, permettront de régler la hauteur de la machine facilement.

De plus, un vérin à gaz (Figure 3.30 [4]) fixé d'une part sur le support supérieur et d'autre part sur le support inférieur, permettra de compenser le poids de l'appareil, pour le réglage en hauteur. Au lieu de soulever tout l'appareil, il suffira de donner simplement une impulsion. Une vis de pression (Figure 3.30 [5]) permet de libérer ou bloquer cette liaison glissière.

3.4.5 Système facilitant le transport de l'appareil

Quatre roues permettront de transporter facilement l'appareil (Figure 3.31). Les 2 deux roues arrière sont bloquantes afin d'empêcher l'appareil de glisser lors de la mobilisation d'un patient. Le blocage se fait à l'aide d'une patte, ce qui permet d'avoir une surface de contact assez importante avec le sol. Pour enclencher la patte, il suffit d'appuyer sur la pédale annexée à la roue. Trois câbles à haute tension avec des crochets (Figure 1.8) permettent de solidariser la machine avec le lit et de pouvoir bien maintenir la machine stable durant son utilisation. Finalement, une poignée (Figure 3.31) est située à l'arrière de la machine afin de faciliter son transport. Celle-ci est rétractable afin d'optimiser l'encombrement de l'appareil, une encoche en plastique permet de bloquer la poignée en phase de rangement. En phase d'utilisation, la poignée est bloquée afin de transporter l'appareil aisément.



Figure 3.31 Modélisation du système de transport

3.5 Conclusion

Une preuve de conception d'un ergomètre a été réalisée sous forme de modèle numérique 3D avec le logiciel CATIA. L'ergonomie et la cinématique de l'appareil ont été ensuite validées sur ce même logiciel. Cette conception s'est basée sur le travail de Amoun et al. (2019) et présente des améliorations quant à leur travail qui se justifie par une étude plus poussée de la

littérature, ainsi qu'une étude paramétrique plus approfondie. Dans ce présent chapitre, la performance de cet appareil n'a pas été évaluée, aux vues des spécifications techniques. Pour déterminer les spécifications liées aux attributs « L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique de la hanche et du genou pendant la marche naturelle », il est nécessaire d'utiliser un outil qui permette de déterminer la cinématique de la hanche et du genou ainsi que la force de réaction du pied sur le pédalier et de comparer ces données à celles de la marche naturelle. Après présentation et validation de l'outil, la performance de cet appareil pourra être évaluée en utilisant le barème d'évaluation établi précédemment.

CHAPITRE 4

SIMULATION DE LA DYNAMIQUE DES MEMBRES INFÉRIEURS DANS UN ERGOMÈTRE

Un nouvel ergomètre délivrant un mouvement linéaire alterné a été conceptualisé. Afin d'évaluer les spécifications techniques les plus importantes et de comparer ses performances par rapport à l'ergomètre cyclique existant (Figure 1.8), un outil numérique déterminant la cinématique des membres inférieurs ainsi que la force de réaction a été développé. L'objectif de l'outil développé dans ce chapitre est de prédire la cinématique de la hanche et du genou pour chaque cycle ainsi que la force de réaction maximale appliquée aux pieds lors d'un exercice à l'aide d'un ergomètre adapté aux lits d'hôpitaux. Le développement de cet outil sera abordé dans la première partie de ce chapitre. Puis cet outil numérique sera évalué en comparant les simulations avec des données expérimentales semblables, obtenues lors de l'utilisation d'un ergomètre cyclique. Ainsi, deux types d'exercices seront simulés dans ce chapitre : mouvement cyclique linéaire à l'aide de l'ergomètre proposé au chapitre 3; mouvement cyclique circulaire à l'aide d'un ergomètre adapté en position couchée. Les données expérimentales de l'ergomètre cyclique circulaire proviennent de l'étude de Chammakhi (2023).

4.1 Développement de l'outil de simulation de la dynamique des membres inférieurs

4.1.1 Caractérisation des variables

L'objectif de l'outil de simulation est d'obtenir la cinématique de la hanche et du genou pour chaque cycle ainsi que la force de réaction maximale appliquée aux pieds. Pour y parvenir, les variables dépendantes et indépendantes sont définies et illustrées en Figure 4.1 et Figure 4.2.

On note comme variables indépendantes, la taille des membres inférieurs, c'est-à-dire la taille de la jambe (L_g) (du condyle au plat du pied) et la taille de la cuisse (L_h) (du grand trochanter

au condyle), la masse du sujet, l'angle maximal d'extension du genou (γ_{min}), l'amplitude angulaire de la hanche ($\theta_{max} - \theta_{min}$), la hauteur du mouvement (h), la position du pied sur la pédale (L_p) et la cadence du mouvement (N). Les variables dépendantes sont l'angle de la hanche (θ) et du genou (γ), la longueur du bras de manivelle (R), la distance entre le grand trochanter et le centre de la manivelle (d). Le choix de ces variables permet de déterminer, à partir des données anthropométriques et des paramètres de réglage désirés, comment installer le patient, comment régler la course et comment cela va impacter la cinématique des articulations de la hanche et du genou ainsi que la force de réaction maximale.

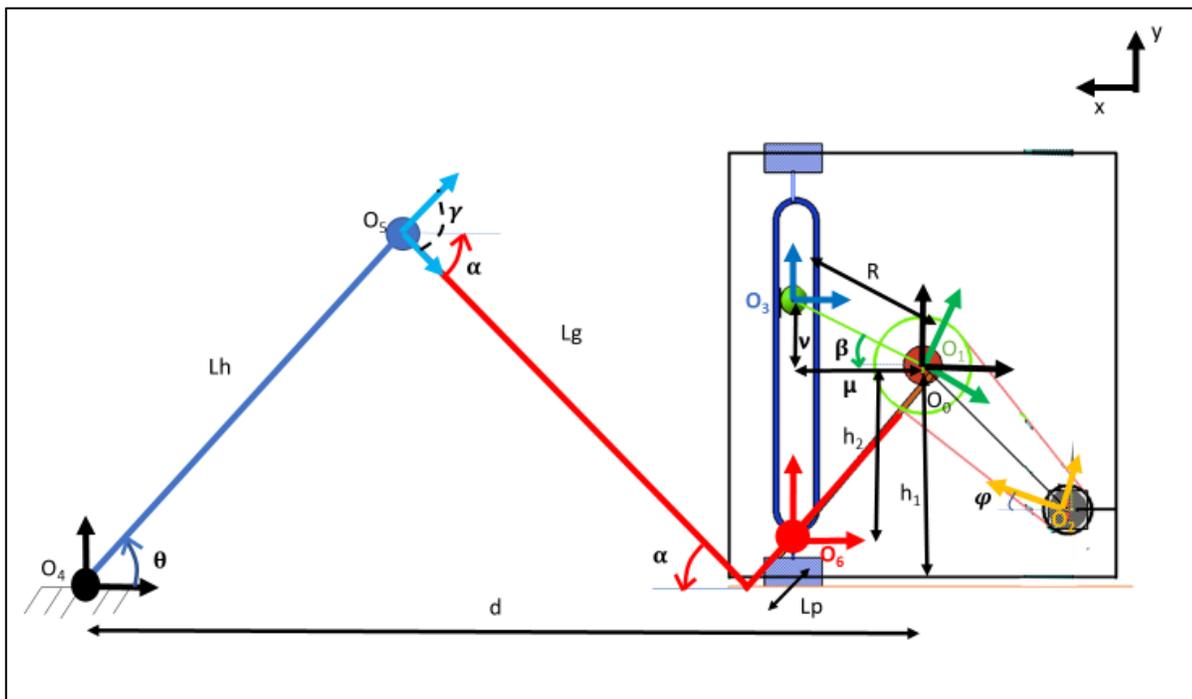


Figure 4.1 Schéma géométrique de l'ergomètre linéaire

4.1.2 Calcul cinématique

L'étude géométrique réalisée sur l'ergomètre linéaire, proposée au chapitre 3 (Figure 4.1) a permis d'établir l'équation (3.3) qui décrit le lien entre les variables dépendantes et indépendantes définies dans le paragraphe précédent. De façon similaire, la géométrie de l'ergomètre cyclique peut être décrite telle qu'illustrée à la Figure 4.2. Pour simplifier l'étude,

on prend seulement en compte la chaîne cinématique des membres inférieurs et la pédale du vélo. La Figure 4.2 représente les différentes variables spécifiées précédemment, mais dans le contexte de l'ergomètre cyclique. Le mouvement étant circulaire, le terme v apparaît ici, il s'agit de la course verticale de la pédale qui dépend du rayon de la pédale (R). En procédant à une résolution géométrique de la même manière qu'avec l'équation (3.3), les équations suivantes sont obtenues :

$$\vec{x}: Lh * \cos\theta + Lg * \cos\alpha + Lp * \sin\alpha = d - \mu \text{ avec } \mu = R * \cos\beta \quad (4.1)$$

$$\vec{y}: Lh * \sin\theta - Lg * \sin\alpha + Lp * \cos\alpha = h + v \text{ avec } v = R * \sin\beta \quad (4.2)$$

Avec $\gamma = \theta + \alpha$, où γ est définie comme l'angle du genou, c'est-à-dire l'angle entre le tibia et le fémur; α est définie comme l'angle entre le tibia et le matelas et θ l'angle entre le fémur et le matelas

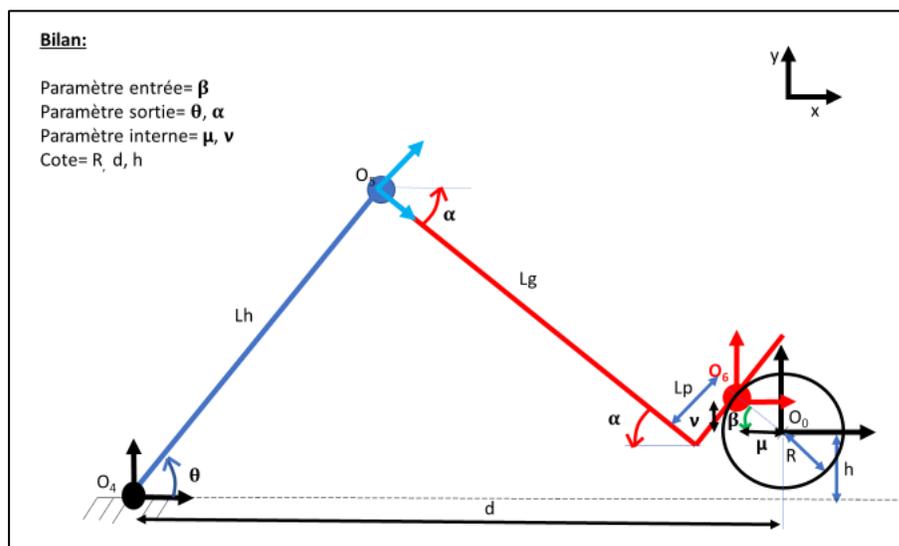


Figure 4.2 Étude géométrique d'un mouvement cyclique

Les équations (4.1) et (4.2) se présentent sous la même forme que celle obtenue pour l'ergomètre linéaire (3.3). Seulement, pour l'ergomètre linéaire, le paramètre v est nul. De plus, le paramètre h est différent de celui spécifié par l'ergomètre linéaire. En effet pour l'ergomètre

cyclique, il s'agit de la hauteur du centre de la manivelle par rapport au matelas (Figure 4.2), alors que pour l'ergomètre linéaire, il s'agit de la hauteur du pied par rapport au matelas (Figure 4.1). Les équations (4.1) et (4.2) peuvent être généralisées aux deux ergomètres en considérant ces différences : $h = h_{linéaire}$ et $v = 0$ pour l'ergomètre linéaire et $h = h_{cyclique}$ pour l'ergomètre cyclique.

D'après les équations (4.1) et (4.2), il y a 4 inconnus α, θ, R et d pour 2 équations. Pour résoudre ces équations et déterminer la cinématique de la hanche et du genou, il est nécessaire de réduire le système d'équations à deux inconnus. Pour cela, les paramètres d et R sont déterminés en utilisant les équations (4.1) et (4.2), au moment où la distance du pied est maximale, correspondante à la position 1 et au moment où la distance du pied est minimale, correspondante à la position 2 à la Figure 4.3 et Figure 4.4. La distance du pied est définie comme sa distance par rapport au grand trochanter. On procède en plusieurs étapes, schématisées en Figure 4.3 et Figure 4.4 pour chacun des deux ergomètres:

Étape 1 : Calcul de l'angle minimal de la hanche (θ_{min}) connaissant celui du genou (γ_{min}) en utilisant l'équation (4.2). Ces angles sont minimaux à la position 1 dans la Figure 4.3 et la Figure 4.4. L'équation (4.3) est obtenue.

$$Lh * \sin \theta_{min} - Lg * \sin(\alpha_{min}) + Lp * \cos(\alpha_{min}) = h + R * \sin \beta = h \quad (4.3)$$

$$\text{Avec } \beta = 180^\circ \text{ et } \alpha_{min} = \gamma_{min} - \theta_{min}$$

Étape 2 : En déduire la position maximale (d_{max}) entre le grand trochanter et la pédale, en utilisant l'équation (4.1). Il s'agit de la position 1 dans la Figure 4.3 et la Figure 4.4. L'équation (4.4) est obtenue.

$$Lh * \cos \theta_{min} + Lg * \cos \alpha_{min} + Lp * \sin \alpha_{min} = d - R \cos \beta = d_{max} \quad (4.4)$$

$$\text{Avec } \beta = 180^\circ \text{ et } R * \cos \beta = -R$$

Étape 3 : Calcul de l'angle maximal du genou (γ_{max}) en utilisant l'équation (4.2) sachant que la hanche doit réaliser une amplitude de 37 degrés. Il s'agit de la position 2 dans la Figure 4.3 et la Figure 4.4. L'équation (4.5) est obtenue.

$$Lh * \sin \theta_{max} - Lg * \sin(\alpha_{max}) + Lp * \cos(\alpha_{max}) = h + R * \sin \beta = h \quad (4.5)$$

$$\text{Avec } \theta_{max} = \theta_{min} + 37, \beta = 0^\circ \text{ et } \alpha_{max} = \gamma_{max} - \theta_{max}$$

Étape 4 : En déduire la position minimale (d_{min}) entre le grand trochanter et la pédale en utilisant l'équation (4.1). Cette distance est minimale en position 2, représentée en Figure 4.3 et la Figure 4.4. L'équation (4.6) est obtenue.

$$Lh * \cos \theta_{min} + Lg * \cos \alpha_{min} + Lp * \sin \alpha_{min} = d - R * \cos \beta = d_{min} \quad (4.6)$$

$$\text{Avec } \beta = 0^\circ \text{ et } R * \cos \beta = R$$

Étape 5 : En déduire la longueur du bras de manivelle (R) et la distance entre le grand trochanter et le centre du système de transmission (d) avec l'équation (4.7).

$$R = \frac{d_{max} - d_{min}}{2} \text{ et } d = d_{max} - R = d_{min} + R \quad (4.7)$$

Il y a désormais 2 inconnus pour 2 équations, ce qui permet de calculer l'évolution angulaire de la hanche et du genou au cours du mouvement.

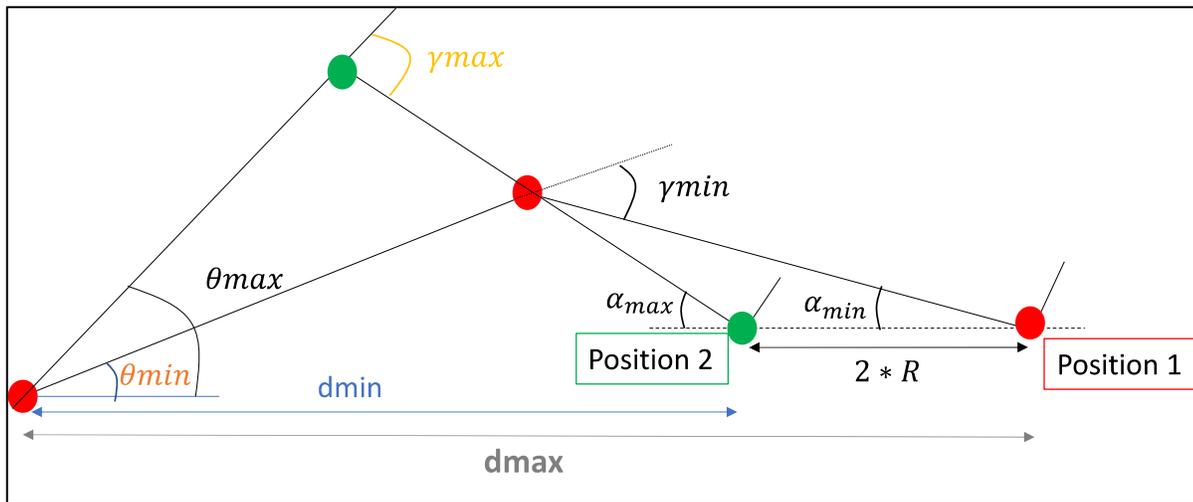


Figure 4.3 Définition des paramètres géométriques pour deux positions extrêmes du pied avec l'ergomètre linéaire

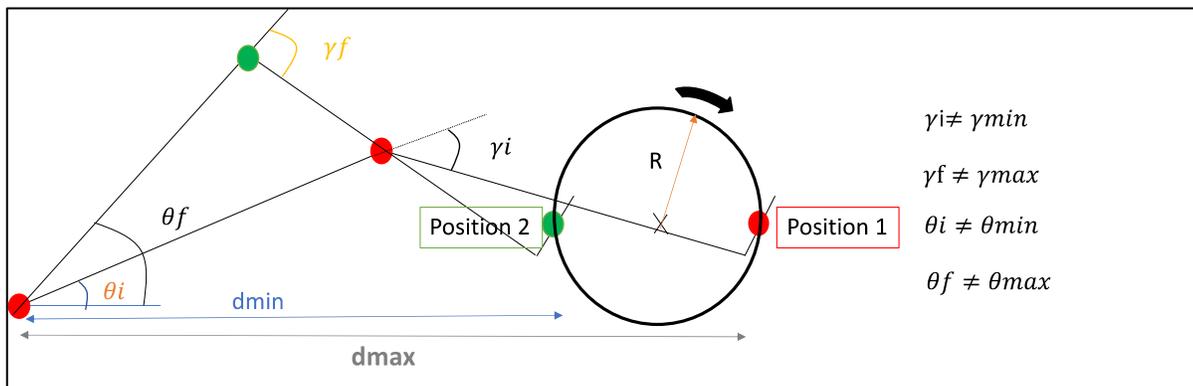


Figure 4.4 Définition des paramètres géométriques pour deux positions extrêmes du pied avec l'ergomètre cyclique

Concernant l'ergomètre cyclique, la résolution est plus complexe. En effet, du fait du mouvement circulaire, ce n'est pas en position 1 et 2, où les angles de la hanche et du genou sont maximaux et minimaux (Figure 4.4). Deux itérations doivent être réalisées afin de corriger ce biais. Ce processus est représenté en Figure 4.5.

Tout d'abord, il faut déterminer l'angle du genou en position 1 (γ_i) (Figure 4.4) de façon que, au cours du mouvement circulaire, l'angle minimal atteint par le genou (γ_m) corresponde à celui spécifié par le praticien (γ_{min}). Tant que l'angle minimal du genou (γ_{min}) est dépassé, l'angle initial du genou (γ_i) est incrémenté et les variables R et d sont calculées en utilisant les 5 étapes

définies précédemment (Figure 4.5- (1)). Une fois la première condition respectée, l'amplitude de la hanche ($\theta_{max} - \theta_{min}$) est déterminée de façon à qu'elle ne dépasse pas 37° . Tant que l'amplitude de la hanche est supérieure à 37° , l'angle final de la hanche (θ_f) (correspondant à la position 2 en Figure 4.4) est incrémenté et les variables R et d sont calculées grâce aux 5 étapes définies précédemment (Figure 4.4-(2)). Grâce à ces deux itérations, l'angle minimal du genou (γ_{min}) et l'amplitude de la hanche ($\theta_{max} - \theta_{min}$) correspondent à ceux spécifiés dans les paramètres d'entrée.

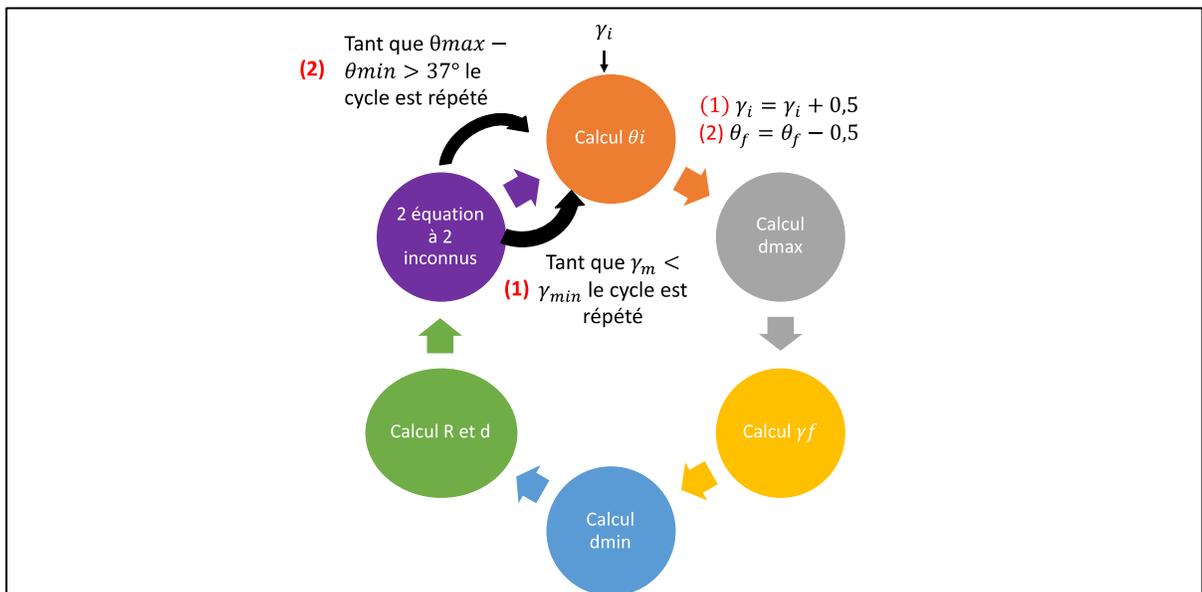


Figure 4.5 Méthode de calcul de la cinématique de la hanche et du genou pour l'ergomètre cyclique

4.1.3 Calcul de la force de réaction maximale au pied

Dans cette partie, l'objectif est de calculer la force de réaction maximale du pied sur le support de pied. Cette force correspond à la composante horizontale de la liaison pivot entre la jambe et le support de pied (Repère 06 dans la Figure 4.1-ergomètre linéaire et Figure 4.2- ergomètre cyclique).

Afin de calculer cette force, le principe fondamental de la dynamique (PFD) sera utilisé, en posant les mêmes hypothèses que pour le dimensionnement du moteur (*Voir* section 3.3.4). Les membres inférieurs sont représentés par deux segments en liaison pivot. L'inertie du pied est négligée par rapport à celle des jambes et des cuisses. Avant d'appliquer le PFD, des paramètres segmentaires et cinématiques doivent être définis.

La masse d'un segment (m_s) est tirée de la littérature, en proportion (P_s) de la masse totale du corps (m_{totale}) : $m_s = P_s * m_{totale}$ (Winter, 2009). De la même manière, dans la littérature, le centre de masse est positionné en proportion (R) de la longueur du segment (L_s), par rapport à une des extrémités du membre (distale ou proximale), schématisé en Figure 4.6 et défini à l'équation (4.8).

$$L_{prox} = L_s * R_{prox} \text{ et } L_{dist} = L_s * R_{dist} \quad (4.8)$$

Adaptée de Winter (2009, p.87)

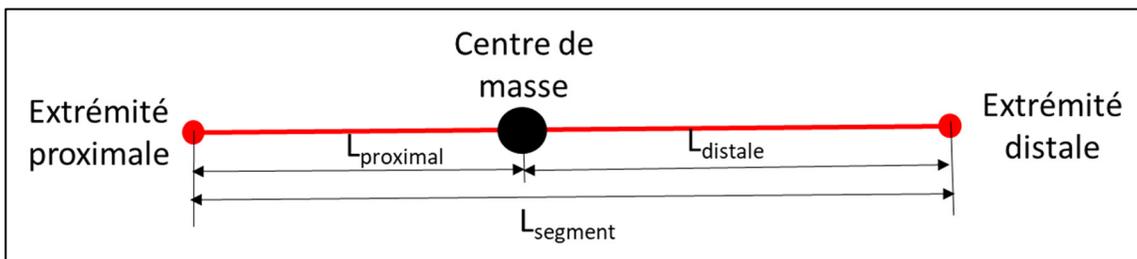


Figure 4.6 Positionnement centre de masse

Les proportions (P_s) et (R) sont indiquées dans les trois premières colonnes de la table anatomique, présentée en Figure 4.7

88

TABLE 4.1 Anthropometric Data

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length		Radius of Gyration/ Segment Length		Density	
			Proximal	Distal	C of G Proximal	Distal		
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC	0.495	0.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—

*NOTE: These segments are presented relative to the length between the greater trochanter and the glenohumeral joint.
Source Codes: M, Dempster via Miller and Nelson; *Biomechanics of Sport*, Lea and Febiger, Philadelphia, 1973. P, Dempster via Plagenhoef; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, NJ, 1971. L, Dempster via Plagenhoef from living subjects; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1971. C, Calculated.

Figure 4.7 Table anthropométrique indiquant la proportion de la masse de chaque segment (P_s), la position du centre de masse (R) et le ratio du rayon de giration par la longueur du segment (K)
Tirée de Winter (2009, p.86)

Pour calculer le moment d'inertie (I) autour du centre de masse du segment ($m_{segment}$), l'équation (4.9) est utilisée:

$$I = m_{segment} * r_{segment}^2 \text{ avec } r = K_{segment} * l_{segment} \quad (4.9)$$

avec m =masse du segment, r le rayon de giration; K le ratio de ce rayon par la longueur du segment (L_s). Le ratio K est indiqué dans la 4^e colonne de la table anthropométrique présentée en Figure 4.7.

Afin de déterminer les efforts en dynamique, il reste à calculer les accélérations angulaires des articulations de la hanche et du genou au cours du mouvement. Pour cela, on utilise les équations (4.1) et (4.2) obtenues lors de l'analyse géométrique de l'ergomètre cyclique qui se présentent sous la même forme que celle obtenue pour l'ergomètre linéaire (3.3). Notons que pour l'ergomètre linéaire v est nul et que la longueur h et R ne sont pas identiques pour les

deux ergomètres. La méthodologie de résolution pour l'ergomètre cyclique et pour l'ergomètre linéaire est représentée ci-dessous. La Figure 4.1 pour l'ergomètre linéaire et Figure 4.2 pour l'ergomètre cyclique, permettent de mieux comprendre les différentes variables.

Les équations (4.1) et (4.2) sont dérivées pour déterminer les vitesses angulaires de la hanche ($\dot{\theta}$) et du genou ($\dot{\alpha}$), ce qui permettra de calculer les accélérations angulaires :

$$\vec{x}: -Lh * \dot{\theta} * \sin \theta - Lg * \dot{\alpha} * \sin \alpha + Lp * \dot{\alpha} * \cos \alpha = -\dot{\mu} \quad (4.10)$$

$$\vec{y}: Lh * \dot{\theta} * \cos \theta - Lg * \dot{\alpha} * \cos \alpha - Lp * \dot{\alpha} * \sin \alpha = \dot{\nu} \quad (4.11)$$

Pour déterminer la vitesse angulaire du genou ($\dot{\alpha}$), on réalise une combinaison linéaire des équations (4.10) et (4.11) avec (4.10)* cos θ + (4.11) * sin θ et l'équation (4.12) est obtenue:

$$\dot{\alpha} = \frac{-\dot{\mu} * \cos \theta + \dot{\nu} * \sin \theta}{-Lg(\sin \alpha \cos \theta + \cos \alpha \sin \theta) + Lp(\cos \alpha \sin \theta - \sin \alpha \sin \theta)} \quad (4.12)$$

On peut ainsi déterminer la vitesse angulaire de la hanche ($\dot{\theta}$), connaissant $\dot{\alpha}$, en utilisant l'équation (4.10) :

$$\dot{\theta} = \frac{\dot{\mu} - Lg * \dot{\alpha} * \sin \alpha + Lp * \dot{\alpha} * \cos \alpha}{Lh * \sin \theta} \quad (4.13)$$

Une fois les vitesses angulaires obtenues, les équations (4.10) et (4.11) sont dérivées afin de déterminer les accélérations angulaires de la hanche ($\ddot{\theta}$) et du genou ($\ddot{\alpha}$).

$$\vec{x}: -Lh * \ddot{\theta} * \sin \theta - Lh * \dot{\theta}^2 * \cos \theta - Lg * \ddot{\alpha} * \sin \alpha - Lg * \dot{\alpha} * \cos \alpha + Lp * \ddot{\alpha} * \cos \alpha - Lp * \dot{\alpha}^2 * \sin \alpha = -\ddot{\mu} \quad (4.14)$$

$$\vec{y}: Lh * \ddot{\theta} * \cos \theta - Lh * \dot{\theta} * \sin \theta - Lg * \ddot{\alpha} * \cos \alpha + Lg * \dot{\alpha} * \sin \alpha - Lp * \ddot{\alpha} * \sin \alpha - Lp * \dot{\alpha}^2 * \cos \alpha = \dot{v} \quad (4.15)$$

Pour déterminer l'accélération angulaire du genou, connaissant $\dot{\theta}$ et $\dot{\alpha}$, une combinaison linéaire des équations (4.14) et (4.15) est réalisée avec (4.14) * $\cos \theta$ + (4.15) * $\sin \theta$ et nous obtenons l'équation (4.16):

$$\ddot{\alpha} = \frac{Lh * \dot{\theta}^2 - Lg * \dot{\alpha}^2 * (-\cos \alpha \cos \theta + \sin \alpha \sin \theta) + Lp * \dot{\alpha}^2 * (\sin \alpha * \cos \theta + \cos \alpha * \sin \theta) - \ddot{\mu} * \cos \theta + \dot{v} * \sin \theta}{-Lg * (\sin \alpha * \cos \theta + \cos \alpha \sin \theta) + Lp * (\cos \alpha * \cos \theta - \sin \alpha \sin \theta)} \quad (4.16)$$

L'accélération angulaire de la hanche ($\ddot{\theta}$), peut être enfin déterminée connaissant $\ddot{\alpha}$, $\dot{\theta}$ et $\dot{\alpha}$. En utilisant l'équation (4.14), l'équation suivante (4.17) est obtenue :

$$\ddot{\theta} = \frac{-\ddot{\mu} + Lh * \dot{\theta}^2 * \cos \theta + Lg * (\ddot{\alpha} \sin \alpha + \dot{\alpha}^2 \cos \alpha) + Lp * (\dot{\alpha}^2 * \sin \alpha - \ddot{\alpha} * \cos \alpha)}{Lh * \sin \theta} \quad (4.17)$$

Notons que $\ddot{\mu}$ est l'accélération linéaire horizontale du coulisseau dans le cas de l'ergomètre linéaire ou de la pédale dans le cas de l'ergomètre cyclique et \dot{v} , l'accélération linéaire verticale de la pédale dans le cas de l'ergomètre cyclique. Étant donné l'architecture du mécanisme, ces accélérations, définies aux équations (4.18) et (4.19), dépendent de la course du mouvement ainsi que de la vitesse de rotation. Rappelons que v est nul dans le cas de l'ergomètre linéaire.

$$\left\{ \begin{array}{l} \mu = R * \cos \beta = R * \cos wt \\ \dot{\mu} = -R * w * \sin wt \\ \ddot{\mu} = -R * w^2 * \cos wt \end{array} \right\} \quad (4.18)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} v = R * \sin \beta = R * \sin wt \\ \dot{v} = R * w * \cos wt \\ \ddot{v} = -R * w^2 * \sin wt \end{array} \right\} \quad (4.19)$$

avec $w = \frac{N*\pi}{30}$, la vitesse de rotation en rad/s du bras de manivelle et R la longueur du bras de manivelle.

Enfin, grâce aux propriétés segmentaires et cinématiques définies, on calcul la force de réaction au pied (Cx) présentée en (Figure 4.9). On applique ainsi le PFD, où l'on isole la cuisse puis la jambe et on obtient les équations suivantes :

On isole la cuisse (Figure 4.8) :

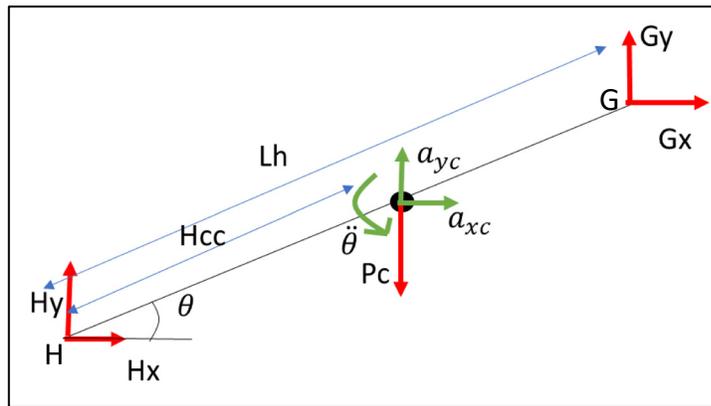


Figure 4.8 Schématisation de la cuisse avec décomposition des forces et des accélérations

On applique le PFD autour de l'axe z, au point H (Figure 4.8):

$$\sum \overline{M_{z/H}} = \ddot{\theta}_z * I_h \leftrightarrow \quad (4.20)$$

$$G_y * \cos \theta * L_h - G_x * \sin \theta * L_h - P_c * H_{cc} * \cos \theta = \ddot{\theta}_z * I_h$$

On obtient la relation simplifiée suivante :

$$G_y = G_x \tan \theta + a \text{ avec } a = P_c * \frac{H_{cc}}{L_h} + \frac{\ddot{\theta}_z * I_h}{\cos \theta * L_h} \quad (4.21)$$

On isole la jambe (Figure 4.9):

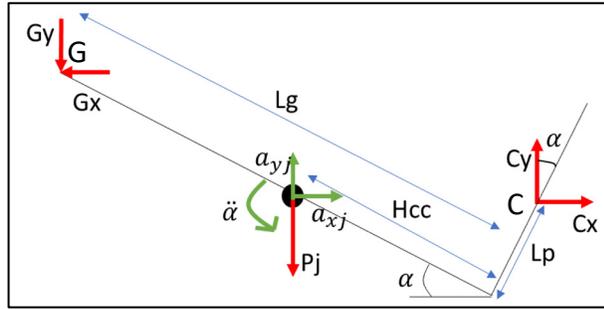


Figure 4.9 Schématisation de la jambe avec décomposition des forces et des accélérations

On applique le PFD au point C (Figure 4.9) :

$$\sum F_x = m_j * a_{xj} \leftrightarrow Cx - Gx = m_j * a_{xj} \quad (4.22)$$

$$\sum F_y = m_j * a_{yj} \leftrightarrow Cy - Gy = m_j * a_{yj} \quad (4.23)$$

$$\sum \overline{M_{z,c}} = \ddot{\alpha} * I_j \leftrightarrow Gy(Lg * \cos \alpha + Lp * \sin \alpha) + Gx(\sin \alpha * Lg - Lp * \cos \alpha) + Pj(Ccj * \cos \alpha + Lp * \sin \alpha) = \ddot{\alpha} * I_j \quad (4.24)$$

On incorpore (4.21) dans (4.24) et on obtient l'équation (4.25) :

$$Gx = \frac{I_g * \ddot{\alpha} - a(\cos \alpha * Lg + Lp * \sin \alpha) - Pj(\cos \alpha * Ccj + Lp * \sin \alpha)}{\tan \theta(Lg * \cos \alpha + Lp * \sin \alpha) - Lp * \cos \alpha + Lg * \sin \alpha} \quad (4.25)$$

D'après l'équation (4.22), une variable reste à déterminer pour calculer la force de réaction Cx. Il s'agit de l'accélération linéaire horizontale du genou en son centre de masse (a_{xj}). On considère P, comme le point du centre de masse de la jambe. Le point C correspond à celui défini à la Figure 4.9 et le point 0_0 correspond au centre de rotation du bras de manivelle (Figure 4.1 et Figure 4.2). La position du centre de masse du genou par rapport au centre de

rotation du bras de manivelle est déterminée, selon l'axe horizontal, puis une double dérivation est réalisée afin d'obtenir l'accélération linéaire horizontale du genou en son centre de masse (a_{xj}), définie par l'équation (4.26).

$$\begin{aligned}\overline{0_0P} &= \overline{OC} + \overline{CP} = \mu + Ccj * \cos \alpha + Lp * \sin \alpha \\ \vec{V}((P|0_0)) &= \frac{d(\overline{0_0P})}{d\alpha} = \dot{\mu} - CCj * \dot{\alpha} * \sin \alpha + Lp * \dot{\alpha} * \cos \alpha \\ \vec{A} (P|0_0) &= \frac{d(\vec{V}((P|0_0)))}{d\alpha} = \ddot{\mu} - CCj * \dot{\alpha}^2 \cos \alpha - CCj * \ddot{\alpha} \sin \alpha - Lp * \\ &\quad \dot{\alpha}^2 \sin \alpha + Lp * \ddot{\alpha} * \cos \alpha = a_{xj}\end{aligned}\tag{4.26}$$

Finalement, la force de réaction Cx peut être calculée par l'équation (4.22). Dans la littérature, cette force est exprimée en pourcentage du poids de la personne (4.27).

$$F = \frac{Cx}{m * g} * 100\tag{4.27}$$

Avec m, la masse du sujet en kg et g la constante gravitationnelle avec $g=9,81 \text{ m/s}^2$

4.1.4 Présentation de l'outil numérique

La Figure 4.10 et la Figure 4.11, présentent les deux interfaces réalisées pour calculer la dynamique des membres inférieurs dans l'ergomètre linéaire (Figure 4.10) et cyclique (Figure 4.11). Les données anthropométriques du sujet à étudier sont renseignées en premier lieu, dans la section Paramètre Patient (Figure 4.10 et Figure 4.11). Pour cela, il faut mesurer la longueur de la hanche, du grand trochanter au condyle, la longueur de la jambe, du condyle au plat du pied et la masse du sujet. Il faut ensuite entrer 4 paramètres de configurations, à savoir l'angle d'extension maximal du genou, la cadence du mouvement, la hauteur de l'ergomètre par rapport au matelas et la position du pied (Lp). L'impact de ces paramètres sur la performance du mouvement sera analysé au Chapitre 5.

Grâce à ces données d'entrée, on peut déterminer la distance du grand trochanter par rapport au centre de la manivelle (d), la longueur du bras de manivelle (R) et la force de réaction maximale en pourcentage du poids du patient (4.27). Ces trois réponses sont surlignées en jaune dans la Figure 4.10 et la Figure 4.11. Enfin, l'allure en flexion/extension de la hanche et du genou ainsi que l'évolution de la force de réaction sont représentées en bleu (Figure 4.10 et la Figure 4.11) pour un cycle, c'est-à-dire pour une rotation complète du bras de manivelle. Notons que la cinématique de la hanche et du genou est comparée à celle de la marche (représentée en orange) afin d'évaluer la similarité de la cinématique des membres inférieurs de l'ergomètre linéaire et cyclique avec la marche.

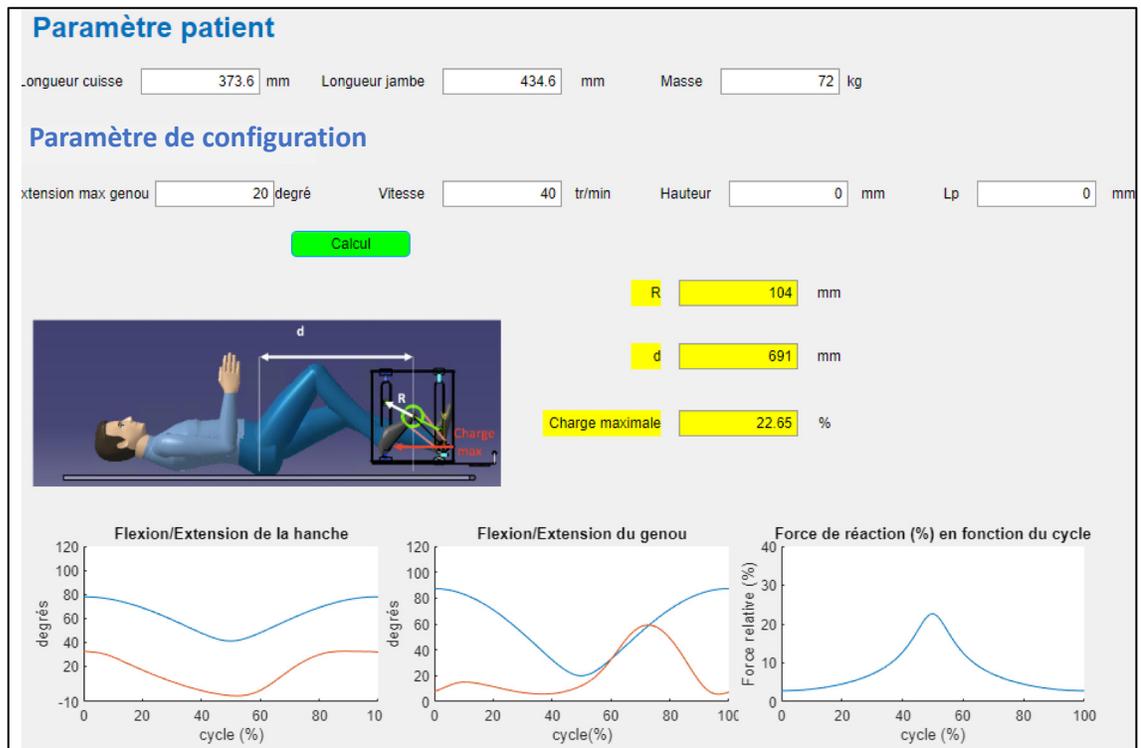


Figure 4.10 Interface développée pour l'ergomètre linéaire

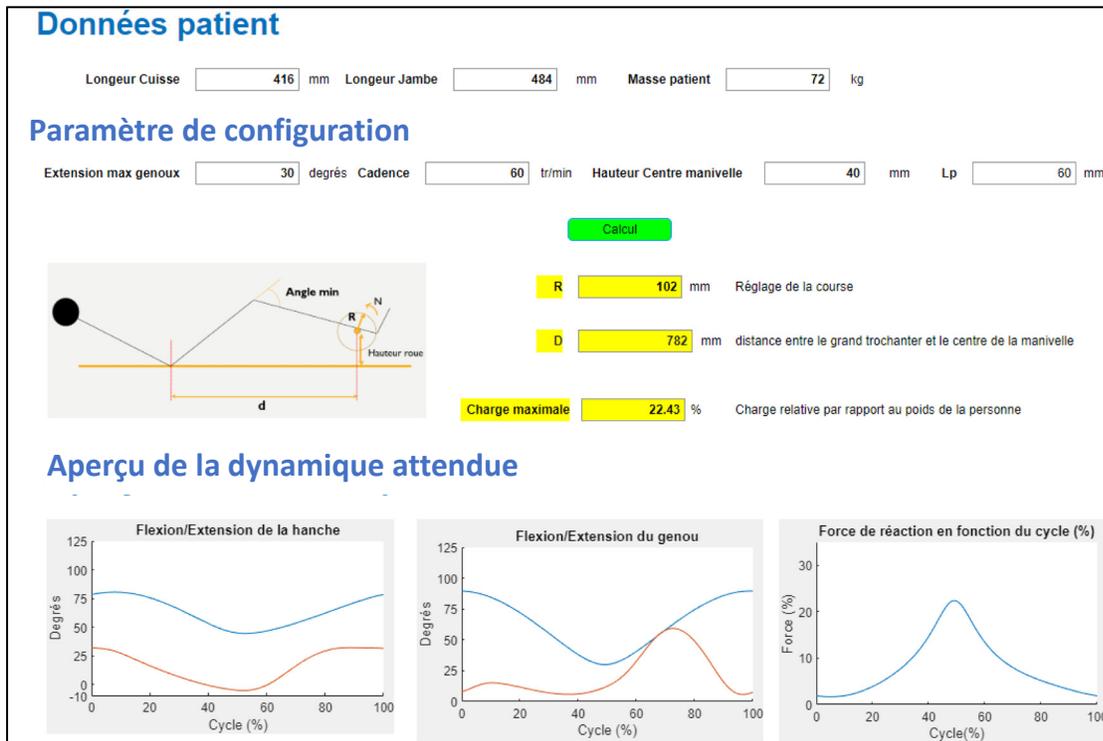


Figure 4.11 Interface développée pour l'ergomètre cyclique

4.1.5 Conclusion

Dans cette partie, un outil de calcul dynamique des membres inférieurs a été développé et se présente sous forme de deux interfaces, une pour un ergomètre de type linéaire (Figure 4.10) et l'autre pour un ergomètre de type cyclique (Figure 4.11). De par cet outil numérique, il est possible de savoir comment régler la longueur du bras de manivelle (R) et où placer le patient par rapport à l'ergomètre (d), connaissant les paramètres d'entrée. De même, la cinématique de la hanche et du genou et l'évolution de la force de réaction peuvent être déterminées au cours de la mobilisation. Cela permettra notamment d'évaluer les performances de chacun des deux ergomètres, définies par le barème d'évaluation (Tableau 3.3). Cependant, du fait des hypothèses simplificatrices choisies, il semble nécessaire d'évaluer la fiabilité de ce modèle.

4.2 Évaluation de l'outil de simulation de la dynamique des membres inférieurs

Cette section vise à vérifier si les résultats obtenus à l'aide de l'outil de simulation dynamique des membres inférieurs dans un ergomètre, développé à la section 4.1, sont valides. Cet outil sera surnommé « outil numérique » par la suite afin de faciliter la compréhension. N'ayant qu'à disposition un ergomètre de type cyclique à mobilisation passive, seule la mobilisation passive avec ce type d'ergomètre a été étudiée. Une expérience sur un ergomètre cyclique a déjà été conduite par Chammakhi (2023). Les résultats obtenus lors de cette expérience ont donc été repris. Afin de reproduire les conditions d'une mobilisation précoce des blessés médullaires, l'ergomètre cyclique a été utilisé en position couché, avec le tronc incliné à 15°. Pour étudier la fiabilité de l'outil numérique, deux objectifs ont été définis. Tout d'abord, la cinématique résultante de l'outil numérique est comparée avec celle d'un ergomètre cyclique afin d'évaluer si les résultats théoriques sont représentatifs de la cinématique réelle de l'ergomètre. Enfin, l'aptitude de l'outil numérique à déterminer une force de réaction maximale, similaire à celle obtenue expérimentalement, est évaluée.

4.2.1 Analyse des données de l'expérience de Chammakhi (2023)

La Figure 4.12 est un exemple d'utilisation de l'ergomètre cyclique passif dans le cadre de l'expérience de Chammakhi (2023). On peut voir que le mouvement se pratique en position allongée, avec le tronc incliné à 15° par un coussin gonflable (Figure 4.12).

L'expérience réalisée sur un ergomètre cyclique passif par Chammakhi (2023) inclut 17 participants, mais les résultats de 10 participants (6 femmes, 4 hommes) ont été étudiés, du fait de données manquantes, pour les besoins de la présente étude. L'âge moyen des participants était de $26,8 \pm 2,4$ ans (de 22 à 37 ans). Le poids moyen était de $61,1 \pm 7,7$ kg (de 47,2 à 74,4kg) et la taille moyenne était de $168,5 \pm 5,4$ cm (de 159,5 à 177 cm). Le protocole a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'ETS.

Un système Optitrack à 16 caméras avec des corps rigides (Figure 4.12) a été utilisé pour mesurer la cinématique des membres inférieurs et des semelles de forces sans fil F-Scan

(Tecskan, US) ont été utilisées pour évaluer la force de réaction lors de l'utilisation de l'ergomètre cyclique. Le protocole expérimental ne sera pas détaillé dans ce mémoire, mais il est possible de se référer au mémoire réalisé par Chammakhi (2023) pour plus de détails. Pour la cinématique, seulement les données en flexion/extension de la hanche et du genou ont été analysées.

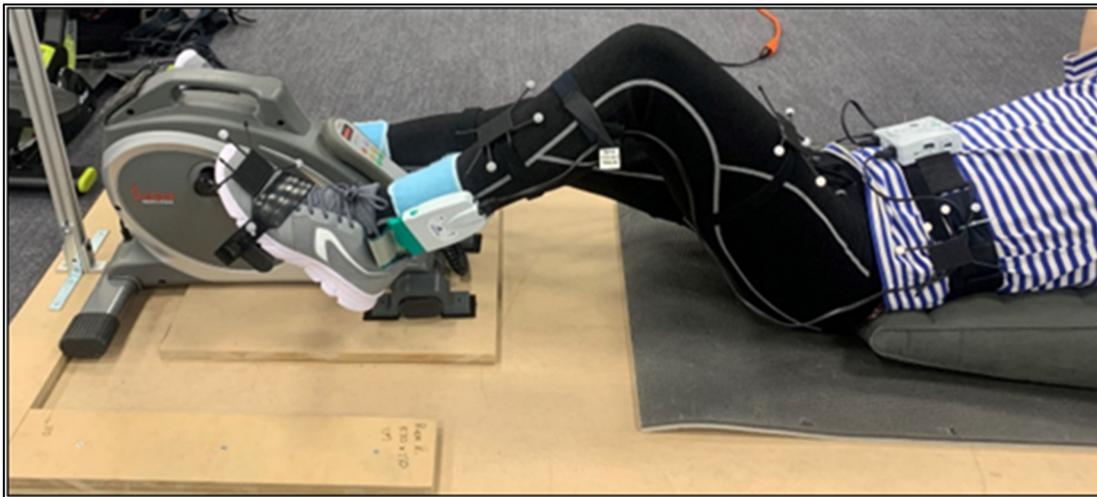


Figure 4.12 Exemple d'utilisation de l'ergomètre cyclique par un sujet
Tirée de Chammakhi (2023)

L'angle de la hanche est défini comme l'angle du fémur par rapport au tronc et celui du genou comme l'angle du tibia par rapport au fémur. Au cours de l'expérience, chaque patient avait le tronc incliné de 15° à l'aide d'un coussin gonflable (Figure 4.12). Les données cinématiques de la hanche, normalisées par Chammakhi (2023), ont été déterminées entre le corps rigide du fémur et celui du bassin. Cependant, pour chaque participant, l'orientation du corps rigide du bassin varie, et celui-ci n'est pas orienté dans l'axe du tronc. Ainsi, pour prendre des angles de hanche normalisés, c'est-à-dire du fémur au tronc, les angles (autour de l'axe z) du corps rigide du fémur par rapport au repère global (au sol) ont été extraits, auxquels est ajouté un angle de 15° , correspondant à l'inclinaison du tronc de chaque participant (Figure 4.13). L'angle du genou correspond à l'angle du fémur par rapport au repère global soustrait à l'angle du tibia par rapport au repère global, dans le plan sagittal (Figure 4.13). Les rotations des corps rigides suivants l'axe z peuvent être directement extraites, puisque selon le repère utilisé par

Chammakhi (2023) et la matrice de transformation définie par Eberly (1999) (4.28), la flexion/extension des corps rigides ne dépend que des composantes en z de la matrice de transformation (4.29) :

Selon le repère utilisé par Chammakhi (2023) : RzRxRy avec $R=[r_{ij}]$, une matrice de rotation, avec $0 \leq i, j \leq 2$,

$$\begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_y c_z - s_x s_y s_z & -c_x s_z & c_z s_y + c_y s_x s_z \\ c_z s_x s_y + c_y s_z & c_x c_z & -c_y c_z s_x + s_y s_z \\ -c_x s_y & s_x & c_x c_y \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

Tirée de Eberly (1999)

$$\theta_z = \text{atan}(-r_{01}, r_{11}) = \text{atan}(c_x s_z, c_x c_z) \quad (4.29)$$

Tirée de Eberly (1999)

avec $s_a = \sin \theta_a$; $c_a = \cos \theta_a$

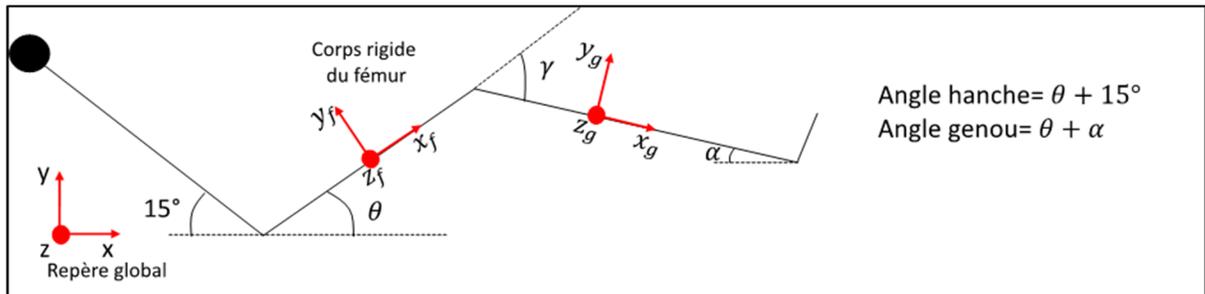


Figure 4.13 Représentation des repères des corps rigides pour le calcul de la cinématique de la hanche et du genou

Une fois les données extraites, les cycles ont été délimités. La même méthode que celle utilisée par Chammakhi (2023) a été choisie. La distance du pied est utilisée comme référence, en posant que le début d'un cycle commence lorsque la distance en x du pied est minimale, c'est-à-dire le point le plus antérieur des révolutions consécutives (Damiano et al., 2011). La distance du pied est définie comme sa distance par rapport au grand trochanter. Chaque cycle obtenu est ensuite normalisé à 100 valeurs (de 0 à 100%). Enfin, la cinématique moyenne (moyenne

des cycles) et l'écart type ont été calculés. Les pics articulaires ainsi que l'amplitude ont aussi été extraits.

4.2.2 Analyse des données de l'outil numérique

L'outil numérique développé dans la partie 4.1, a été utilisé et comparé avec les résultats de l'expérience de Chammakhi (2023). Des données anthropométriques et des mesures prises sur l'ergomètre cyclique dans le cadre de l'étude de Chammakhi (2023) ont été utilisées, à savoir :

- La longueur de la cuisse (L_h) : du grand trochanter jusqu'au condyle
- La longueur de la jambe (L_g) : du condyle jusqu'au plat du pied
- La position du pied sur la pédale qui est définie comme l'entraxe entre l'axe de la jambe et le point de contact (Liaison pivot) entre le pied et la pédale (L_p) (Figure 4.2)
- La masse du patient (m)
- L'angle minimal du genou obtenu expérimentalement (γ_{min})
- La longueur du bras de manivelle (R) (Figure 4.2) et la hauteur du centre de rotation du bras de manivelle par rapport au sol (h) (Figure 4.2) qui sont similaires pour tous les sujets
- La cadence (N) du système de transmission

L'outil numérique a pris en entrée l'ensemble de ces données. Les résultats, soit, la cinématique en flexion-extension de la hanche, celle du genou et la force de réaction maximale, ont été comparés à ceux obtenus par l'expérience de Chammakhi (2023). Pour cela, les critères de comparaison ont été définis.

Pour comparer la cinématique de la hanche et du genou entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique, l'analyse CORA (Bailly et al., 2020), une analyse de corrélation, a été utilisée. Dans la littérature, l'indice CORA a été utilisé pour l'analyse d'impact, pour évaluer la similarité d'une simulation par rapport à l'expérimentation (Bailly et al., 2020) ainsi que pour évaluer la similarité entre deux courbes de cinématiques articulaires (Mo et al., 2021).

L'indice CORA est un indice compris entre 0 (la cinématique des deux modèles est très éloignée) et 1 (la cinématique des deux modèles est similaire). Un CORA supérieure à 0,65 signifie une bonne approximation du modèle théorique (Bailly et al., 2020 ; Cesari et al., 2001). Le CORA est la somme de 3 critères : le critère de forme (cf), le critère de taille (ct) et la cote corridor (cc). Le critère de forme (cf) et de tailles (ct) sont définies par les équations (4.30) et (4.31) selon Barker et al. (2017).

La cote de forme (cf) compare la pente et la variation de la pente entre la courbe expérimentale $x(t)$ et la courbe théorique $y(t)$ (Bailly et al., 2020).

$$cf = \frac{\sum_{i=1}^n x(t_{min} + (m + i) * \Delta t) * y(t_{min} + i * \Delta t)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n x^2(t_{min} + (m + i) * \Delta t) * \sum_{i=0}^{n-1} y^2(t_{min} + i * \Delta t)}} \quad (4.30)$$

Tirée de Barker et al. (2017)

La cote de taille (ct) compare l'aire sur chacune des deux courbes à comparer, ici $x(t)$ et $y(t)$ (Bailly et al., 2020).

$$ct = \frac{\sum_{i=1}^n y^2(t_{min} + i * \Delta t)}{\sum_{i=1}^n x^2(t_{min} + i * \Delta t)} \quad (4.31)$$

Tirée de Bailly et al. (2020)

Avec $x(t)$, la courbe expérimentale ; $y(t)$, la courbe théorique; m le déphasage temporel qui n'intervient pas dans notre cas ($m=0$), $\Delta t=1$ l'incrément temporel avec $\Delta t = 1$; i , un entier allant de 1 à 100 et n le nombre de point de mesure soit 100 points ($n=100$)

La cote corridor est un critère compris entre 0 et 1. Elle est égale à 1 lorsque la courbe théorique est comprise dans l'intervalle à ± 1 écart type et 0 si elle est en dehors de l'intervalle expérimental à ± 2 écarts types (Bailly et al., 2020). Pour les points où les données théoriques comprises entre 1 et 2 écarts types, « une relation linéaire entre 0 (en dehors d'un écart type)

et 1 (égal à un écart type) a été calculée » (Bailly et al., 2020) . La cote corridor finale est la moyenne de chaque point de mesure.

Les données cinématiques de l'ergomètre expérimental et de l'outil numérique ont aussi été comparées à l'aide de l'écart quadratique moyen (RMS). Dans notre cas, il s'agit de l'écart quadratique moyen de la différence entre les angles moyens des deux configurations (Équation (4.32)). Il permet de quantifier la différence d'étendue entre chacune des configurations. Le coefficient de Pearson a aussi été utilisé en complément du coefficient de forme pour évaluer la similitude entre la forme de chaque signal. Les pics d'amplitude ainsi que l'amplitude articulaire ont été relevés pour chaque configuration.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_1^n y(t)^2} - \sqrt{\frac{1}{n} \sum_1^n x(t)^2} \quad (4.32)$$

Pour comparer les forces de réactions, comme spécifié dans le cahier des charges, les forces de réactions maximales de l'expérience réalisée par Chammakhi (2023) et de l'outil numérique (Équation (4.27)) ont été extraites pour chaque sujet .

Les valeurs des données du groupe expérimental et de l'outil numérique étant appariées, un test de Student apparié a été réalisé pour chacune des réponses afin de comparer la dynamique résultante de l'outil numérique par rapport à l'ergomètre expérimental ($p < 0,05$). Lorsque la loi de normalité n'était pas assurée, un test de Wilcoxon a été réalisé.

4.2.3 Résultat

4.2.3.1 Similarité cinématique entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique

Les moyennes des différents critères d'évaluation pour les 10 participants sont présentées au Tableau 4.1. Les courbes en flexion-extension de la hanche et du genou avec l'outil numérique (ligne rouge; pointillé rouge=SD) et avec l'ergomètre expérimental (ligne noire; bande

grise=SD) sont présentées en Figure 4.14. Le score de degré de similitude (CORA) était 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 (Tableau 4.1). Ces scores moyens étant supérieurs à 0,65, l'ajustement de l'outil numérique par rapport à l'ergomètre expérimental peut être considéré comme bon (Cesari et al., 2001). Notons que le coefficient de forme et le coefficient de Pearson sont toujours égaux à 1 soulignant la similarité très forte de la variation des angles articulaires entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique (Figure 4.14).

Tableau 4.1 Critère d'évaluation entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique $\bar{X}(SD)$

	ct	cf	cc	cora	RMS	R	R ²
Hanche	0,88 (0,05)	1	0,14 (0,11)	0,67 (0,05)	4,92 (1,47)	1	0,99 (0,01)
Genou	0,82(0,07)	1	0,23 (0,1)	0,68 (0,06)	8,07 (2,8)	1 (0,01)	0,99 (0,01)

Le coefficient de taille est en moyenne de $0,88 \pm 0,05$ pour la hanche et de $0,82 \pm 0,07$ pour le genou (Tableau 4.1). Cela démontre que les aires sous les deux courbes sont très proches (Figure 4.14). Cela s'exprime aussi par un RMS de $4,92 \pm 1,47^\circ$ pour la cinématique de la hanche et un RMS de $8,07 \pm 2,8^\circ$ pour la cinématique du genou (Tableau 4.1), expliquant un coefficient de taille moindre pour le genou. Autrement dit, les étendues articulaires du genou et notamment de la hanche sont proches entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique, mais non parfaitement similaire.

Enfin, la cote corridor est en moyenne de $0,14 \pm 0,11$ pour la hanche et de $0,23 \pm 0,11$ pour le genou (Tableau 4.1), ce qui explique un CORA moindre et qui montre que les courbes ne se superposent pas. Avec un coefficient de forme et de taille aussi élevé, une cote corridor élevée est attendue. Cependant, les écarts types sont assez faibles ($\sim 1^\circ$) pour la hanche et le genou. Ainsi les courbes doivent quasiment être superposées pour avoir un cc élevé.

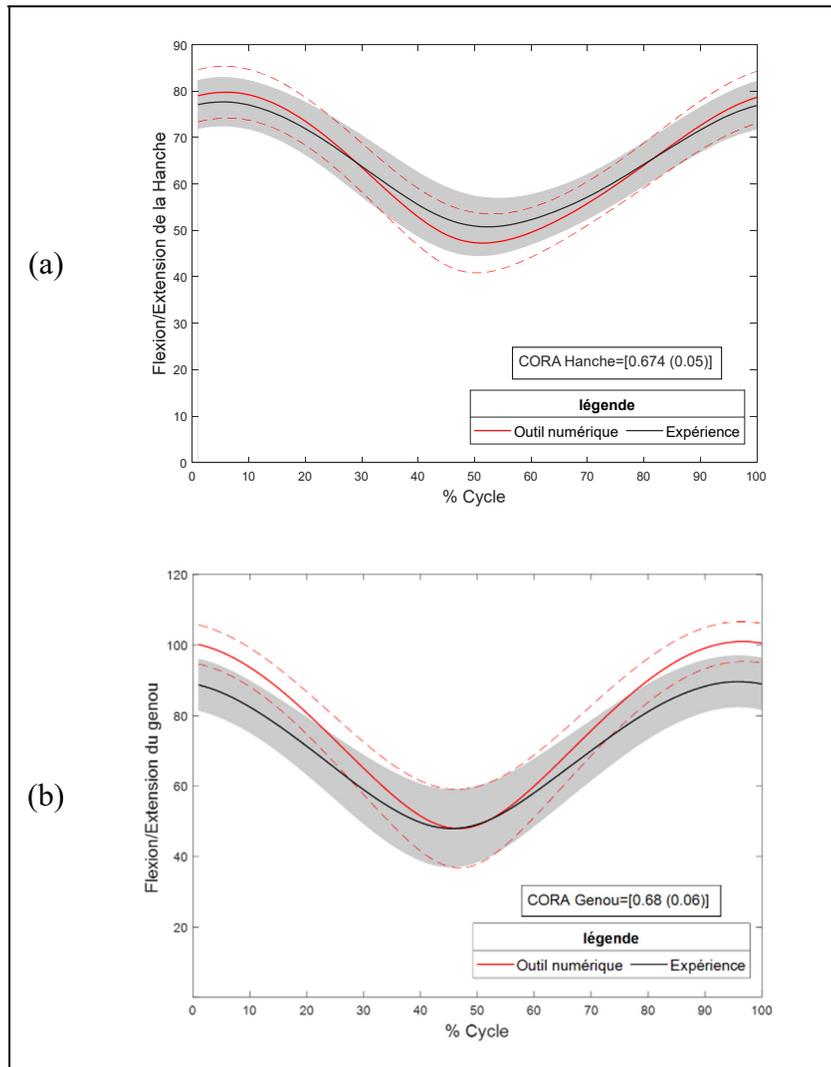


Figure 4.14 Cinématique articulaire dans le plan sagittal (degrés) de la hanche (a) et du Genou (b) avec l'ergomètre expérimental (ligne noire; bande grise=SD) et l'outil numérique (ligne rouge; pointillé rouge=SD)

Les étendues articulaires pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique, moyennées aux 10 participants, sont présentées au Tableau 4.2 et schématisées à la Figure 4.15. L'outil numérique présente une extension de la hanche plus grande que l'ergomètre expérimental ($p < 0,05$) (Figure 4.15-(a)) avec une différence des moyennes de $3,43 \pm 1,02^\circ$ ainsi qu'une amplitude plus importante avec une différence de $5,36 \pm 1,49^\circ$ (Tableau 4.2). L'outil numérique présente une extension du genou similaire, mais une flexion du genou plus grande

que l'ergomètre expérimental ($p < 0,05$) (Figure 4.15-(b)) avec une différence des moyennes de $11,41 \pm 1,54$ ° (Tableau 4.2). Cette différence souligne une différence systématique et non négligeable et concorde avec les valeurs des coefficients de taille et les valeurs de RMS.

Tableau 4.2 Amplitudes et excursions extrêmes de la hanche et du genou pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique, moyennées aux 10 participants

Articulation		$\bar{X}(SD)$ Angle (°) ^a		
		Ergomètre expérimental	Outil numérique-immobilisation cheville	Outil numérique-mobilisation cheville
Hanche	Extension maximale	50,6 (6,3)	47,2 (6,3) ^b	49 (6,5)
	Flexion maximale	77,7 (5,2)	79,8 (5,6)	73,9 (5,4)
	Amplitude	27,0 (3,1)	32,6 (3,5) ^b	24,9 (2,6)
Genou	Extension maximale	47,9 (11,2)	47,9 (11,2)	47,9 (11,2)
	Flexion maximale	89,6 (7,5)	101,0 (5,6) ^b	92,8 (6,6)
	Amplitude	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

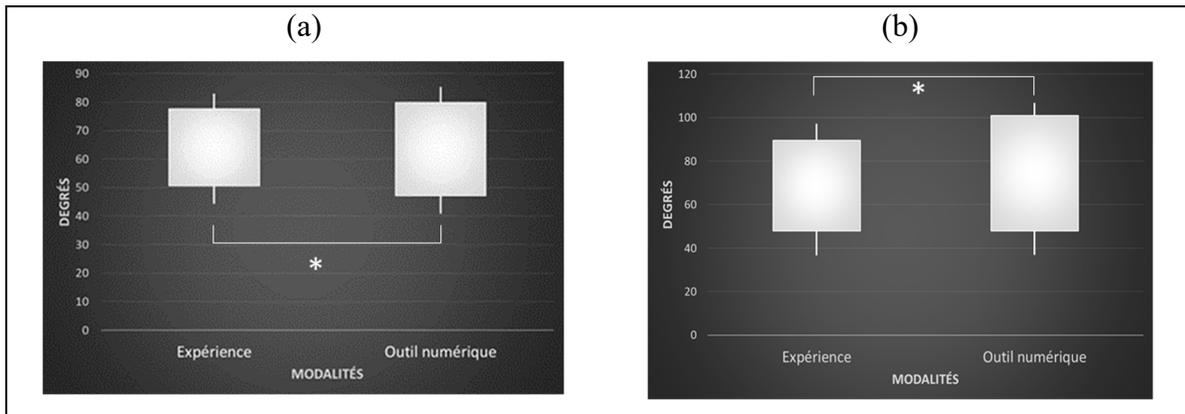


Figure 4.15 Étendue de la hanche (a) et du genou (b) dans le plan sagittal pour chaque modalité (ergomètre expérimental et outil numérique). Les * indiquent une différence statistiquement significative ($p < 0,05$)

On suppose que cette différence significative est principalement due à l'immobilisation de la cheville dans l'outil numérique. Pour vérifier cette hypothèse, les données cinématiques normalisées de la cheville pour chaque participant ont été extraites. Cependant, les données angulaires de la cheville obtenues par Chammakhi (2023) semblent très éloignées des étendues et amplitudes qu'on peut retrouver dans la littérature (Mats O. Ericson, Nisell, & Németh, 1988 ; Yum, Kim, Lee, Park, & Lee, 2021). Chammakhi (2023), explique l'origine possible de ces différences par le positionnement du corps rigide sur les orteils. Il a donc été supposé que chaque participant présente une cinématique de cheville typique. Pour cela, les données cinématiques moyennes de la cheville obtenues par Yum et al. (2021), ont donc été prises comme référence, dont l'étendue varie entre 9 et -19° . En prenant en compte la mobilisation de la cheville, de nouvelles amplitudes articulaires sont obtenues (Figure 4.16).

Étant donné cette limitation, aucune différence significative n'est à noter ($p > 0,05$) pour les flexions et extensions maximales et les amplitudes entre l'outil numérique et l'ergomètre expérimental pour les deux articulations (Tableau 4.2) (Figure 4.16). La flexion moyenne maximale du genou est passée de $101,0 \pm 5,6^\circ$ à $92,8 \pm 6,6^\circ$ et l'extension de la hanche est passée de $47,2 \pm 6,3^\circ$ à $49 \pm 6,5^\circ$ lorsque la cheville est considérée comme mobile (Tableau 4.2). Ainsi, l'immobilisation de la cheville semble bien à l'origine de ces différences d'étendue. Il est possible de constater, à partir de ces observations, que l'amplitude du genou et, dans une

moindre mesure, celle de la hanche sont significativement augmentées lorsque la cheville est immobilisée. Ces résultats peuvent aussi signifier que les participants présentaient une cinématique typique de la cheville.

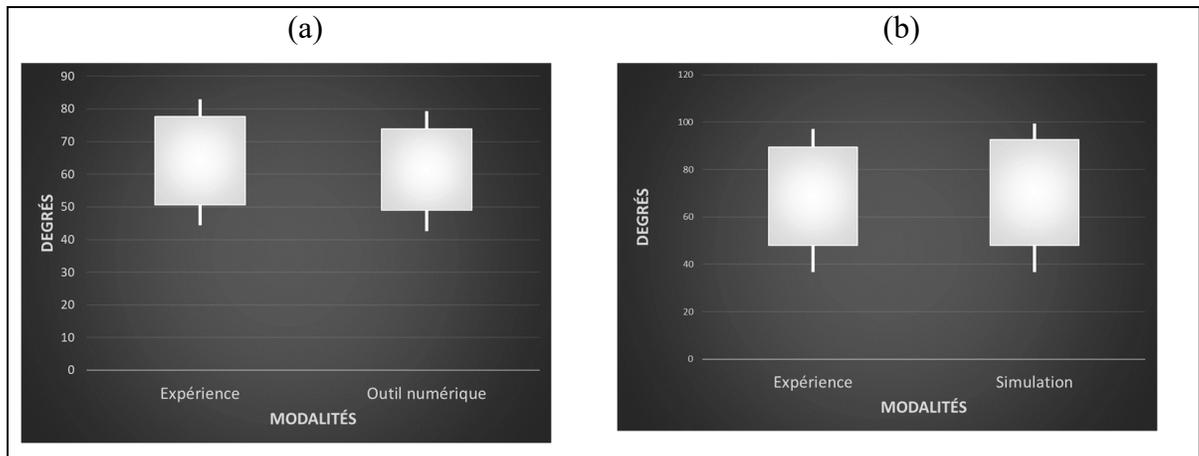


Figure 4.16 Étendue de la hanche (a) et du genou (b) pour l'expérience et l'outil numérique avec mobilisation de la cheville

4.2.3.2 Force de réaction maximale

La Figure 4.17 présente la force de réaction maximale entre l'ergomètre expérimental et l'outil numérique. L'outil numérique présente une force significativement plus grande que l'ergomètre expérimental ($p < 0,05$), avec une différence des moyennes de $7,78 \pm 2,11\%$ (Figure 4.17).

Le Tableau 4.3 présente le moment du cycle (0 à 100%) où la force de réaction est maximale. En mobilisation passive, cette force de réaction doit être maximale au moment où la pédale « pousse » la jambe alors que celle-ci est à son extension maximale. Comme calculée par l'outil numérique, cette force est maximale à 47% du cycle. Cependant, pour l'ergomètre expérimental, le moment du cycle où la force de réaction est maximale, varie d'un sujet à un autre, de 10 à 88% du cycle de pédalage (Tableau 4.3). Cette observation suggère un contrôle ou réflexe actif des participants sur le mouvement, pouvant expliquer la différence de force de réaction entre l'outil numérique et l'ergomètre expérimental.

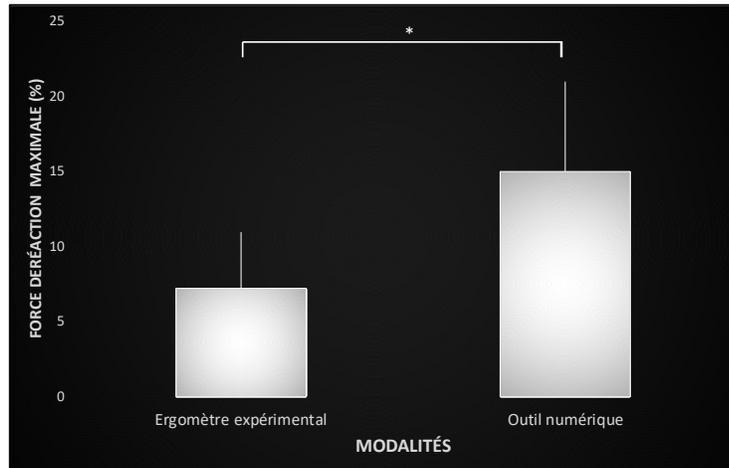


Figure 4.17 Force de réaction maximale moyennée à tous les participants pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique

Tableau 4.3 Moment (0 à 100%) où la force de réaction est maximale pour l'ergomètre expérimental et l'outil numérique

Participants	Moment du cycle où la force de réaction est maximale	
	Ergomètre expérimental	Outil numérique
1	41	47
2	11	
3	10	
4	39	
5	10	
6	17	
7	41	
8	88	
9	27	
10	71	

4.2.4 Conclusion

Alors que la mobilisation précoce des blessés médullaires est encore mal comprise, un outil numérique capable de calculer la cinématique de la hanche et du genou et la force de réaction maximale a été développé et comparé à des données expérimentales d'un ergomètre cyclique passif en position allongée. D'après les résultats obtenus, la cinématique des membres inférieurs calculée par l'outil numérique est similaire à celle de l'ergomètre expérimental, où les principales différences semblent s'expliquer par l'immobilisation de la cheville dans l'outil numérique. Il n'en est cependant pas de même pour la détermination de la force de réaction maximale, où les résultats de l'ergomètre expérimental et de l'outil numérique étaient significativement différents. Il faut ainsi prendre en considération, que la force de réaction maximale calculée par l'outil numérique n'est pas forcément représentative de la force réelle. Il sera supposé que les conclusions liées à la validité de l'outil numérique de l'ergomètre cyclique s'étendent à l'outil numérique de l'ergomètre linéaire. L'outil numérique a ainsi été utilisé sur l'ergomètre cyclique et linéaire, pour déterminer lequel des deux est le plus performant.

CHAPITRE 5

ÉVALUATION DES PERFORMANCES DE L'ERGOMÈTRE LINÉAIRE PROPOSÉ

Dans ce chapitre, les performances de l'ergomètre linéaire proposé sont évaluées et comparées à celles de l'ergomètre cyclique. Les performances de l'ergomètre ont été définies dans le cahier des charges comme la similarité de la dynamique de la hanche et du genou avec la marche naturelle. Ces performances peuvent cependant varier selon les paramètres de configuration choisie, c'est-à-dire sur la façon d'installer le patient et de régler l'ergomètre. Ainsi, l'influence des paramètres de configuration sur la performance de l'ergomètre linéaire (5.2.2) et de l'ergomètre cyclique (5.2.3) est évaluée, grâce à un plan expérimental et à l'outil numérique développé. Puis, une étude de désirabilité (5.2.4), a permis de définir dans quelle configuration chacun des deux ergomètres est le plus performant. Enfin, les performances des deux ergomètres sont comparées dans leur condition optimale respective (5.2.5).

5.1 Méthode

Pour évaluer la performance des deux ergomètres, la dynamique de la hanche et du genou des deux ergomètres (courbe théorique) a été comparée à celle de la marche (courbe expérimentale) qui correspondent aux six premières spécifications techniques du cahier des charges (3.3.4.1). Les données dynamiques des deux ergomètres ont été obtenues grâce à l'outil numérique développé. Les données cinématiques de la marche sont tirées de l'étude de Mentiplay et al. (2018), qui ont réalisé une analyse du mouvement pour 36 participants sains à plusieurs vitesses différentes.

Comme spécifié dans le cahier des charges, le coefficient de taille (Équation (4.31)), un critère du CORA, et l'écart quadratique moyen (RMS) (Équation (4.32)) ont été utilisés pour évaluer la différence d'étendue de la hanche et du genou entre les deux ergomètres et la marche naturelle (Tableau 3.3). L'analyse CORA n'a pas été utilisée dans son ensemble. En effet, une étude préliminaire a montré que le coefficient de forme (cf) était sensible à une différence d'étendue. De ce fait, il n'était pas adapté d'utiliser le CORA dans notre étude, où les

différences d'étendues avec la marche pouvaient être grandes. Le coefficient de corrélation de Pearson a ainsi été calculé pour évaluer la similarité de forme entre deux courbes cinématiques, de la marche vis-à-vis de l'un des ergomètres (Tableau 3.3). La force maximale de réaction, relative à la masse d'un sujet (Équation (4.27)) a aussi été calculée. Cette force est à maximiser, sans qu'elle ne dépasse 50% de la masse du patient (Tableau 3.3). Le coefficient de corrélation de Pearson a aussi été utilisé afin d'évaluer le degré de similarité hanche/genou pour la marche et les deux ergomètres. Ce critère est compris entre -1 et 1, où un coefficient proche de 1 indique que le genou et la hanche bougent en phase et un coefficient proche de -1 signifie qu'ils bougent en opposition.

En se basant sur les équations (4.1), (4.2), (4.22) et (4.25), les performances des deux ergomètres dépendent de quatre paramètres de configuration (Figure 5.1) : la hauteur de l'appareil par rapport au matelas (h), l'angle d'extension maximale du genou (γ_{\min}), la position du pied sur la pédale (L_p) et la cadence du mouvement (N). Un plan factoriel complet à quatre facteurs et deux modalités (2^4) a donc été utilisé afin d'étudier l'influence des paramètres de configuration sur les performances de chacun des deux ergomètres (Tableau 5.1). Avec une étude de désirabilité, la configuration d'utilisation optimale pour l'ergomètre linéaire et cyclique a été définie. Cela a permis de comparer les performances des deux ergomètres dans leur configuration optimale respective. Les deux modalités du plan d'expérience constituent les valeurs minimales et maximales de chacun des facteurs.

La hauteur h varie entre -80 et 150 mm pour l'ergomètre linéaire (Figure 5.1-(a)). Les matelas préventifs ont une épaisseur allant de 130 à 210 mm (Gambin & Le Beau, 1996). Ces matelas peuvent se gonfler et dégonfler à plusieurs endroits pour assurer le confort du patient et éviter les plaies de pression. Il est considéré que le matelas peut se dégonfler de 100 mm au niveau des jambes. Une hauteur de 20 mm du talon par rapport au matelas est définie pour éviter son frottement. C'est ainsi que la limite inférieure a été définie. La limite supérieure a été définie à 150 mm, car au-delà, la flexion de hanche dépasse 90° . En prenant les mêmes considérations, pour le vélo, la hauteur varie entre 26 et 150 mm (Figure 5.1-(b)). Pour le vélo, étant donnée

la longueur de ce bras de manivelle, la hauteur minimale est de 26 mm pour que le pied ne vienne pas froter le matelas.

La cadence (N) varie entre 40 et 60 tr/min (Figure 5.1-(4)). Ce sont les cadences couramment utilisées en clinique. L'extension maximale du genou varie entre 20 et 54° (Figure 5.1-(2)). La limite de 20° a été définie dans le cahier des charges (contrainte). La limite supérieure a été définie de manière que, au-delà de cette valeur, la flexion de hanche dépasse les 90°. Enfin, la distance L_p varie entre 0 et 60 mm (Figure 5.1-(3)). À 0 mm, l'attache avec le support de pied est dans l'axe de la jambe. 60 mm est le réglage actuellement utilisé sur l'ergomètre cyclique. Cette valeur n'a pas été augmentée, car selon les conseils du chirurgien Jean-Marc Mac Thiong, l'attache avec le support de pied, doit se faire près de l'axe de la jambe.

Le Tableau 5.1 présente l'ensemble des facteurs, leur modalité et les réponses à calculer. Avec quatre facteurs et deux modalités, 16 configurations se présentent au total, d'où l'appellation de plan expérimental 2^4 complet sans répétition (Tableau 5.1). Chaque modalité prend comme valeur -1 (limite inférieure) ou +1 (limite supérieure) afin de pouvoir utiliser le logiciel d'analyse JMP.

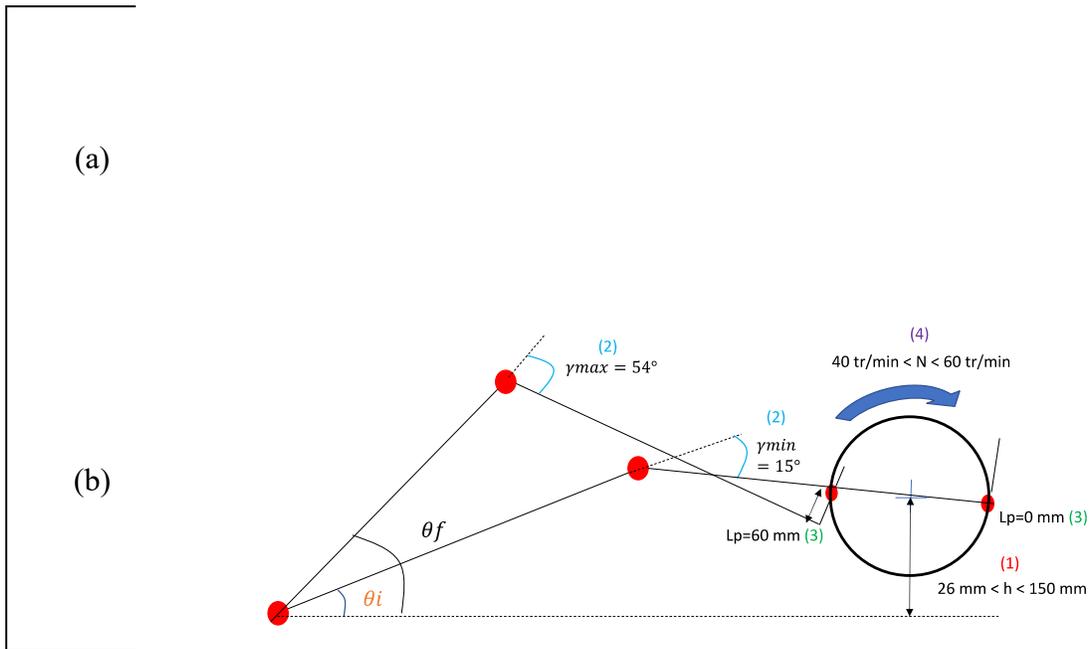


Figure 5.1 Définitions des 4 paramètres de configurations pour l’ergomètre linéaire (a) et l’ergomètre cyclique (b): hauteur-h (1) ; Angle d’extension maximal du genou (2); Position du pied sur la pédale- L_p (3); Vitesse-N (4)

Tableau 5.1 Définition des facteurs, de leurs modalités et des réponses du plan expérimental Adapté de Diotalevi (2007)

Facteurs		Modalités	
Étiquette	Unité	-1	+1
Hauteur	mm	-80-stepp / 26-vélo	150
γ	degrés	15	54
p	mm	0	60
N	Tr/min	40	60
Réponse		Modalités	
Ct	-	Sans modalités	
RMS	degrés		
R	-		
Force maximale de réaction (%)	%		

Ce plan d'expérience a été réalisé pour des sujets de tailles et de masses diverses afin d'évaluer leur potentiel influence sur les performances de l'ergomètre linéaire et cyclique. L'étude a été réalisée pour le 5^e, 50^e et 95^e percentile de la population nord-américaine où les tailles et les poids respectifs sont spécifiés dans le Tableau 3.5. Un test de Student apparié a été réalisé pour évaluer une éventuelle influence de la taille ou de la masse sur les résultats du plan d'expérience.

5.2 Résultats

L'étude de l'influence de la taille et de la masse d'un individu sur la performance de la mobilisation, avec un ergomètre linéaire et un ergomètre cyclique, est présentée en premier lieu. Selon, un test de Student apparié, la taille (5^e, 50^e et 95 percentiles) n'a pas d'influence significative sur la cinématique du mouvement. Elle a cependant un effet significatif ($p < 0,05$) sur la force de réaction maximale, mais cette différence est inférieure à 1%. De plus, la masse d'un sujet n'a pas d'effet significatif sur la force de réaction maximale. Cela est dû au fait que, la force de réaction est calculée en pourcentage du poids du corps. Il sera ainsi considéré que les résultats obtenus sont identiques pour toute la population. Les résultats, présentés par la suite, correspondent à une personne de 170 cm et 72 kg.

5.2.1 Validité du plan complet

Avant d'analyser le plan complet, il faut que les résultats de mesures respectent plusieurs conditions : « Les résidus suivent une loi normale; La variance des résultats de mesure doit être homogène; Les échantillons doivent être indépendants » (Diotalevi, 2007). Ces 3 conditions sont vérifiées à l'aide de la Figure 5.2. Lorsque l'on trace les valeurs observées en fonction des valeurs prévues, les points sont proches et positionnés de part et d'autre de la droite de régression (Figure 5.2-a). De plus les résidus ne présentent pas de valeurs aberrantes pouvant invalider le plan factoriel (Figure 5.2-b). Les conditions de distribution, d'indépendance et de variance semblent être respectées et le plan peut donc être analysé. Ce protocole a été réalisé pour chaque réponse.

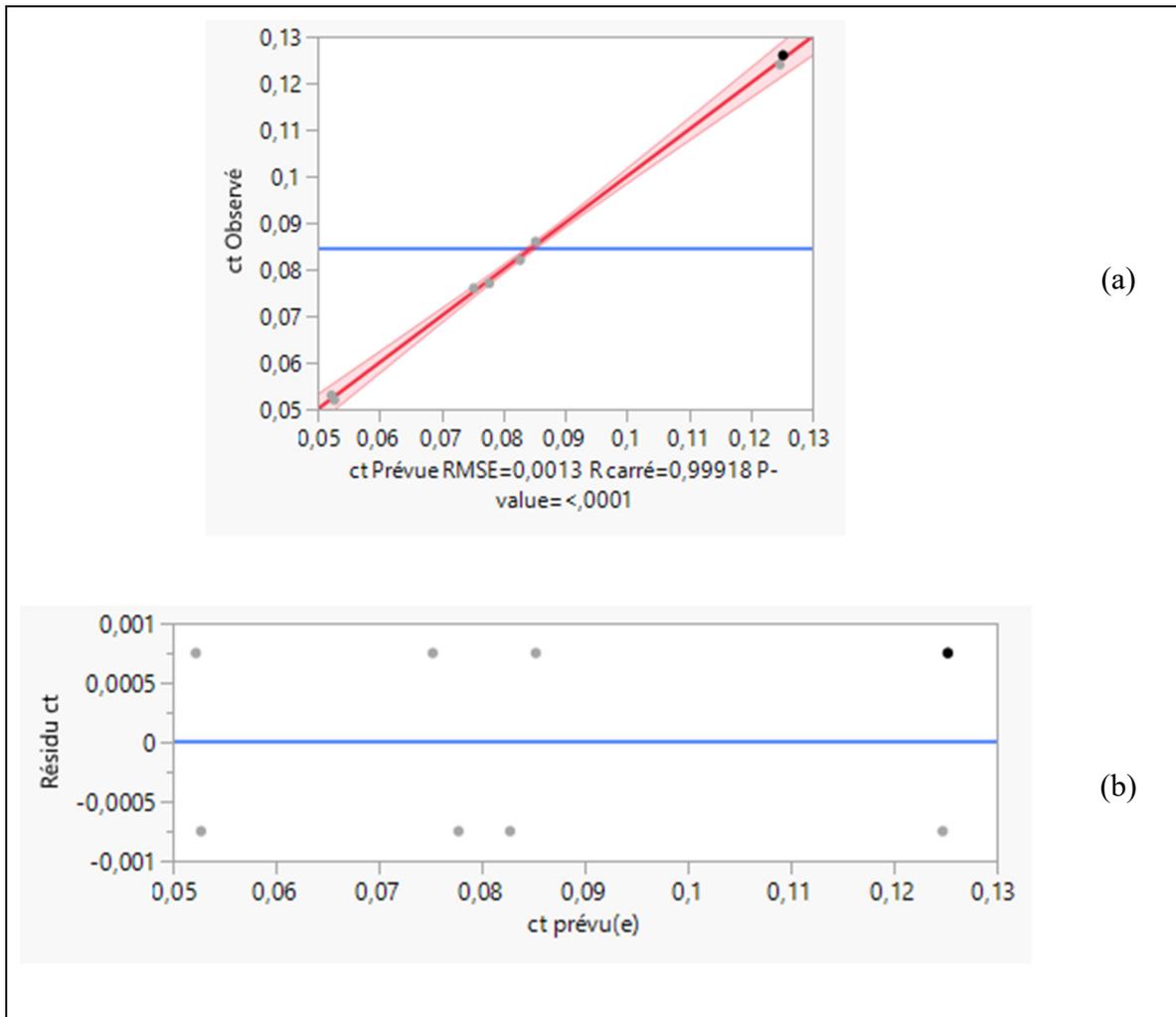


Figure 5.2 Graphiques relatifs à la validation du plan factoriel avec en (a) le graphique des valeurs observées en fonction des valeurs prévues et en (b) le graphique des résidus en fonction des valeurs prévues
Adaptée de Diotallevi (2007)

5.2.2 Résultat du plan complet – ergomètre linéaire

5.2.2.1 Cinématique de la hanche

Le plan complet a été analysé en prenant en considération les interactions doubles entre les facteurs. L'expression de la prévision est définie à l'équation (5.1) avec β le coefficient de chaque facteur et combinaison de facteurs, qu'on nomme effets. Pour mieux comprendre l'effet des facteurs, on peut aussi calculer leur contribution (Équation (5.2)), c'est-à-dire le

pourcentage qu'ils jouent dans la variabilité de la réponse. Les valeurs des effets ainsi que les contributions de chaque facteur et combinaison de facteurs sont présentées à la Figure 5.3. Les diagrammes de Pareto, présentés la Figure 5.3, permettent de visualiser rapidement les facteurs les plus influents, sachant que chaque palier (ligne en pointillée) représente une contribution de 20%. Notons que les équations (5.1) et (5.2) sont identiques pour toutes les réponses.

$$\text{Réponse} = \text{Constante} + \beta_1 * h + \beta_2 * \gamma + \beta_3 * N + \beta_4 * p + \beta_5 * h * \gamma + \beta_6 * h * N + \beta_7 * \gamma * N + \beta_8 * h * p + \beta_9 * \gamma * p + \beta_{10} * N * p \tag{5.1}$$

$$\text{Contribution } \beta_i(\%) = \frac{\beta_i}{\sum_{k=1}^n \beta_k} * 100 \tag{5.2}$$

Avec β , l'effet d'un facteur; i, le numéro du facteur et n, le nombre de facteur et de combinaison de facteurs

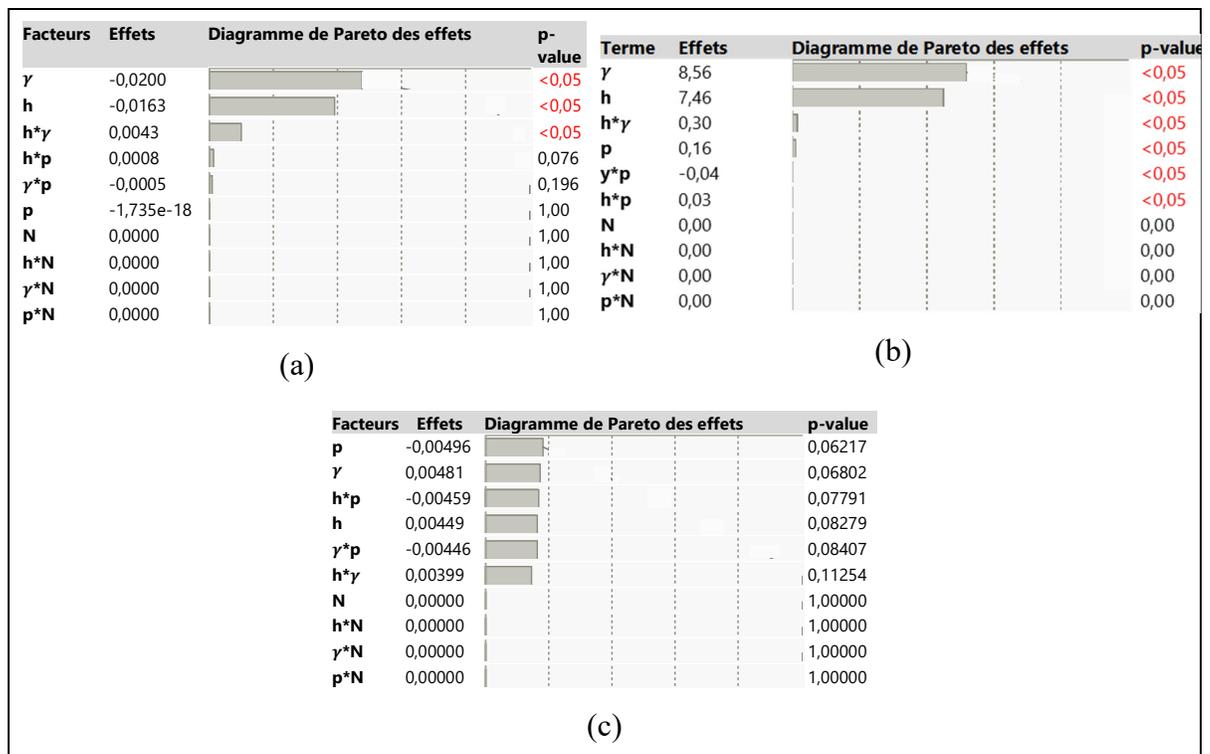


Figure 5.3 Résultats du plan d'expérience sur la cinématique de la hanche pour les réponses ct (a) et RMS (b) et coefficient de corrélation (c)- Ergomètre linéaire

Concernant la réponse ct , les facteurs h , l'interaction $h\gamma$ et notamment γ sont les principaux contributeurs avec une contribution de 38,92% pour h et une contribution de 47,9% pour le facteur γ et une contribution de leur interaction de 10,18% (Figure 5.3-(a)). Leurs influences sont également significatives ($p < 0,05$). Les autres facteurs et interactions n'ont pas d'influence significative.

Concernant la réponse RMS, les facteurs h et notamment γ sont aussi les principaux contributeurs avec une contribution de 45,10% pour h et une contribution de 51,73% pour le facteur γ (Figure 5.3-(b)). Leurs influences sont également significatives ($p < 0,05$). Malgré que le facteur p et les interactions doubles $h\gamma$, γLp et hLp , présentent une faible contribution ($< 2\%$), leur influence est statistiquement significative ($p < 0,05$). Pour la réponse RMS et ct , le facteur N ne contribue aucunement à la variabilité de la réponse avec un effet nul.

Aucun facteur n'a d'influence significative sur le coefficient de corrélation de Pearson (Figure 5.3-(c)). Cela signifie que peu importe la configuration d'installation, la cinématique de la hanche évoluera de la même manière selon cet indice. Cette réponse est en moyenne de $0,97 \pm 0,01$ pour l'ensemble des configurations, soulignant une grande similarité de forme avec la cinématique de la marche.

Étant donné les fortes contributions de h et γ (Figure 5.3 (a) et (b)) et la non-significativité des autres facteurs pour le facteur ct , on peut déduire que la hauteur (h) et l'angle d'extension maximale du genou (γ) sont les paramètres les plus influents quant à la cinématique de la hanche.

5.2.2.2 Cinématique du genou

L'influence des facteurs sur la cinématique du genou a ensuite été étudiée. La valeur de ces coefficients ainsi que la contribution de chaque facteur et combinaison de facteurs sont présentées à la Figure 5.4.

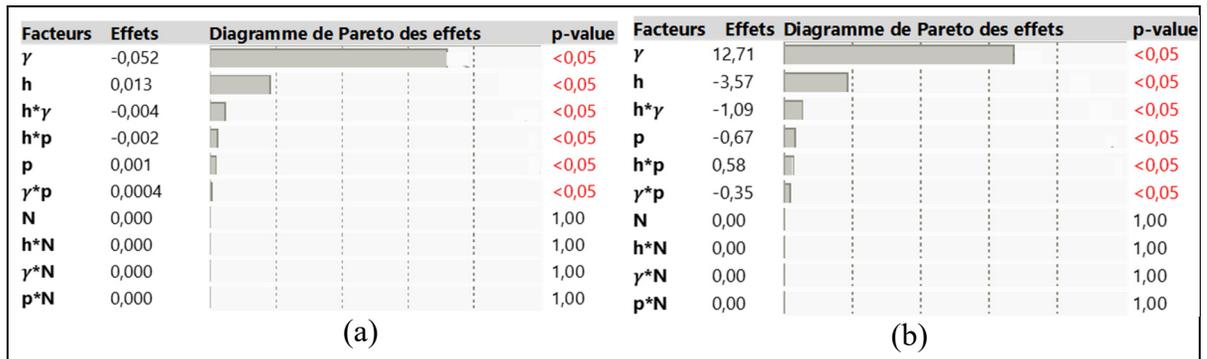


Figure 5.4 Résultats du plan d'expérience sur la cinématique du genou pour les réponses ct (a) et RMS(b)-Ergomètre linéaire

Concernant la réponse RMS, les facteurs h et notamment γ sont les principaux contributeurs avec une contribution de 67,05% pour le facteur γ , une contribution de 18,8% pour h et contribution de l'interaction (hy) de 5,74% (Figure 5.4-(b)). Leurs influences sont également significatives ($p < 0,05$). On peut faire les mêmes observations pour la réponse ct avec une contribution du facteur γ de 71,7%, une contribution de 18,4% du facteur h et une contribution de leur interaction (hy) de 4,9% (Figure 5.4-(a)). Pour les deux réponses, le facteur Lp et les interactions (hLp), (γ Lp) ont une influence statistiquement significative ($p < 0,05$), mais présentent une contribution inférieure à 3,5%. De plus, le facteur N a un effet nul sur la réponse (Figure 5.4).

Pour la similarité de forme, le coefficient de corrélation de Pearson varie entre -0,03 et -0,07 pour l'ensemble des configurations. Dans ce cas, il ne convient pas d'analyser le plan expérimental. En effet, une telle valeur du coefficient de Pearson souligne une grande différence de forme de la cinématique du genou entre l'ergomètre linéaire et la marche et cela pour toutes les configurations.

5.2.2.3 Force de réaction maximale

Enfin, l'influence des facteurs sur la force de réaction maximale est analysée. Les résultats sont présentés à la Figure 5.5.

Facteurs	Effets	Diagramme de Pareto des effets	p-value
γ	-11,13		<0,05
p	4,05		<0,05
γ^*p	-3,42		<0,05
N	1,95		<0,05
γ^*N	-0,92		<0,05
h	-0,69		<0,05
p^*N	0,43		0,09
h^*p	-0,29		0,23
$h^*\gamma$	0,24		0,30
h^*N	-0,08		0,72

Figure 5.5 Résultats du plan d'expérience pour la réponse force de réaction maximale-Ergomètre linéaire

La force de réaction maximale varie entre 7,9% et 44,87% pour l'ensemble des configurations. Les facteurs γ et Lp sont les principaux contributeurs avec une contribution de 47,97% pour γ , de 17,46% pour Lp et une contribution de 14,74 pour leur interaction (Figure 5.5). Les autres facteurs, N avec une contribution de 8,42 %, h avec une contribution de 2,99% et l'interaction (γN) avec une contribution de 3,97% ont aussi une influence significative ($p < 0,05$). Selon la méthode de Pareto, l'angle d'extension maximal du genou (γ) et la position du pied sur la pédale (Lp) peuvent expliquer à eux seuls, les variations de la force de réaction maximale, car l'addition de leur contribution est supérieure à 80%.

5.2.3 Résultats du plan complet-ergomètre cyclique

La même méthode que pour l'ergomètre linéaire, par plan factoriel, sera utilisée pour analyser l'effet des paramètres de configuration sur la performance de l'ergomètre cyclique.

5.2.3.1 Cinématique de la hanche

Les valeurs des effets ainsi que la contribution de chaque facteur et combinaison de facteurs pour la cinématique de la hanche sont présentées à la Figure 5.6.

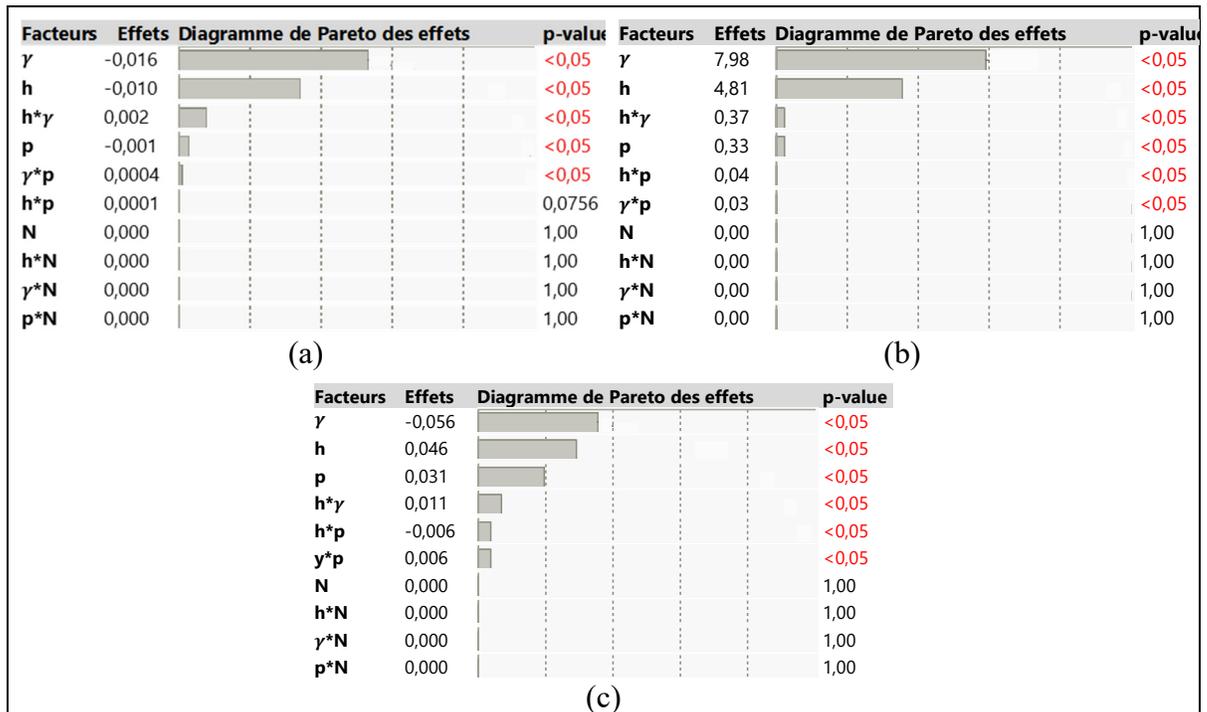


Figure 5.6 Résultats du plan expérimental sur la cinématique du genou pour les réponses ct (a), RMS (b) et coefficient de Pearson (c) – Ergomètre cyclique

Concernant la réponse ct, les facteurs h et notamment γ sont les principaux contributeurs avec une contribution de 53,3% pour le facteur γ , de 34,3% pour le facteur h et une contribution de 7,9% de leur interaction (Figure 5.6-(a)). Leurs influences sont également significatives ($p < 0,05$). Malgré que le facteur Lp (2,9%) et l'interaction double (γLp) (1,2%) présentent une faible contribution, leur influence est significative ($p < 0,05$).

Concernant la réponse RMS, les facteurs h et notamment γ sont les principaux contributeurs avec une contribution de 35,49% pour h et une contribution de 58,90% pour le facteur γ (Figure 5.6-(b)). Leurs influences sont également significatives ($p < 0,05$). Malgré que le facteur Lp (2,4%) et les interactions double ($h\gamma$) (2,7%) et (γLp) (0,23%) présentent une faible contribution, leur influence est statistiquement significative ($p < 0,05$). Étant donné les fortes contributions de la hauteur du mouvement (h) et de l'angle d'extension maximale du genou (γ) pour les deux réponses (Figure 5.6 (a) et (b)), on peut déduire que ce sont les paramètres les plus influents quant à l'étendue de la cinématique de la hanche.

Le coefficient de Pearson de la cinématique de hanche entre la marche et l'ergomètre cyclique varie entre 0,64 et 0,91. Les 3 facteurs, γ , h et Lp sont les principaux contributeurs avec une contribution de 35,71% , de 29,37% et de 19,84%. Leurs influences sont aussi significatives ($p < 0,05$). Les interactions entre ces 3 facteurs sont aussi significatives ($p < 0,05$) même si les contributions sont moindres (Figure 5.6 (c)).

5.2.3.2 Cinématique du genou

Les valeurs des effets ainsi que la contribution de chaque facteur et combinaison de facteurs pour la cinématique du genou sont présentées à la Figure 5.7.

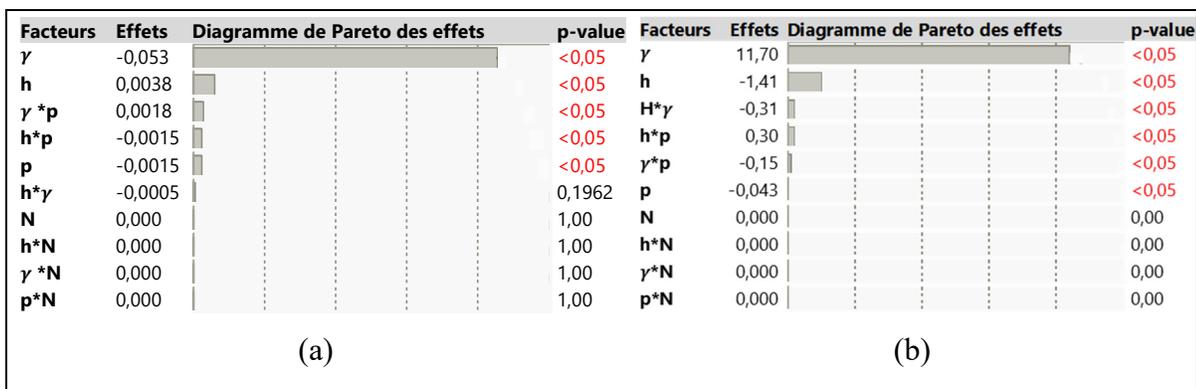


Figure 5.7 Résultats du plan expérimental sur la cinématique du genou pour les réponses ct (a) et RMS (b)-Ergomètre cyclique

Concernant la réponse ct et RMS, le facteur γ est le plus grand contributeur avec une contribution d'environ 85%. Autrement dit, ce facteur explique plus de 85% de la variation du ct et du RMS (Figure 5.7). Dans les deux cas, le facteur h est le second contributeur avec une influence de 6,1% pour le ct et de 10,11% pour le RMS. Les autres facteurs, hormis N, présentent un effet significatif, mais leurs contributions sont moindres (Figure 5.7).

Pour la similarité de forme, le coefficient de corrélation de Pearson varie entre -0,07 et 1,16 pour l'ensemble des configurations. Dans ce cas, il ne convient pas d'analyser le plan expérimental. En effet, une telle valeur du coefficient de Pearson souligne une grande

différence de forme de la cinématique du genou entre l'ergomètre cyclique et la marche et cela pour toutes les configurations.

Étant donné la forte contribution de γ (Figure 5.7), on peut déduire que l'angle d'extension maximale du genou est le paramètre le plus influent quant à l'étendue de la cinématique du genou.

5.2.3.3 Force de réaction maximale

Enfin, les valeurs des effets ainsi que la contribution de chaque facteur et combinaison de facteurs pour la force de réaction maximale sont présentées à la Figure 5.8.

Facteurs	Effets	Diagramme de Pareto des effets	p-value
γ	-10,78		<0,05
p	3,86		<0,05
γ *p	-3,21		<0,05
N	1,64		<0,05
γ *N	-0,83		<0,05
h	-0,47		<0,05
p*N	0,41		0,8530
h*p	-0,24		0,3481
h*y	0,18		0,2322
h*N	0,03		0,0633

Figure 5.8 Résultats du plan d'expérience pour la réponse force de réaction maximale-Ergomètre cyclique

La force de réaction maximale varie entre 7,52% et 44,98% pour l'ensemble des configurations. Les facteurs γ et Lp sont les principaux contributeurs avec une contribution de 49,8% pour γ , de 17,83% pour Lp et de 14,83% pour leur interaction (Figure 5.8). Les autres facteurs, N avec une contribution de 7,56 %, h avec une contribution de 2,16% et γN avec une contribution de 3,84% ont aussi une influence statistiquement significative ($p < 0,05$). Selon la méthode de Pareto, l'angle d'extension maximal du genou (γ) et la position du pied sur la pédale (Lp) peuvent expliquer à eux seuls, les variations de la force maximale, car leur contribution est supérieure à 80%.

5.2.4 Configuration d'utilisation optimale de l'ergomètre linéaire et cyclique

Il a ensuite été possible de déterminer la configuration optimale pour les deux ergomètres, c'est-à-dire la valeur optimale de chaque facteur qui permettrait d'imiter au mieux la dynamique naturelle de la marche au niveau de la hanche et du genou. Une étude de désirabilité a été réalisée sur le logiciel JMP, avec une assignation de cote d'importance pour chaque réponse, en se basant sur les facteurs d'importance relative obtenus lors de l'analyse de la maison de la qualité (Figure 3.1). Ainsi, une cote de 18 est attribuée pour la force de réaction maximale, une cote de 10 est attribuée aux réponses ct, RMS et R pour la cinématique de la hanche, et une cote de 8 est attribuée aux réponses ct, RMS et R pour la cinématique du genou (Figure 3.1). Grâce au logiciel JMP, la configuration maximisant la désirabilité a pu être évaluée pour les deux ergomètres. Les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau 5.2.

Tableau 5.2 Valeurs des facteurs pour une utilisation optimale de l'ergomètre linéaire et l'ergomètre cyclique

Facteurs	Ergomètre linéaire	Ergomètre cyclique
γ	20°	20°
h	-80	26
Lp	60	60
N	60	60

Les configurations d'optimisation sont similaires pour l'ergomètre linéaire et cyclique. Pour optimiser les performances de chacun des deux ergomètres, il faut minimiser l'angle d'extension maximale du genou (γ) et la hauteur (h) et maximiser la distance Lp et la cadence du mécanisme (N) (Tableau 5.2). D'après les résultats précédents (5.2.2 et 5.2.3), il faut d'abord régler l'angle d'extension du genou, qui influence le plus la dynamique de la hanche et du genou, avec une contribution quantifiée à plus de 50%. Ensuite, deux possibilités se présentent. Si le but est d'avoir un effet sur la cinématique de la hanche et du genou, il faut régler la hauteur h en premier qui est le second facteur le plus influent pour la cinématique des deux articulations. Il contribue notamment à plus de 30% de la variation de l'étendue de la

hanche. Autrement, si l'objectif est de maximiser la force de réaction, il est recommandé de régler la distance L_p en priorité, car sa contribution de 18%, est significative quant à la variation de la force de réaction. Présentement, avec une cote d'importance de 18 pour la force de réaction, la distance L_p semble être prioritaire par rapport à la hauteur (h). Enfin, la cadence (N) peut être modifiée afin d'avoir un effet, quantifié à 8%, sur la force de réaction maximale. Ce facteur n'influence cependant pas la cinématique des membres inférieures.

5.2.5 Comparaison des performances de l'ergomètre linéaire et cyclique

Après avoir configuré les paramètres optimaux, il a été possible de comparer les performances des deux ergomètres. La matrice de comparaison du Tableau 5.3 a été utilisée pour évaluer chacune de leurs performances dans leurs conditions optimales respectives. Le Tableau 5.3, indique les cotes attribuées à l'ergomètre linéaire et cyclique pour chaque spécification technique, selon le barème d'évaluation établie au Tableau 3.3. L'importance des spécifications techniques correspond à leurs importances relatives établies à la Figure 3.1. Finalement, un score, qui est le cumulatif des cotes pondérées, est attribué à l'ergomètre linéaire et cyclique. La Figure 5.9 représente l'étendue de la hanche et la Figure 5.11 représente l'étendue du genou pour les deux ergomètres en utilisation optimale et pour la marche. Les courbes en flexion-extension de la hanche et du genou avec la marche (ligne noire; bande grise=SD), et avec l'ergomètre linéaire (ligne bleue) et cyclique (ligne rouge) en utilisation optimale sont présentées en Figure 5.10.

Tableau 5.3 Résultats de la matrice de comparaison entre l'ergomètre linéaire et cyclique

		Ergomètre linéaire		Ergomètre cyclique	
Spécification technique	Importance	Performance	Cote	Performance	Cote
Force de réaction maximale	18,1	44,20%	2	41,48%	2
Proportion de la phase d'appui	18,1	50%	1	50%	1
Similitude en forme de la cinématique de la hanche	10	r=0,97	3	r=0,85	2
Similitude en étendue de la hanche avec la marche	10	ct=0,125	0	ct=0,106	0
		RMS=42,1°	0	RMS=47,36°	0
Similitude en forme de la cinématique du genou	8	r=-0,027	0	r=0,029	0
Similitude en étendue du genou avec la marche	8	ct=0,19	0	ct=0,2	0
		RMS=48,58°	0	RMS=45,88°	0
Nombre d'ajustements morphologiques	6,8	7	3	4	1
Total			104,7		81,1

D'après le Tableau 5.3, l'ergomètre linéaire semble plus performant que l'ergomètre cyclique avec un score cumulatif de 104,7 contre 81,1 pour l'ergomètre cyclique. L'ergomètre linéaire se démarque de l'ergomètre cyclique par une meilleure similarité en forme de la cinématique de la hanche avec la marche naturelle ($r=1$) ainsi que par un plus grand nombre d'ajustements morphologiques (Tableau 5.3). Concernant la similarité de forme, l'ergomètre linéaire présente un coefficient de corrélation de 0,97 contre 0,85 pour l'ergomètre linéaire (Tableau 5.3). Cela laisse supposer que l'ergomètre linéaire engendre une variation angulaire de la hanche identique à la marche. L'ergomètre cyclique présente aussi un coefficient de corrélation élevé ($>0,7$), ce qui signifie que l'évolution angulaire de la hanche est aussi bien approximée avec l'ergomètre cyclique, comme on peut le voir (Figure 5.10). Pour les ajustements morphologiques, l'ergomètre linéaire présente un ajustement pour l'écartement et la circonférence des jambes et un ajustement en hauteur, ce que ne présente pas l'ergomètre cyclique. L'ergomètre linéaire semble donc s'adapter à une plus grande proportion de la population nord-américaine.

Toutefois, pour les autres spécifications techniques, les cotes sont similaires entre l'ergomètre linéaire et cyclique Tableau 5.3. Tout d'abord, pour l'étendue de la hanche, on peut voir que l'ergomètre linéaire présente un ct supérieur et un RMS moindre par rapport à l'ergomètre cyclique (Tableau 5.3). Cela signifie que l'ergomètre linéaire tend à mieux se rapprocher de l'étendue de la marche que l'ergomètre cyclique avec une différence d'extension de $6,4^\circ$ (Figure 5.9). Cependant cette différence, selon le barème d'évaluation, est non significative puisque les valeurs de RMS sont supérieures à 30° et les valeurs de ct inférieurs à 0,44 (cote=0), ce qui montre une grande différence d'étendue entre les deux ergomètres et la marche (Figure 5.9 et Figure 5.10). Les deux ergomètres présentent toutefois une amplitude de hanche similaire à la marche (37°).

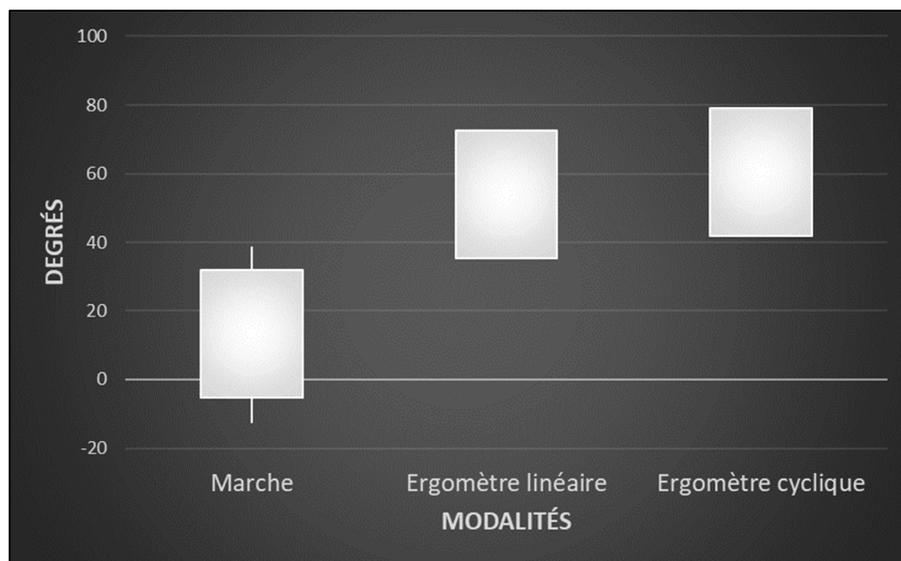


Figure 5.9 Étendue de la flexion de la hanche pour les 3 modalités (Marche, ergomètre linéaire et ergomètre cyclique)

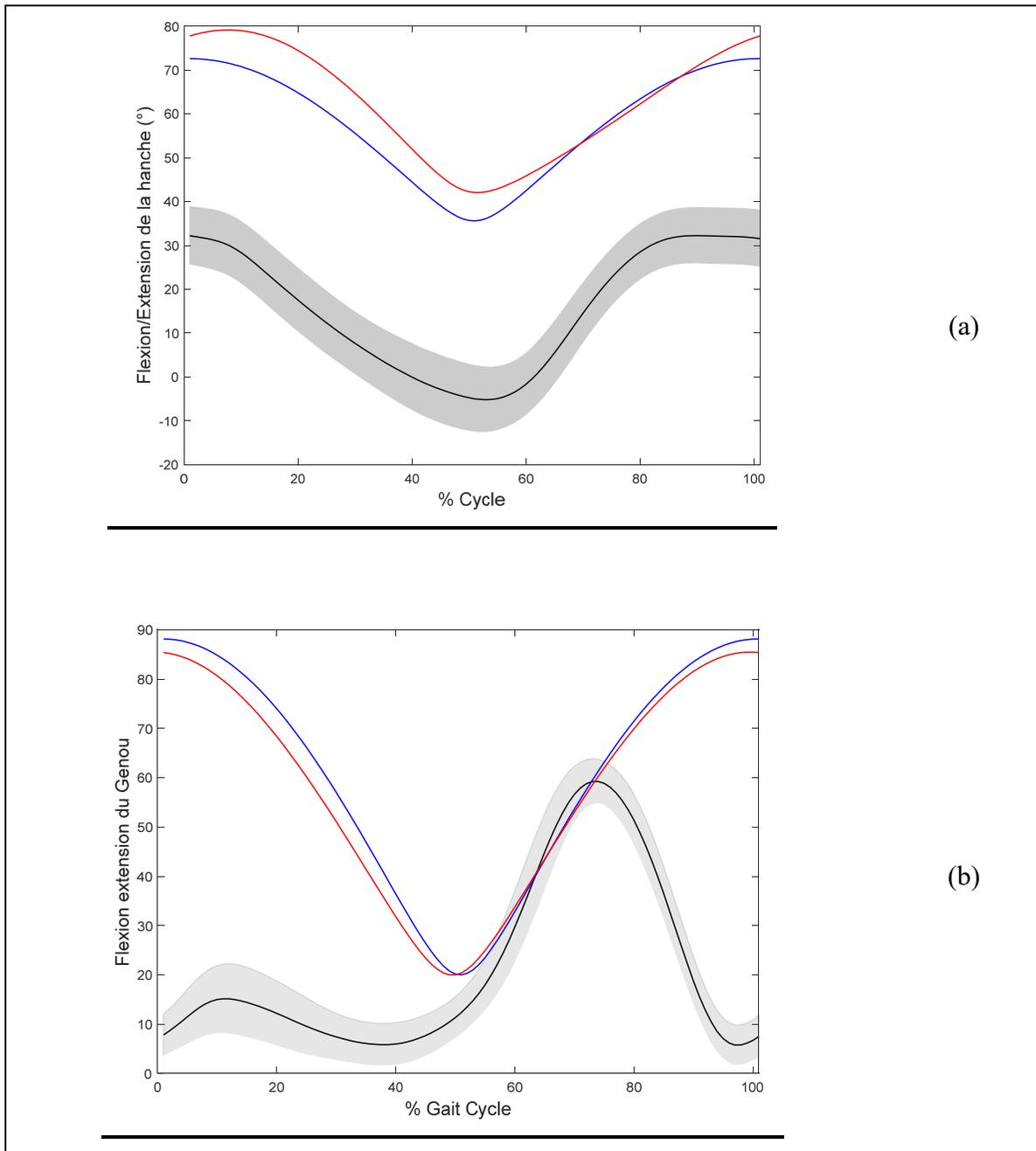


Figure 5.10 Cinématique articulaire dans le plan sagittal (degrés) de la hanche (a) et du Genou (b) pour la marche (ligne noire; bande grise=SD) , l'ergomètre linéaire (ligne bleue) et l'ergomètre cyclique (ligne rouge) en condition optimale

Pour l'étendue du genou, l'ergomètre cyclique présente un coefficient de taille (ct) légèrement supérieur et un RMS moindre par rapport à l'ergomètre linéaire (Tableau 5.3). Cette différence s'explique par une flexion de genou légèrement supérieure pour l'ergomètre linéaire avec une

différence de $2,7^\circ$ (Figure 5.11). Cependant cette différence est non significative d'après le (Tableau 5.3), puisque les deux ergomètres présentent un RMS supérieur à 30° et un ct, inférieur à 0,44 (cote=0). Ces valeurs soulignent une grande différence d'étendue avec la cinématique de la marche (Figure 5.11). Concernant la forme de la cinématique du genou, les deux ergomètres présentent un coefficient de Pearson très proche de 0 (Tableau 5.3) soulignant une grande différence de forme avec la cinématique de la marche (Figure 5.10).

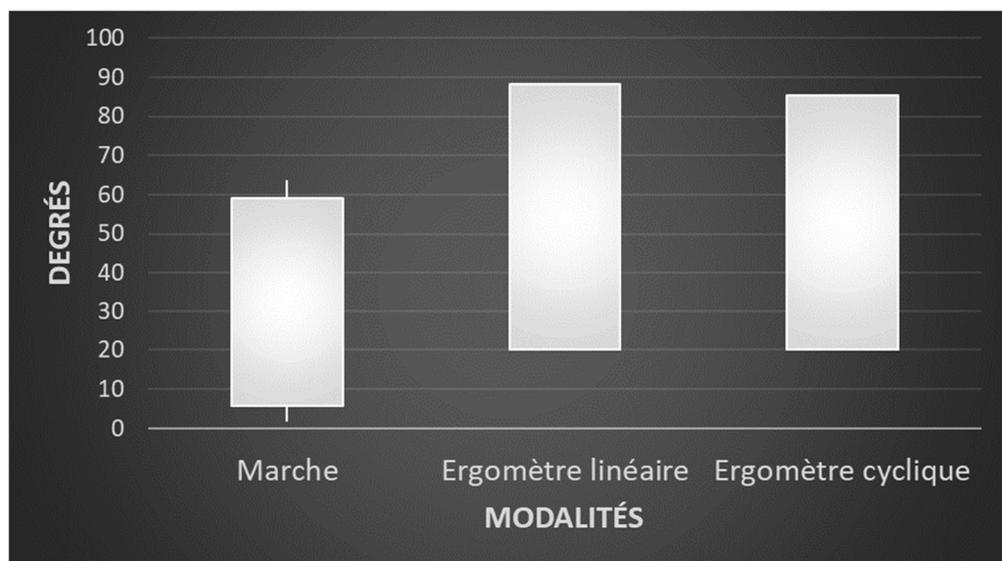


Figure 5.11 Étendue de la flexion du genou pour les 3 modalités (Marche, ergomètre linéaire et ergomètre cyclique)

L'ergomètre linéaire présente une force de réaction maximale de 44,2% contre 41,48% pour l'ergomètre cyclique, soit une différence de 2,72%. On peut observer que ces forces sont assez élevées, car elles sont proches de l'objectif optimal de 50% (Tableau 5.3). La différence de 2,72% n'est pas significative d'après le barème d'évaluation, car les deux ergomètres présentent une cote de 2, avec une force de réaction maximale supérieure à 30% du poids du patient. De plus, pour les deux ergomètres, la phase d'appui représente 50% du cycle, ce qui leur confère une cote de 1.

Enfin, le coefficient de corrélation entre la cinématique de la hanche et du genou a été calculé pour les 3 modalités (marche, ergomètre linéaire et ergomètre cyclique). D'après les résultats obtenus par Mentiplay et al. (2018), les cinématiques de la hanche et du genou sont très peu

corrélées avec un coefficient de Pearson de 0,15, ce qui concorde avec les résultats obtenus par Damiano et al. (2011). L'ergomètre linéaire présente un coefficient de corrélation de 1, soulignant une corrélation complète entre la hanche et le genou. L'ergomètre cyclique présente un coefficient de corrélation de 0,93, soit une corrélation aussi très forte entre les articulations. Ainsi, les deux ergomètres, contrairement à la marche, affichent une corrélation interarticulaire (hanche-genou), très forte ce qui semble logique puisque le mouvement est assimilable à un contrôle en boucle fermée.

5.3 Conclusion

Dans ce chapitre, les deux ergomètres ont été comparés dans leur condition optimale, afin d'évaluer lequel a le plus de potentiel. L'influence des paramètres de configuration sur les performances de l'ergomètre linéaire et cyclique a été analysée. L'angle d'extension maximale du genou est le paramètre le plus influent sur la performance du mouvement. La hauteur du mouvement a une influence non négligeable sur la cinématique et la position du pied sur la force de réaction. La configuration à privilégier pour maximiser les performances de chacun des deux ergomètres a été déterminée. Enfin, les performances des deux ergomètres ont été comparées dans leur condition optimale, selon le barème d'évaluation (Tableau 5.3). L'ergomètre linéaire se distingue de l'ergomètre cyclique par une plus grande similarité, en forme, de la cinématique de la hanche par rapport à la marche naturelle et par un plus grand nombre d'ajustements morphologiques. L'ergomètre linéaire présente aussi une extension de hanche moindre, avec une différence de $6,4^\circ$ ainsi qu'une force de réaction plus grande avec une différence de 2,7% avec l'ergomètre cyclique. Toutefois, ces différences ne semblent pas significatives d'après le barème d'évaluation (Tableau 5.3). Pour finir, hormis la forme de la cinématique de la hanche et la force de réaction maximale, les deux ergomètres présentent une dynamique de la hanche et du genou éloignée de la marche.

CHAPITRE 6

DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce chapitre présente une discussion générale sur la méthodologie et les résultats obtenus des chapitres 3, 4 et 5. Ce chapitre commence par une discussion générale. Puis, une discussion est menée sur la conception du nouvel ergomètre de type linéaire. Elle est suivie d'une discussion sur le développement et l'évaluation de l'outil simulant la dynamique des membres inférieures dans l'ergomètre. Puis, une discussion est portée sur la comparaison des performances entre l'ergomètre de type linéaire et l'ergomètre cyclique existant. Enfin, le chapitre se conclut par une discussion sur les limitations ainsi que sur la portée du projet de recherche.

Malgré les enjeux sociaux et économiques liés aux blessures médullaires, très peu d'études sur la mobilisation précoce des blessés médullaires ont été réalisées. Dans ce contexte, la mobilisation en phase aiguë est très peu démocratisée dans le monde hospitalier, et les études portant sur l'humain ne traitent généralement que des blessures chroniques. C'est pourquoi, cette étude apporte des résultats inédits pour la mobilisation précoce des blessés médullaires.

6.1 Conception d'un ergomètre visant à reproduire la marche dans un lit d'hôpital

La modélisation 3D d'un nouvel ergomètre a été réalisée. Une étude méthodologique basée sur la méthode de la maison de la qualité a permis de définir les fonctions principales que l'appareil doit respecter ainsi que de définir les contraintes de conception. Les principales fonctions retenues étaient associées à l'attribut de similarité avec la marche naturelle, ce qui était cohérent avec l'objectif initial de conception. Puis, une étude comparative a permis de sélectionner d'abord le type de mouvement désiré pour ensuite choisir le mécanisme adapté. Il s'agit d'un mouvement linéaire alterné. D'après les critères d'évaluation, le système scotch yoke semblait le plus apte à répondre à l'objectif de recherche. C'est ainsi que le travail réalisé par Amoun et al. (2019) a été repris.

Lors de la recherche de solution, une matrice de décision a été utilisée pour comparer qualitativement les solutions potentielles, sachant que leurs performances exactes n'étaient pas connues. En comparant les performances qualitatives (attendues) (Tableau 3.4) et les performances quantitatives (obtenues) (Tableau 5.3) de l'ergomètre linéaire, les performances de l'ergomètre linéaire ont été surestimées par rapport à l'ergomètre cyclique actuel. En effet, une force de réaction plus importante et une meilleure étendue de hanche étaient attendues. Toutefois, l'ergomètre linéaire présente tout de même un plus grand potentiel que l'ergomètre cyclique (Tableau 5.3). Cela a aussi pu influencer l'évaluation des autres solutions, mais le mouvement linéaire semblait tout de même le mouvement le plus adapté pour une mobilisation dans un lit d'hôpital.

Comparativement au projet de Amoun et al. (2019), une approche de dimensionnement différente a été réalisée. Grâce à une étude géométrique, quatre paramètres de configuration pouvant influencer la dynamique du mouvement ont été définis : la cadence (N), l'angle maximal d'extension du genou (γ_{min}), la position du pied sur la pédale (L_p) et la hauteur de l'appareil par rapport au matelas (h). La définition de ces paramètres avec l'aide de l'outil numérique a permis de prédimensionner le moteur, la longueur du bras de manivelle (R) et la largeur de l'appareil.

Avec un coefficient de sécurité de 2, le moteur doit générer une puissance de 226,8 W pour mobiliser une personne de 125 kg, soit 2,7 fois supérieure à la puissance définie par Amoun et al. (2019). Cet écart peut s'expliquer par le coefficient de sécurité de 2 et des paramètres de configurations différents de l'étude de Amoun et al. (2019). En effet, une cadence de 60 tr/min a été choisie contre 40 tr/min (Amoun et al., 2019), une extension de genou de 20° contre 45° (Amoun et al., 2019), une hauteur de -80 mm contre 300 mm (Amoun et al., 2019) et une position du pied (L_p) excentrée de 60 mm par rapport à l'axe de la jambe. De plus, Amoun et al. (2019) ont utilisé l'outil ANSYS pour calculer la puissance maximale du moteur, mais les propriétés segmentaires comme le moment d'inertie n'ont pas été définies.

De plus, une étude de dimensionnement a permis de bien définir le type et l'intervalle de réglage du bras de manivelle (R) en fonction des différentes morphologies et des paramètres de configuration. Une goupille démontable pouvant faire varier la longueur du bras de manivelle de 90 à 210 mm a été choisie. Ce réglage permettra d'assurer une amplitude de hanche de 37° et de s'adapter à 90% de la morphologie nord-américaine. Enfin, une largeur optimale de 80 mm de l'ergomètre a été déterminée par une étude ergonomique sur CATIA. Cette largeur est importante puisque l'appareil se positionne entre les jambes du patient. Étant donnée une faible largeur de l'appareil (80 mm) et des efforts mis en jeu, des choix de composants différents de Amoun et al. (2019) ont été réalisés pour le système de transmission, à savoir : le choix des patins et des rails, la goupille d'ajustement, le guidage en rotation des arbres moteurs et récepteurs et des types de poulie.

Concernant la structure inférieure du support, une architecture similaire à l'ergomètre cyclique a été choisie, car c'est un système robuste et stable. Contrairement à ce dernier, des roues bloquantes et une poignée rétractable permettront de faciliter le déplacement de l'appareil et de mieux maintenir l'appareil au sol. Par l'intermédiaire d'un vérin à gaz et d'un contact prismatique, un réglage en hauteur de l'appareil est possible. Ainsi, le choix de structure semble plus stable et permet un plus grand réglage en hauteur, par rapport à l'appareil développé par Amoun et al. (2019), où l'appareil était directement fixé sur le lit.

Le support de jambe présente un ajustement en longueur et un ajustement en largeur (espacement entre deux jambes) afin de s'adapter à plusieurs morphologies. L'architecture du support de mollet repose sur une étude déficiente réalisée sur l'ergomètre cyclique, où le moment d'abduction des cuisses était trop important. Ce support englobe l'arrière et l'extérieur du mollet. Cette géométrie a pour but de contrer le moment exercé par le poids des jambes et donc d'empêcher une abduction des cuisses trop importante. Un système de poulie, similaire au système RT300 supine, situé au-dessus de la machine est complémentaire au support de mollet et assure que le mouvement se réalise principalement dans le plan sagittal.

Cependant, l'appareil présente plusieurs limites. Les principales fonctions retenues dans la maison de la qualité étaient associées à l'attribut de similarité avec la marche naturelle. Cela était cohérent avec l'objectif initial de conception. Cependant, les spécifications utilitaires ont ainsi pu être négligées dans la conception. Cela a pu impacter l'architecture finale de l'ergomètre qui n'est pas forcément adapté aux attentes des praticiens. En effet, le système scotch yoke est volumineux et l'appareil doit se placer entre les jambes du patient, ce qui peut gêner le mouvement et rendre plus difficile l'installation du patient. Il aurait été plus approprié de faire un système où il n'y a pas d'obstacle entre les jambes du patient. C'est en ce sens que le système de table linéaire avec deux moteurs pas à pas aurait pu être intéressant (Figure 3.3). De plus, l'ergomètre pèse au total 50 kg ce qui est conséquent et ce qui dépasse l'objectif des 30 kg. Avec son volume important, cela peut venir gêner son déplacement même si des roues facilitent le transport. Ces caractéristiques ont été critiquées par l'équipe clinique. Une nouvelle recherche de solution pourra être réalisée sur l'architecture de l'ergomètre en cherchant à maximiser sa compacité, minimiser son poids et trouver un système qui ne se place pas entre les jambes d'un patient ce qui permettra de faciliter l'installation du patient.

Les données anthropométriques définies pour le dimensionnement de l'appareil sont une approximation des données réelles. En effet, il est difficile de trouver des données sur la longueur des membres inférieurs, car il n'y a pas de tables anthropométriques récentes. En effet, l'ensemble des données anthropométriques proviennent d'avant les années 2000, sur des militaires ou des astronautes. De plus, la taille de la population a augmenté d'environ 40 mm en 40 ans (Ranger, 2010). Ainsi, cette approximation a pu venir biaiser le dimensionnement de l'appareil.

Finalement, l'ergomètre présente un prix de 4453\$, ce qui est inférieur à l'objectif de 10000\$. Toutefois, il a été supposé que l'ergomètre soit fabriqué à l'ETS. Ainsi, le prix de l'ergomètre repose sur le prix des pièces et ne prend pas en compte le coût d'usinage, le coût d'assemblage et le coût de la main-d'œuvre. Enfin, il s'agit seulement d'une preuve de conception, c'est-à-dire d'une étude préliminaire. Ainsi, il est nécessaire de réaliser une étude dynamique pour

connaître les efforts internes au mécanisme, de dimensionner les composants et de choisir les matériaux adéquats.

6.2 Développer et évaluer un outil simulant la dynamique des membres inférieurs dans un ergomètre

Un outil numérique inédit simulant la dynamique des membres inférieurs lors de l'utilisation de l'ergomètre proposé et de celui actuel dans un lit d'hôpital a été développé. Cet outil a pour objectif d'évaluer les performances de ces deux ergomètres en fonction des paramètres de configuration. Les performances de l'ergomètre ont été définies dans le cahier des charges comme étant la similarité de la dynamique de la hanche et du genou avec la marche. Un modèle segmentaire des membres inférieures, où les articulations de la hanche et du genou sont simplifiées à deux liaisons pivots, a été utilisé pour déterminer la dynamique de la hanche et du genou. La cinématique de la hanche et du genou a été obtenue grâce à une étude géométrique. La force de réaction maximale a été obtenue par un calcul dynamique des membres inférieurs basé sur le principe fondamental de la dynamique (PFD). À notre connaissance, aucune étude n'a réalisé un tel modèle.

Ensuite, les résultats de l'outil numérique avec un ergomètre cyclique, soit, la cinématique en flexion-extension de la hanche, celle du genou et la force de réaction maximale, ont été comparés à ceux obtenus par l'expérience de Chammakhi (2023). Hormis, Chammakhi (2023) aucune étude n'a étudié la cinématique des membres inférieurs et les forces de réaction maximales d'un ergomètre cyclique en position couchée. Il est observé que la forme de la cinématique moyenne en flexion/extension de la hanche et du genou avec l'ergomètre expérimental concorde avec les résultats obtenus par Yum et al. (2021) et Ericson et al. (1988). Cependant, les étendues articulaires déterminées expérimentalement sont moindres. Cela peut être dû à des configurations spécifiques du vélo, car, selon les paramètres d'installation et des configurations du système, comme la hauteur du siège (Ferrer-Roca, Roig, Galilea, & García-López, 2012), la longueur du bras de manivelle (Too & Landwer, 2000-cinématique), la position du pied ou encore de l'étendue articulaire de la cheville (Gardner et al., 2015), la cinématique des membres inférieures sur un ergomètre cyclique peut varier (Johnston, 2007).

Pour l'ergomètre expérimental, l'étendue articulaire est moindre que les étendues trouvées par Ericson et al. (1988), mais ces derniers ont analysé un ergomètre cyclique en position debout avec des paramètres d'installation spécifiques.

Il a été observé que l'outil numérique et l'ergomètre expérimental présentent une cinématique des articulations de la hanche et du genou, très proches en forme, avec un coefficient de forme et un coefficient de corrélation de Pearson de 1. Cependant, ces deux modèles affichaient des étendues différentes avec une différence moyenne d'amplitude de la hanche de $5,36^\circ$ et de $11,41^\circ$ pour l'amplitude du genou. L'origine de cette différence a pu être en partie expliquée par l'immobilisation de la cheville dans l'outil numérique. En incorporant les données cinématiques moyennes de la cheville obtenue par Yum et al. (2021) dans l'outil numérique, aucune différence significative n'a été notée entre les étendues articulaires de l'outil numérique et l'ergomètre expérimental. On peut aussi déduire de cela, qu'immobiliser la cheville augmente significativement l'amplitude du genou, et de façon moindre l'amplitude de la hanche. Ces résultats concordent avec les observations de Gardner et al., (2015) qui ont noté une flexion du genou plus importante lorsque l'angle de progression du pied est limité.

Cependant, on a pu observer que l'outil numérique présente une force de réaction significativement plus grande que l'ergomètre expérimental avec une différence des moyennes de $7,78 \pm 2,11\%$. Alors que la force de réaction est maximale à 47% du cycle de pédalage avec l'outil numérique, ce moment variait entre 10 et 88% du cycle de pédalage pour l'ergomètre expérimental. Cela suggère un contrôle actif des participants sur le mouvement, pouvant expliquer la différence de force de réaction entre l'outil numérique et l'ergomètre expérimental. Aucune autre étude sur vélo passif n'a été réalisée. Ainsi, on ne peut comparer ces valeurs à des valeurs de références.

Cette étude présente cependant plusieurs limites. Tout d'abord, l'outil numérique immobilise la cheville à 90° par rapport à la jambe alors que durant l'expérience, les participants avaient la cheville mobile. Comme on a pu le voir, cette condition a sensiblement joué un rôle significatif pour les différences d'étendues entre les deux modèles. Notons que la cinématique

de cheville choisie provient des résultats de Yum et al. (2021) et non des résultats expérimentaux de Chammakhi (2023). Ce choix a été réalisé du fait de données anormales par rapport à la littérature, dont l'origine peut s'expliquer par le positionnement du corps rigide lié au pied sur les orteils des participants (Chammakhi, 2023). Ce choix limitant a tout de même permis d'évaluer l'hypothèse selon laquelle l'immobilisation de la cheville modifie l'étendue du mouvement. De plus, les corps rigides n'étaient pas alignés selon l'inclinaison du bassin, ce qui a nécessité de déterminer la cinématique de la hanche de manière non standard.

Notons aussi qu'il est difficile de réaliser un mouvement complètement passif pour un participant sain. C'est ce que suggère la variabilité du moment du cycle où la force est maximale pour l'ergomètre cyclique (Tableau 4.3). Cela peut impacter la force de réaction maximale. Par ailleurs, le modèle théorique est une simplification du système musculosquelettique complexe où les liaisons sont supposées parfaites, la masse entière d'un segment est située en un seul point, l'inertie du système de transmission est négligée, impactant la dynamique réelle des membres inférieurs. De surcroît, les semelles de force présentent plusieurs limites. La semelle de pression est positionnée dans les chaussures, le système de mesure est donc déporté. Ainsi, la force mesurée est différente de celle mesurée par une cellule de force qui mesure directement la force de réaction du pédalier. Enfin, l'échantillon étudié est faible puisque seulement 10 participants ont été étudiés.

L'outil numérique développé semble un outil fiable pour calculer la cinématique des membres inférieurs lors de l'utilisation d'un ergomètre cyclique en position couché, où les différences détectées semblaient principalement s'expliquer par l'immobilisation de la cheville. Cependant, le calcul de force de réaction ne peut être entièrement validé sur la base des résultats obtenus. Les résultats de force de réaction ne peuvent donc être utilisés qu'à titre de comparaison. Ainsi, il faudrait réaliser une expérience avec un ergomètre cyclique avec immobilisation de la cheville (90°) sur des blessés médullaires sans contrôle moteur. Il peut aussi être possible d'inhiber le contrôle actif chez des participants sains, avec une anesthésie locale afin de limiter des facteurs tels que la spasticité qui peuvent impacter la cinématique et la force de réaction. Cela permettra de valider ou non avec des données 100% expérimentales,

la similarité dynamique entre l'outil numérique et l'ergomètre expérimental. Il serait pertinent de mettre en place un capteur de force au niveau de la liaison pivot pédale/bras de manivelle et des semelles de pressions au niveau des pieds afin d'évaluer laquelle des deux méthodes est la plus répétable et la plus valide, pour mesurer les forces de réactions. Enfin, les corps rigides associés au bassin devront être orientés par rapport au tronc et collés sur le grand trochanter pour déterminer la cinématique de la hanche et du genou de façon standard.

6.3 Évaluation des performances de l'ergomètre linéaire proposé

Les performances de l'ergomètre linéaire proposé ont été évaluées et comparées à l'ergomètre cyclique. Les performances de l'ergomètre ont été définies dans le cahier des charges comme la similarité de la dynamique de la hanche et du genou avec la marche naturelle. Une méthode innovante, consistant à faire varier les paramètres de configuration, a permis d'évaluer quel paramètre a le plus d'influence sur la performance du mouvement et quelle est la configuration d'utilisation optimale de chacun des deux ergomètres. Cette approche a permis de comparer l'ergomètre linéaire et cyclique dans leur configuration optimale. Cette étude a été réalisée pour une personne représentative de la population moyenne (50^e percentile), mais les variables de tailles et de masse ne semblaient pas présenter d'influence significative sur la dynamique du mouvement. À notre connaissance, aucune étude n'a étudié l'influence des paramètres de configurations sur un ergomètre linéaire et cyclique en position couchée avec mobilisation passive. Les résultats seront tout de même comparés à des études sur des ergomètres cycliques (M. O. Ericson, Ekholm, Svensson, & Nisell, 1985 ; Ferrer-Roca et al., 2012 ; Gardner et al., 2015 ; Johnston, 2007 ; Redfield & Hull, 1986 ; Sanderson, Hennig, & Black, 2000 ; Too & Landwer, 2000 ; Yum et al., 2021) et linéaires (Stoloff et al., 2007), utilisées activement en position debout ou assise. De plus, aucune étude n'a comparé ce type de mouvement avec la marche, hormis Damiano et al. (2011) pour l'ergomètre cyclique en position debout actif, Stoloff et al. (2007) pour l'ergomètre linéaire en position assise et en mode actif et Chammakhi (2023) pour les deux ergomètres en position allongée et debout, avec mobilisation active et passive.

Après analyse des plans expérimentaux, pour les deux ergomètres, l'angle d'extension maximal du genou est le paramètre le plus influent sur la dynamique du mouvement. Minimiser cet angle contribue à environ 52% de la diminution de l'angle d'extension de la hanche et à environ 48% de l'augmentation de la force de réaction maximale, ce qui concorde avec les observations de Johnston (2007). Des évaluations cliniques doivent être menées afin de définir un seuil d'extension maximal pour assurer l'innocuité du mouvement pour des personnes sans contrôle actif. Minimiser la hauteur de l'appareil par rapport au matelas permet aussi d'avoir un effet sur la cinématique, en contribuant à environ 36% de la diminution de l'angle d'extension de la hanche. Ainsi, utiliser un lit médicalisé qui s'incline à l'image du Erigo peut être intéressant pour venir chercher une plus grande extension de la hanche. Ensuite, le positionnement du pied (Lp) a aussi une influence sur la variation de la force de réaction, avec une contribution d'environ 18%, ce qui concorde avec les résultats de Ericson et al. (1985) qui observe un rôle significatif de la position du pied sur le moment de l'articulation de la cheville. Plus le contact pied/pédale (Lp) est éloigné de l'axe de la jambe, plus le moment est grand (Ericson et al., 1985). Enfin, on a observé que la cadence contribue à 8% sur la variation de la force de réaction maximale. Redfield & Hull (1986) ont d'ailleurs observés qu'une augmentation de cadence augmente les moments articulaires de la hanche et du genou. Cependant, Ericson et al. (1985) n'observent aucun effet significatif de la cadence sur le moment articulaire de la cheville. De même, Sanderson, Hennig, & Black (2000) ont observé qu'une élévation de la cadence entraînait une diminution de la force de réaction lors de l'utilisation d'un vélo. Cette différence peut s'expliquer par le fait que les sujets étaient actifs dans leur étude. Cependant, il a été observé que la cadence n'influence pas la cinématique du mouvement comme l'observent Stoloff et al. (2007) avec un ergomètre linéaire en position assise. D'après Johnston (2007), la longueur du bras de manivelle influence aussi la dynamique du mouvement. Mais dans notre cas, la longueur du bras de manivelle était déterminée de manière à avoir 37° d'amplitude de hanche.

Dans leur condition optimale, l'ergomètre linéaire semble être plus performant que l'ergomètre cyclique ce qui concorde avec les observations de Chammakhi (2023). En effet, ce dernier présente un score pondéré, d'après le barème d'évaluation, de 104,7 contre 81,1 pour

l'ergomètre cyclique (Tableau 5.3). L'ergomètre linéaire se démarque par une cinématique de hanche très proche en forme par rapport à la marche ($r=0,97$) et un plus grand nombre d'ajustements morphologiques. De plus, l'ergomètre linéaire présente une plus grande extension de la hanche avec une différence de $6,4^\circ$ avec l'ergomètre cyclique. Ce résultat est très intéressant, puisqu'en minimisant l'extension de la hanche, il serait possible d'obtenir une cinématique de hanche similaire à la marche en amplitude et en forme. Cependant, avec un RMS supérieur à 40° par rapport à la marche (Tableau 5.3), l'ergomètre cyclique et linéaire présentent une étendue de la hanche et du genou très éloignée par rapport à la marche, ce qui coïncide avec les résultats obtenus par Yum et al. (2021) et Damiano et al. (2011). L'inclinaison du tronc à 30° et un lit non inclinable peuvent expliquer l'écart d'étendue de la hanche avec la marche. Pour l'étendue du genou, cela est aussi dû au seuil maximal d'extension fixé à 20° . Ces facteurs ont toutefois été définis de telle sorte à assurer l'innocuité du mouvement. C'est pourquoi on observe ici un dilemme entre performance et innocuité du mouvement.

Contrairement à la hanche, la cinématique du genou, pour les deux ergomètres, est éloignée en forme par rapport à la cinématique de la marche ($r\sim 0$). Damiano et al. (2011) évaluent une grande différence entre la cinématique de l'ergomètre cyclique et de la marche avec un GDI (Gait deviation index) très faible de -9.7 . Ce score de -9.7 souligne une grande différence entre la cinématique de l'ergomètre cyclique et de la marche, à l'image des grandes différences d'étendue observée avec la marche et du coefficient de corrélation nulle pour la cinématique du genou dans notre étude. Ensuite, l'ergomètre linéaire présente, en utilisation optimale, une force de réaction supérieure de $2,7\%$, par rapport à l'ergomètre cyclique. Cependant, cette différence ne semble pas significative d'après le barème d'évaluation (Tableau 5.3). Avec une cote de 2 (Tableau 5.3), leur force de réaction maximale atteint quasiment le seuil optimal qui est défini à 50% du poids du patient, ce qui est encourageant pour une contraction adéquate des muscles.

Enfin, les deux ergomètres présentent une forte coordination de la hanche et le genou avec un coefficient de corrélation de 1 pour l'ergomètre linéaire ($r=1$) et de $0,93$ pour l'ergomètre

cyclique ($r=0,93$). Pour la mobilisation précoce d'une personne paralysée, le mouvement des articulations doit être contrôlé. Il semble donc logique que les deux ergomètres présentent un coefficient de corrélation hanche-genou élevé. Cependant cette forte coordination peut nuire au « développement du contrôle sélectif » (Damiano et al., 2011), pouvant impacter le réapprentissage de la marche (Fowler et al., 2009). En effet Fowler et al. (2009) ont observé chez des enfants présentant une paralysie cérébrale que la désynchronisation de la hanche et du genou a permis un balancement des jambes, assimilable à un contrôle sélectif. Ainsi, si l'on souhaite minimiser cette coordination, à l'image de la marche, l'ergomètre cyclique pourra être préféré. Il faudrait cependant analyser si une forte coordination n'est pas à privilégier pour une mobilisation précoce et notamment étudier si une forte coordination permet un contrôle moteur simplifié.

L'étude présente cependant quelques limites. Les données dynamiques des deux ergomètres ont été déterminées par l'outil numérique développé au chapitre 4, ce qui peut limiter la confiance dans les résultats, notamment dans le calcul de la force de réaction maximale. En effet, les forces de réactions obtenues sont encourageantes, car elles dépassent 40% du poids du sujet en position optimale, mais le modèle dynamique n'a cependant pas pu être validé. Il serait pertinent de mesurer expérimentalement la force de réaction maximale, ainsi que la cinématique de la hanche et du genou pour les deux ergomètres. Cela permettra d'évaluer la validité de l'outil numérique. Cependant, le seuil de force de réaction optimal de 50% a été défini de manière qualitative. Il est probablement trop élevé et peut entraîner des conséquences négatives sur la sécurité du patient. Un seuil trop élevé peut notamment entraîner une friction importante entre le sacrum et le matelas, ce qui peut causer des plaies de pression. Par conséquent, il est essentiel de définir un seuil maximal pour assurer la sécurité du mouvement et éviter tout risque pour le patient. De plus, les angles de flexion maximale et minimale de la hanche et du genou avec l'ergomètre linéaire sont différents par rapport aux résultats trouvés par Stoloff et al. (2007). Ces différences sont sûrement dues à des configurations différentes. Assurément, il a été constaté que la dynamique des membres inférieurs varie en fonction des paramètres de configuration, ce qui concorde avec les observations faites par plusieurs auteurs

pour l'ergomètre cyclique (Ferrer-Roca et al., 2012 ; Gardner et al., 2015 ; Johnston, 2007 ; Too & Landwer, 2000).

Hormis la plus grande similarité en forme de la cinématique de la hanche avec l'ergomètre linéaire, les performances des deux ergomètres sont globalement similaires (Tableau 5.3). Cela peut signifier que les deux ergomètres sont tout aussi performants et que la technologie actuelle peut être améliorée. Cela peut aussi s'expliquer par le choix des critères d'évaluation comme le RMS et le coefficient de taille. En effet, du fait de la grande différence d'étendue avec la marche, les deux ergomètres ne présentent pas de différence significative. Or, une différence d'extension de la hanche de $6,4^\circ$ entre les deux ergomètres peut être considérée comme significative lorsque l'on compare directement les deux ergomètres. Enfin, cela peut aussi signifier un manque de critère de comparaison pour mieux comprendre ce qui les différencie. Il serait donc intéressant d'intégrer d'autres paramètres de comparaison dans l'étude expérimentale comme le confort du patient ou des schémas d'activation musculaire. Réaliser une corrélation croisée des schémas électromyographiques des membres inférieures à l'instar de Stoloff et al. (2007) permettrait de vérifier leur hypothèse selon laquelle l'ergomètre linéaire partage un contrôle neuronal similaire à la marche. Faire cette même étude, en incluant l'ergomètre cyclique, permettrait de comparer si l'ergomètre cyclique partage lui aussi un contrôle moteur similaire à la marche. Cette expérience suggérée guidera grandement le choix entre un ergomètre cyclique et linéaire, là où les différences dynamiques de la hanche et du genou observées ne sont pas significatives. Il est aussi possible d'évaluer l'évolution de la force de réaction au cours du temps, ou analyser les moments autour de chaque articulation pour une comparaison plus complète de l'ergomètre linéaire et cyclique. Notons aussi que le CORA n'a pas été calculé dans son ensemble, du fait de la sensibilité du coefficient de forme à une différence d'étendue. Cette même sensibilité s'applique également au coefficient de corrélation multiple utilisé par Burnfield et al. (2010). Cela a pu limiter notre comparaison avec la cinématique de la marche. Ainsi, lorsque l'on compare deux courbes cinématiques présentant une grande différence d'étendues, le CORA et le CMC ne semblent pas être des outils adaptés pour cette comparaison.

Une étude préliminaire permettrait aussi d'identifier les limites réelles de chaque paramètre de configuration comme l'angle d'extension maximale du genou. Ce dernier a été réglé à 20°, mais cette valeur peut être dangereuse pour des sujets sans contrôle moteur. Enfin, l'ergomètre linéaire semble, certes, présenter un meilleur potentiel, mais il est encore loin de reproduire la cinématique de la marche, comme on a pu le voir au Tableau 5.3 . Ainsi, d'autres possibilités doivent être pensées comme intégrer une plateforme inclinable au niveau des membres inférieurs dans un lit d'hôpital pour une plus grande extension de hanche, intégrer une plateforme de force dans les chaussures (Fang, Vuckovic, Galen, Conway, & Hunt, 2014) pour optimiser la force de réaction ou encore utiliser la stimulation électrique fonctionnelle pour venir stimuler directement les muscles des membres inférieurs (Hachem et al., 2017). Utiliser un lit inclinable comme le Erigo pourrait aussi maximiser la force de réaction par gravité, augmenter l'éveil des patients (Chang et al., 2004) et mieux se rapprocher de la cinématique de la marche naturelle (Chammakhi, 2023).

6.4 Limites du projet et perspectives

Notre étude se limite à la mobilisation des membres inférieurs. Or, dépendamment de la localisation de la blessure, les membres supérieures peuvent aussi être atteints. Cependant, il semble plus sécuritaire de ne pas déstabiliser la moelle épinière dans les premières semaines suivant l'opération. De plus, l'ergomètre modélisé reste une structure imposante pouvant dissuader son utilisation par les cliniciens. Toutefois, avec un grand nombre de pièces standards, un prototype pourra être facilement fabriqué et testé. Si son utilisation représente une réelle valeur ajoutée par les cliniciens, alors une nouvelle étude de conception pourra être menée pour changer l'architecture de l'appareil et conduire à la fabrication d'un produit commercialisable. Tout de même, l'étude de performance a permis de démontrer le potentiel d'un tel appareil en milieu hospitalier ou du moins un besoin d'étude expérimentale. Ainsi, la fabrication d'un ergomètre linéaire doit être envisagée.

L'outil numérique réalisé est seulement configuré pour un ergomètre de type linéaire et cyclique. Cependant, le système de résolution dynamique peut être généralisé à plusieurs types

de mouvement. Une approche théorique a été privilégiée pour le calcul des forces de réactions. La théorie étant notre référence, cette approche a été privilégiée par rapport à un modèle de dynamique rigide comme sur ANSYS. Il aurait pu aussi être pertinent d'utiliser un modèle multicorps comme sur OPENSIM, afin d'ajouter un modèle musculaire à l'étude. Il aurait ainsi été possible d'introduire des propriétés intrinsèques au corps humain comme la rigidité des tendons et simuler des phénomènes de spasticité qui sont communs chez les blessés médullaires.

L'évaluation de l'outil numérique est tout de même limitée et ne permet pas de conclure de manière définitive sur sa fiabilité à simuler une dynamique des membres inférieurs similaire à la réalité, notamment pour la force de réaction maximale. En effet, elle se limite seulement à l'ergomètre cyclique avec des participants sains, avec mobilisation de la cheville et où les différences de la force de réaction avec l'outil numérique étaient importantes. Une expérience sur des blessés médullaires auraient pu être réalisée, dans le cas du protocole de mobilisation précoce menée par l'équipe du docteur Jean-Marc Mac-Thiong (Mac-Thiong et al., 2021). Cependant, contrairement à l'outil numérique, les pressions plantaires mesurées sur les blessés médullaires par des semelles de pression sont quasiment nulles, dans le cadre de ce protocole. Il semble donc que l'outil numérique surestime les pressions plantaires mesurées chez les blessés médullaires (Mac-Thiong et al., 2021). Plusieurs éléments peuvent expliquer ces différences. Tout d'abord, l'outil numérique détermine la composante horizontale de la force de la liaison entre le support de pied et le système de transmission et non directement la pression plantaire. De plus, dans le modèle numérique, la jambe, la chaussure et le support de jambe sont confondus. Or, l'orthèse génère une force sur les jambes et peut contribuer à réduire les pressions plantaires et les chaussures ne permettent pas de répartir adéquatement les pressions plantaires comme dans un exercice de marche. De plus, la pression plantaire mesurée dépend du maintien entre les jambes, les chaussures et l'orthèse, ce qui nécessite une amélioration de l'architecture du support de jambe et du système de maintien. Il serait possible de réaliser une charge ponctuelle entre le pied et le support de pied et d'immobiliser la cheville par une orthèse sans la relier au système de transmission. Enfin, pour éviter une charge constante appliquée au talon, il serait intéressant de dérouler la charge du talon au bout du pied.

Ces modifications permettront sûrement de mesurer de plus grandes pressions plantaires et ainsi de pouvoir analyser les données résultantes de l'outil numérique avec des données expérimentales sur des sujets sans contrôle moteur. Un capteur de force pourra aussi être utilisé pour mesurer la composante normale de la liaison pivot et pouvoir la comparer avec l'outil numérique. Ce capteur de force permettrait aussi de comprendre la différence entre les forces résultantes dans la liaison pivot et la pression plantaire résultante, et ainsi de trouver le meilleur système de support de jambe, pour maximiser les pressions plantaires.

Hormis une plus grande similarité de l'allure de la hanche en flexion/extension de l'ergomètre linéaire avec la marche naturelle, l'ergomètre linéaire et l'ergomètre cyclique présentent une performance globalement similaire sans différence significative. Ainsi, dans l'expérience suggérée auparavant, il est recommandé d'ajouter d'autres critères de comparaison à savoir le confort du patient, une électromyographie des membres inférieures, un calcul des moments articulaire et l'évolution de la force de réaction. Ces critères permettront de réaliser une comparaison complète entre ces deux ergomètres, ce qui permettra de savoir lequel est le plus adapté à une mobilisation précoce. Cette étude permettra aussi d'étudier les caractéristiques de chacun des deux ergomètres qui n'ont pas encore été étudiés en mobilisation passive. Les différences significatives avec la marche naturelles peuvent aussi signifier qu'il ne sera pas possible de reproduire la marche dans le cadre d'une mobilisation précoce. Ainsi, il serait peut-être plus judicieux de se concentrer d'abord sur la sécurité du mouvement du patient en phase aiguë, avant de chercher à reproduire la marche une fois que l'état du patient est stabilisé. Après stabilisation, les conditions d'installation du patient seront soumis à moins de contraintes et elles pourraient être plus favorables pour reproduire la marche naturelle, comme sur un lit verticalisant de type Erigo.

Finalement, l'outil numérique développé pourra facilement être utilisé en clinique, sous forme d'interface (Figure 4.10 et Figure 4.11). Tout d'abord, il est possible de savoir comment installer le patient et comment régler la longueur du bras de manivelle (R) en fonction des données anthropométriques des patients et des paramètres de configurations spécifiés par le praticien. Cet outil numérique permet ensuite de déterminer la cinématique résultante de la

hanche et du genou, ainsi que l'évolution de la force de réaction, ce qui par analyse de mouvement, peut être un processus long et onéreux. Les paramètres de configurations seront à spécifier par les cliniciens sachant que l'angle minimal du genou (γ_{min}), la hauteur de la machine (h) seront à minimiser et la position du pied (Lp) et la cadence (N) à maximiser, dans les limites du possible. C'est-à-dire qu'une étude clinique devra être réalisée pour quantifier les limites réelles de ces paramètres comme l'extension du genou ou de la hanche. D'après leur degré d'importance, le réglage sur l'extension du genou est à prioriser puis la position du pied (Lp) ensuite la hauteur et enfin la cadence. L'étude s'est limitée à la position allongée avec le tronc incliné à 30° ce qui est actuellement les mesures cliniques mises en place, mais les résultats sont généralisables à d'autres positions comme la mobilisation dans un fauteuil roulant. Il est recommandé dès que l'état du patient le permet, de minimiser l'inclinaison du tronc, pour maximiser l'extension de la hanche.

Afin de placer le plus précisément le patient (son grand trochanter) par rapport à la machine (centre de rotation du bras de manivelle), des corps rigides pourront être fixés aux deux emplacements concernés. Avec le système d'acquisition de mouvement, NORAXON, utilisé actuellement à l'HSCM, cette longueur pourra être facilement mesurée. Ce système est plus fiable qu'un appareil de mesure manuel comme un mètre. Des essais à l'HSCM, sur des blessés médullaires avec l'ergomètre actuel pourront être réalisés dans les prochaines semaines afin d'implémenter au mieux cette technologie au sein de l'équipe clinique. De plus, pour pouvoir utiliser de façon optimale cet outil numérique, il faudrait doter l'ergomètre cyclique d'un bras de manivelle réglable afin de pouvoir régler l'amplitude de la hanche. L'architecture des lits d'hôpitaux peut aussi être repensée avec une structure inclinable au niveau des membres inférieurs pour minimiser l'extension de la hanche.

CONCLUSION

La problématique de ce projet était d'optimiser la mobilisation précoce des blessés médullaires. Afin de répondre à cette problématique, la conception d'un ergomètre visant à reproduire la marche dans un lit d'hôpital a été réalisée (O1). Ensuite, un outil simulant la dynamique des membres inférieurs dans l'ergomètre proposé et celui existant a été développé et évalué (O2), puis utilisé pour comparer les performances de ces deux ergomètres dans leur configuration optimale (O3).

La réalisation d'un cahier des charges, basée sur la méthode de la qualité, a permis de bien définir les principaux attributs, spécifications techniques et contraintes que l'appareil doit respecter. Cela a notamment permis de définir l'attribut principal qui est la similarité du mouvement avec la marche. Les rencontres avec les cliniciens et la participation à des séances de mobilisation des blessés médullaires ont aussi permis de bien définir les différentes contraintes et les améliorations à apporter à l'ergomètre. Ces différentes rencontres et le travail bibliographique ont permis de pondérer les spécifications techniques et d'établir un barème d'évaluation. Plusieurs types de mécanismes ont été pensés et évalués selon ce barème établi. Finalement, c'est un ergomètre de type linéaire utilisant le système Scotch Yoke, développé par Amoun et al. (2019), qui a semblé le plus judicieux. Une étude géométrique et anthropométrique ont permis de dimensionner le moteur, régler la longueur du bras de manivelle et définir la largeur optimale de la machine. Grâce à ce dimensionnement, des composants adaptés ont été choisis. Finalement, l'assemblage final a été réalisé sous forme de modèle numérique 3D grâce au logiciel CATIA. Pour chaque genre (masculin et féminin) du 5e, 50e et 95e percentile, une étude ergonomique a été réalisée. Finalement, les dimensions de l'appareil semblent adaptées à la mobilisation de la population visée (90 % de la population nord-américaine).

L'outil simulant la dynamique des membres inférieures se présente sous forme d'une interface graphique. À partir des paramètres anthropométriques et des paramètres de configurations, l'outil numérique calcule la longueur du bras de manivelle, la distance du patient par rapport à

la machine, l'allure en flexion/extension de la hanche et du genou ainsi que la force de réaction maximale. Les allures en flexion/extension de la hanche et du genou dans l'interface sont aussi comparées à celles de la marche. L'outil numérique a ensuite été comparé à des données expérimentales obtenues lors de l'utilisation d'un ergomètre cyclique (Chammakhi, 2023). Les résultats ont montré une similarité de la cinématique de l'outil numérique avec la réalité, où les principales différences semblaient s'expliquer par l'immobilisation de la cheville dans l'outil numérique. Cependant, les forces de réaction maximales déterminées étaient significativement plus grandes par rapport aux données expérimentales ($p < 0,05$). Des données expérimentales supplémentaires, provenant de sujet sans contrôle moteur avec immobilisation de la cheville, semblent nécessaires pour valider l'outil numérique.

Enfin, un plan expérimental complet à quatre facteurs et deux modalités a permis de définir l'influence des paramètres d'installation sur la performance du mouvement et une étude de désirabilité a permis de définir la configuration d'installation la plus optimale. Les performances des deux ergomètres ont pu être comparées dans leurs configurations optimales. Cette étude a permis d'identifier un plus grand potentiel de l'ergomètre linéaire par rapport à celui actuel. L'ergomètre linéaire présentait notamment une allure de la hanche en flexion/extension identique à la marche et un nombre d'ajustements morphologiques plus important par rapport à l'ergomètre cyclique. L'ergomètre linéaire présente également une extension de hanche moindre ($6,4^\circ$) et une plus grande force de réaction ($2,7\%$), mais ces différences ne sont pas significatives d'après le barème d'évaluation. Comparer expérimentalement ces deux ergomètres en utilisant des critères de comparaison supplémentaires semble nécessaire pour identifier au mieux les différences entre chacun des deux ergomètres et de choisir la technologie adaptée pour mobiliser précocement des blessés médullaires.

Finalement, cette étude montre le besoin de réaliser un ergomètre de type linéaire. Des améliorations doivent être apportées au modèle 3 D construit. Il faut notamment réaliser une étude de dimensionnement afin de s'assurer de la résistance des pièces et des matériaux. Il serait aussi recommandé d'étudier une alternative au système Scotch yoke qui est un

mécanisme imposant. Il serait notamment intéressant d'étudier un mouvement alterné par l'intermédiaire de deux tables linéaires contrôlées par deux moteurs pas à pas, dans un projet futur. L'outil numérique, simple d'utilisation, pourra être utilisé en clinique en complément de l'ergomètre. Il permet de guider l'installation du patient qui est réalisé de manière aléatoire actuellement et de régler convenablement la longueur du bras de manivelle qui est fixe actuellement. Cet outil numérique permet également de mesurer la dynamique des membres inférieurs sans réaliser d'essais expérimentaux qui peuvent être longs et pesants pour les cliniciens. Il est recommandé de minimiser l'angle d'extension du genou et la hauteur de l'ergomètre par rapport au matelas, de fixer le support de pied à 60 mm de l'axe de la jambe et de maximiser la cadence du mouvement lorsque l'état du patient le permet. La conception d'un système de réglage du bras de manivelle est aussi recommandée. Ainsi, l'utilisation de ce nouvel ergomètre avec cet outil numérique a le potentiel d'optimiser la mobilisation précoce des blessés médullaires.

ANNEXE I

MÉTHODE DE CLASSIFICATION DES BLESSURES MÉDULLAIRES

Étape 1 :

Tout d'abord est utilisé le score sensoriel de l'ASIA qui évalue la sensibilité à un toucher léger et à une pique d'épingle pour 28 dermatomes (de C2 à S4-S5). Un dermatome est défini comme une partie de la peau, dont les nerfs sensitifs proviennent du même nerf spinal. Sur la Figure-A I-1, est représenté pour chaque dermatome son origine spinale. Il s'agit d'une échelle comprise entre 0 et 2 où 0 correspond à l'absence de réaction, 1 est une réaction partielle et 2 est une réaction intacte.

Étape 2 :

Ensuite est utilisé le score moteur de l'American spinal injury association (ASIA). Ce dernier évalue l'état fonctionnel des muscles sur une échelle de 0 à 6 (Figure-A I-1), à partir de l'analyse de 10 paires de myotomes (de C5 à T1 et de L2 à S1). Le myotome est défini comme un ensemble composé par un muscle et la racine nerveuse qui l'innerve.

Étape 3 et 4 :

Puis on détermine le niveau de la lésion qui est le segment le plus bas où les fonctions motrices et sensorielles sont normales des côtés gauches et droits du corps. Ensuite, on regarde si la lésion est complète ou incomplète (Figure-A I-1).

Étape 5 :

Enfin on utilise l'ASIA impairment scale (échelle de déficience) qui évalue l'état général des fonctions motrices et sensorielles sur 5 niveaux : A, B , C, D et E (Tableau 1.1).

Patient Name _____
 Examiner Name _____ Date/Time of Exam _____

ASIA AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION **STANDARD NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY** **ISCOS**

MOTOR
KEY MUSCLES
(scoring on reverse side)

C5	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Elbow flexors
C6	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Wrist extensors
C7	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Elbow extensors
C8	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Finger abductors (little finger)

UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM) + =
(25) (25) (50)

Comments: _____

L2	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Hip flexors
L3	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Knee extensors
L4	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Ankle dorsiflexors
L5	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Long toe extensors
S1	<input type="checkbox"/>	R	<input type="checkbox"/>	L	Ankle plantar flexors

Voluntary anal contraction (Yes/No)

LOWER LIMB TOTAL (MAXIMUM) + =
(25) (25) (50)

SENSORY
KEY SENSORY POINTS

	LIGHT TOUCH		PIN PRICK	
	R	L	R	L
C2				
C3				
C4				
C5				
C6				
C7				
C8				
T1				
T2				
T3				
T4				
T5				
T6				
T7				
T8				
T9				
T10				
T11				
T12				
L1				
L2				
L3				
L4				
L5				
S1				
S2				
S3				
S4-5				

TOTALS: + =
(MAXIMUM) (56) (56) (56) (56)

Deep anal pressure (Yes/No)

PIN PRICK SCORE (max: 112)

LIGHT TOUCH SCORE (max: 112)

• Key Sensory Points

NEUROLOGICAL LEVEL: R L
The most caudal segment with normal function

SINGLE NEUROLOGICAL LEVEL:

COMPLETE OR INCOMPLETE?
Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5

ASIA IMPAIRMENT SCALE:

ZONE OF PARTIAL PRESERVATION:
Caudal extent of partially preserved segments

SENSORY MOTOR: R L

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. REV 24/11

Figure-A I-1 Classification des blessures médullaires
 Tirée de S. C. Kirshblum et al. (2011)

ANNEXE II

LES 3 PHASES TEMPORELLES POST-TRAUMA

La Figure-A II-1 schématise les mécanismes de blessures suite à une lésion traumatique à la moelle épinière, selon trois phases temporelles.

Tout d'abord, il y a la phase aiguë qui a lieu entre 0 et 48h après la blessure. Cette phase est caractérisée par la mort cellulaire due aux œdèmes, aux hémorragies, à l'ischémie, à l'hypotension due au choc, à l'infiltration de cellules pro-inflammatoires, à l'initialisation de l'apoptose (autodestruction des cellules) et à la libération de cellules cytotoxiques (Ahuja & Fehlings, 2016).

S'en suit la phase subaiguë qui se déroule entre deux et 14 jours post-trauma. Durant cette phase, il y a toujours la présence d'œdème et d'ischémie entraînant la mort cellulaire; de plus des cavités kystiques commencent à se former et à s'unir, entourées de cellules inflammatoires, de fibroblastes et de cellules gliales. Notons de même l'infiltration de cellules inhibitrices dans la matrice extracellulaire. Ces phénomènes endommagent les neurones et limitent leur régénération (Ahuja et al., 2017 ; Ahuja & Fehlings, 2016).

Enfin durant la phase intermédiaire (deux semaines à 6 mois) et la phase chronique (supérieur à 6 mois) des barrières mécaniques et chimiques limitent la régénération des neurones (Ahuja & Fehlings, 2016).

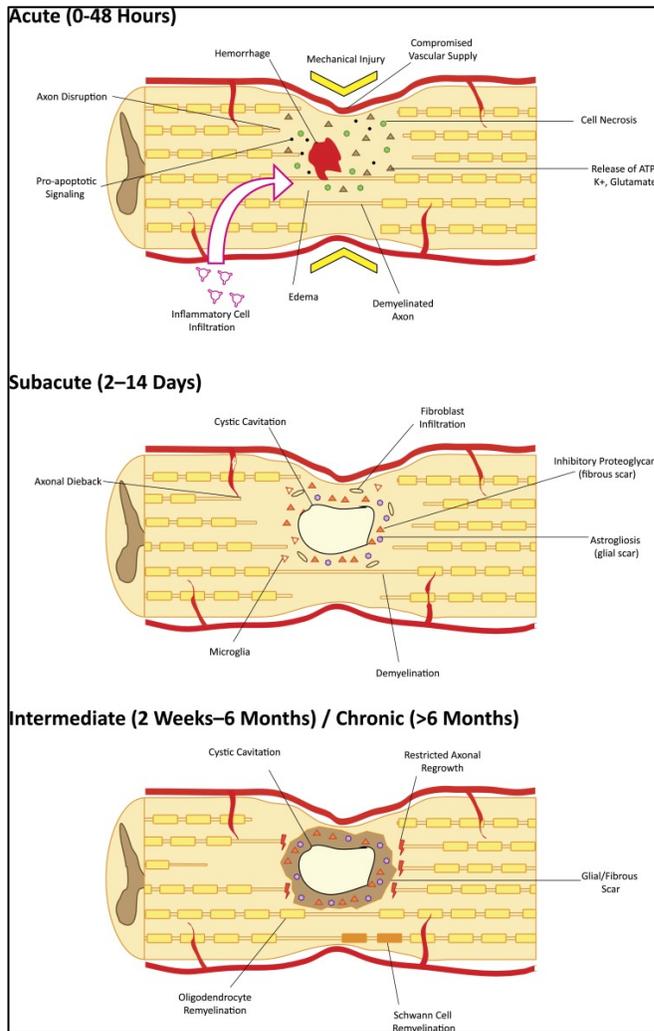


Figure-A II-1 Schématisation du mécanisme de blessure suite à une BMT
Tirée de Ahuja & Fehlings (2016)

ANNEXE III

TECHNOLOGIES EXISTANTES



Figure-A III-1 Entraînement à la marche assistée par robot : Exemple du Lokomat
Tirée de Schück et al. (2012)



Figure-A III-2 Entraînement à la marche assistée par robot : Exemple du GE-O
Tirée de Gandolfi et al. (2019)

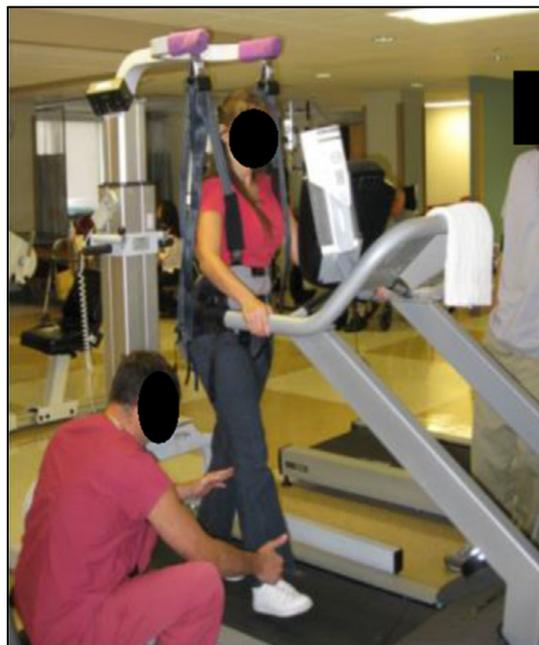


Figure-A III-3 Marche sur tapis roulant avec support de poids
Tirée de Esquenazi et al. (2017)

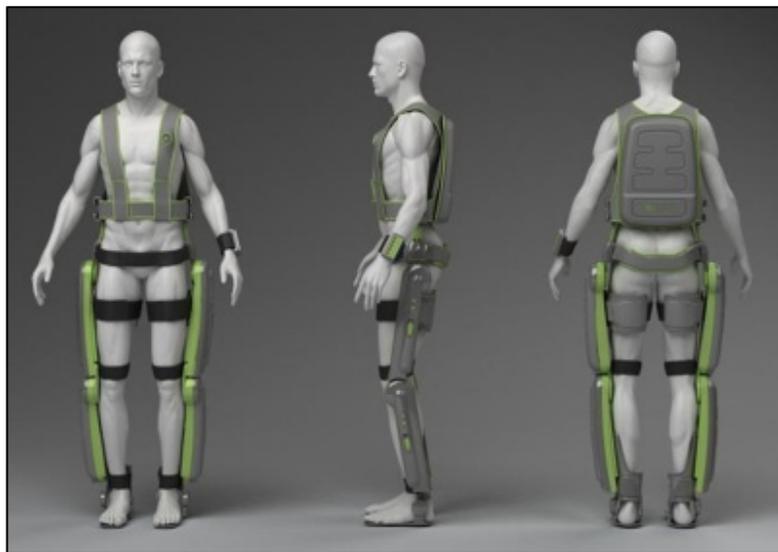


Figure-A III-4 Représentation de l'exosquelette Rewalk
Tirée de Zeilig et al. (2012)



Figure-A III-5 Ergomètre cyclique avec stimulation
fonctionnelle
Tirée de Restorative THERAPIES (s. d.)

ANNEXE IV

DESCRIPTION DES LITS D'HÔPITAUX



Figure-A IV-1 Lit d'hôpital utilisé en soin Intermédiaire et intensif



Figure-A IV-2 Lit d'hôpital utilisé dans l'unité « Lésion médullaire », hors soin intermédiaire

ANNEXE V

CONCORDANCE – SYNERGIE/COMPROMIS

Concordances

Cinématique de la hanche (↑) étendue de la hanche (↑) :

L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique de la hanche pendant la marche naturelle : Spécification directement reliée à l'attribut, une cote de 5 est attribuée.

Cinématique du genou (↑) ; Étendue du genou (↑) :

L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique du genou pendant la marche naturelle : Spécification directement reliée à l'attribut, une cote de 5 est attribuée.

Force de réaction maximale (↑) :

L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique de la hanche et du genou pendant la marche naturelle : la force de réaction du pied sur la pédale influence les efforts autour des articulations de la hanche et du genou. Cette spécification est donc directement reliée à chacun des deux attributs. Ainsi, une cote de 5 lui est attribuée pour chacun des attributs.

Proportion de la phase d'appui (↑) :

L'appareil permet la mobilisation des membres inférieurs du patient de telle sorte à reproduire au mieux la dynamique de la hanche et du genou pendant la marche naturelle : la proportion

de la phase d'appui influence la cinématique de la hanche et du genou ainsi que les efforts appliqués à ces deux articulations. Cette spécification est donc directement reliée à chacun des deux attributs. Ainsi, une cote de 5 lui est attribuée pour chacun des attributs.

Nombre d'ajustements morphologiques (↑)

L'appareil s'ajuste à la morphologie de la population moyenne nord-américaine : Relation directe avec la spécification technique, donc une cote de 5 est appliquée.

L'appareil est simple à fabriquer et l'appareil est abordable : augmenter le nombre d'ajustements morphologiques complexifie la fabrication et augmente le prix de l'appareil. Une cote de -1 a donc été établie pour ces deux attributs.

Temps d'installation (↓)

L'appareil permet une installation facile du patient : Relation directe avec la spécification technique, donc une cote de 5 est appliquée.

L'appareil s'ajuste à la morphologie de la population moyenne nord-américaine : diminuer le temps d'installation, rend plus difficile un bon ajustement du patient, d'où une cote de -1.

Volume occupé par l'appareil (↓)

L'appareil est compact : Relation directe avec la spécification technique, une cote de 5 est appliquée. Certaines salles ayant un espace restreint, la compacité permet de mettre en place l'ergomètre facilement.

L'appareil est facilement transportable : moins le volume est important, plus le transport de l'appareil est facile. Une cote de 1 a été établie.

Masse (↓) :

L'appareil est facilement transportable : Attributs associés à ces spécifications techniques, donc une cote de 5 est donnée. Moins la masse sera importante, plus facile sera le transport.

Nombre de pièces standards (↑)

L'appareil est simple à fabriquer : Attributs associés à ces spécifications techniques, donc une cote de 5 est donnée. Plus il y a des pièces standards, plus facile sera la fabrication.

L'appareil est abordable : Plus il y a de pièces standards, moins coûteuse sera la fabrication. Une cote de 3 est appliquée. En effet, usiner des pièces brutes peut être assez coûteux.

Coût (↓) :

L'appareil est simple à fabriquer : moins le coût de fabrication est important, plus la fabrication est facile. Une cote de 3 est appliquée.

L'appareil est abordable : Attribut associé à cette spécification technique, donc une cote de 5 est donnée.

Synergie et compromis

Synergie entre la proportion de la phase d'appui avec la forme de la cinématique de la hanche, la cinématique du genou

Explication : Une phase d'appui, représentant 60% du cycle, permettra de se rapprocher de l'allure de la cinématique articulaire de la hanche et du genou pendant la marche naturelle.

Synergie entre l'allure de la cinématique de la hanche et son étendue:

Explication : Se rapprocher de l'allure de la cinématique de la hanche va permettre de se rapprocher de l'amplitude de rotation de cette articulation.

Synergie entre l'allure de la cinématique du genou et son étendue

Explication : Se rapprocher de l'allure de la cinématique du genou va permettre de se rapprocher de l'amplitude de rotation de cette articulation.

Compromis entre nombre d'ajustements morphologiques et le temps d'installation

Explication : Augmenter le nombre d'ajustements morphologiques se fait au détriment du temps d'installation, cela met plus de temps à mettre en place le patient.

Compromis entre le coût, le volume et le nombre d'ajustements morphologiques :

Explication : toutes ces spécifications vont augmenter le coût de fabrication

Synergie entre volume et masse :

Explication : Bien souvent, si le volume est moins important alors la masse sera moindre, même si en théorie cela n'est pas forcément vrai.

Synergie entre le coût et le nombre de pièces standards :

Explication : Plus il y a de pièces standards, moins coûteuse sera la fabrication

ANNEXE VI

REMUE-MÉNINGE ET ANALYSE MORPHOLOGIQUE

Tableau-A VI-1 idée par sous-système suite aux remue-méninges

Système reproduisant la cinématique de la marche	Les supports pour tenir les jambes	Les attaches sur le lit et le sol	Les systèmes pour déplacer l'appareil
-Animatronique modulable avec moteur à la hanche -Engrenage abenics comme actionneur au niveau des articulations -Bras robotisé -Mouvement linéaire horizontal – type step avec vérin ; système bielle-manivelle; Scotch yoke; système à came; système pignon crémaillère; système vis-écroue -Mouvement linéaire vertical -Mouvement courbe -Mouvement type elliptique-bielle excentrée; courroie; engrenage planétaire -Mouvement cyclique	-Orthèse avec deux articulations : cheville et genou + attache cuisse -Orthèse avec une articulation : genou + attache cuisse. Articulation cheville maintenue -Orthèse avec une articulation : cheville + attache en bas du genou -Support bas du genou avec attache entre les cuisses -Botte orthopédique : cheville maintenue, attache en bas du genou -Cale-pieds comme vélo de course avec blocage de rotation -Support bas des jambes avec attache en hauteur -Moule flexible thermoformable <u>Adaptation morphologique</u> Circonférence des jambes : -Orthèse avec strapp souple- gonflable (comme prise de tension), hydraulique, électrique -Orthèse + scratch ou sangle -Orthèse + lanière comme ceinture avion	<u>Sur le lit</u> -Sangle à cliquet à crochet avec fixation en bas du lit -Mousqueton pour attacher dans les trous -Crochet sur lit -Visser directement sur le lit -Scratch -Posé directement sur le lit -Taquet coinreur -Boulon pour visser plaque appareil et lit -Pince qui agrippe les roues du lit -Poids du support ++ avec deux roues détachées du sol (panier de basket)	-Poignée -Frein d'urgence -Système pliable (poussette parapluie) avec roue -Pieds en forme de croix articulée, qui se replie pour passer les portes et se déploie pour plus de stabilité -Tapis d'air -Automatique-avance motorisée -quatre roues rétractables : permet de le déplacer facilement. -quatre roues avec système de blocage -deux roues (panier de basket)

Système reproduisant la cinématique de la marche	Les supports pour tenir les jambes	Les attaches sur le lit et le sol	Les systèmes pour déplacer l'appareil
-Mouvement de la marche naturelle avec le système Horn gear -Escalator -Aimant- mouvement avec infinité de solutions	-Orthèse plus lanière et clips intégrés comme le casque de vélo -Orthèse avec même attache que les chaussures de ski ou snow -Bras articulé + pinces Longueur des jambes : -Système de glissière avec vissage/Dévisage pour régler la longueur des membres -Système de réglage avec des tous et bille qui ressort (comme trottinette) -Système vis écrou pour régler longueurs des membres -Système de réglage comme avancement ou recul du siège auto Réglage- largeur des jambes : -Réglage en largeur avec système à cran	<u>Sur le sol :</u> -Contrepoids -Gomme antidérapante -Roue bloquante (à vis ou à claquet) -Ruban adhésif -Sangle accrochée sur le lit qui entoure la machine -Ventouse (vacuum)	-A la main -Chariot à fourche pour le transporter -Système de levage vertical et on descend pour pouvoir transporter l'appareil + roue -Roulement comme char -Assemblage + désassemblage comme un puzzle

Tableau-A VI-2 Analyse morphologique

	Cinématique	Support jambe	Fixation	Transport
Concept 1.0	Mouvement linéaire horizontale entraîné par un vérin linéaire et guidé par deux rails + pivot bout du pied	Orthèse à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec système de scratch	Sangle + crochet + gomme antidérapante	Quatre roues rétractables + préhension (poignée)

Concept 1.1	Mouvement linéaire horizontale entraîné par un vérin linéaire et guidé par deux rails	Orthèse à une articulation : genou + attache hanche avec système de scratch	Sangle + crochet + gomme antidérapante	Quatre roues avec frein
Concept 1.2	Mouvement linéaire horizontale entraîné par un vérin linéaire et guidé par deux rails + pivot bout du pied	Orthèse à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec système de scratch	Sangle + crochet + gomme antidérapante	Quatre roues rétractables + préhension (poignée)
Concept 1.3	Mouvement linéaire horizontale entraîné par un vérin linéaire et guidé par deux rails + pivot bout du pied	Orthèse à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec système de scratch	Sangle + crochet + gomme antidérapante	Pliable + deux roues (valise)
Concept 2	Mouvement linéaire vertical entraîné par deux vérins linéaires	Orthèse à une articulation : genou + attache hanche avec système de scratch	Ventouse + sangle	Deux roues (comme actuellement)
Concept 3	Mouvement vertical courbe	Orthèse à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec système de scratch	Ventouse + sangle	Deux roues (comme actuellement)
Concept 4.0	Mouvement linéaire horizontal avec système à bielle manivelle	Support bas des jambes avec attache en hauteur (support guidé en hauteur)	Roues blocables	Préhension + quatre roues

Concept 4.1	Mouvement linéaire horizontal avec système à bielle manivelle avec guidage sur rail	Orthèse à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec attache de ski	Roues rétractables + gomme antidérapante (grande surface) + sangle et crochet	Quatre roues
Concept 4.2	Mouvement linéaire horizontal avec système à bielle manivelle avec guidage sur rail	Orthèse à une articulation : genou + attache hanche avec système de scratch	Pieds en forme de croix articulée + sangle et crochet	À la main
Concept 4.3	Mouvement linéaire horizontal avec système à bielle manivelle avec guidage sur rail	Botte orthopédique	Sangle + mousqueton + gomme antidérapante	Deux roues + préhension
Concept 5	= Concept 4, mais avec scotch yoke			
Concept 6.0	Mouvement type step entraîné par un vérin à gaz automatisé	Orthèse à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec attache de ski	Sangle + mousqueton + gomme antidérapante	Quatre roues rétractables
Concept 6.1	Mouvement type step entraîné par deux moteurs électriques	Orthèse à une articulation : cheville + attache en bas du genou	Gomme antidérapante + sangle et mousqueton	À la main
Concept 6.2	Mouvement type step entraîné par deux moteurs électriques	Orthèse à deux articulations	Roue bloquante + sangle et crochet	Quatre roues
Concept 6.3	Mouvement type step entraîné par la translation d'un vérin	Orthèse à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec scratch	Roue bloquante + sangle et crochet	Quatre roues
Concept 7.0	Mouvement linéaire vertical entraîné par deux vérins + step 6.0	Orthèses à deux articulations : cheville/ genou +	Contrepoids	Chariot à fourche

		attache hanche avec scratch		
Concept 7.1	Mouvement linéaire vertical entraîné par deux vérins + step 6.2	Orthèses à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec scratch	Gomme antidérapante + sangle et mousqueton	quatre roues rétractables
Concept 8.0	Mouvement elliptique avec bascule	Orthèse à une articulation : genou + attache hanche avec système de scratch	Ventouse + sangle et crochet	deux roues
Concept 8.1	Mouvement elliptique avec roue	Orthèse à deux articulations : cheville/ genou + attache hanche avec scratch	Gomme antidérapante + sangle	quatre roues rétractables

ANNEXE VII

CLASSIFICATION DES PIÈCES

Tableau-A VII-1 Classification des pièces de l'assemblage

Partie de la machine		Nom de la pièce	Référence	Fournisseur	Lien	Quantité	Mass e (kg)	Prix (\$)
Structure	Support supérieur	Support transmission de mouvement	8975K468	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K468	4	3,678	99,04
		tube rectangulaire bâti inf-sup	6546K31	macmaster	https://www.mcmaster.com/6546K31	1	2,422	84,37
		plaque-support-moteur	8975K443	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K443	1	1,628	54,2
	Support inférieur	colonne-translation	88935K62	macmaster	https://www.mcmaster.com/88935K62	1	23,7	68,23
		nervure	8975K237	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K237-8975K136/	1		126,03
		support bas latéral	8975K971	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K971	1		258,54
		support bas-central	8975K955	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K955	1		92,85
		support centre	8975K939	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K939	1		26,83
	Transmission de mouvement	patin	9867K6	macmaster	https://www.mcmaster.com/9867K6	4	0,88	132,64
		rail	9867K16	macmaster	https://www.mcmaster.com/9867K16	4	0,084	240

	poulie motrice	GPT 72M R20 60- A- HU L	misumi	https://us.misumi-ec.com/vona2/detail/110303273930/	1	0,024	18,25
	Courroie	GB N84 8M R2- 060	misumi	https://us.misumi-ec.com/vona2/detail/110303273660/	1		14,44
	poulie réceptrice	HTP S72 S2M 060- A- C10	misumi	https://us.misumi-ec.com/vona2/detail/110300405850/	1	0,116	47
	arbre récepteur	1497 K4	macmaster	https://www.mcmaster.com/cadinlord%2f1497k4/	1	0,024	6,75
	roulement à billes	7487 N39	macmaster	https://www.mcmaster.com/7487N39	2	0,004	59,68
	moteur	6660 N57	macmaster	https://www.mcmaster.com/6660N57	1	4,736	1138,97
	arbre moteur	6660 N53	macmaster	https://www.mcmaster.com/6660N53	1	1,167	62,78
	rotation arbre moteur	5912 k11	macmaster	https://www.mcmaster.com/5912K11/	1	0,241	71,53
	contrôleur de vitesse	7786 K51	macmaster	https://www.mcmaster.com/7786K51/	1	1,411	492,48
	croix		hubs	https://www.hubs.com/manufacture/fr/order/c0dae378-5327-4d88-a086-2f62c4d87774/quote/a871cef1-024d-46a3-83d2-e9df6594ade3	2	0,572	

	manivelle	8915 5K1 1	macmaster	https://www.mcmaster.com/8915K11	2	2,37	241,58
	gorge	8975 K51 8	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K518	2	0,548	19,6
	croix-2 barre	8975 K58 8	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K588	4	0,77	43,24
	croix- encoche	8975 K58 4	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K584	1	0,04	4,98
	tige raccord transmission- orthèse	8927 K97	macmaster	https://www.mcmaster.com/8927K97	2	0,768	22,66
	goupille- réglage amplitude	8920 K46 5	macmaster	https://www.mcmaster.com/8920K465	1	0,06	11,91
Réglage hauteur	plaquette antifriccion	UT W28 -50	macmaster	https://us.misumi-ec.com/vona2/detail/110100178670/	2	0,102	37,82
	vérin	4138 T84	macmaster	https://www.mcmaster.com/4138T84/	1	0,208	38,37
	goupille- réglage- hauteur	8491 5A7 51	macmaster	https://www.mcmaster.com/cadinlnord%2f84915a751/	1	0,166	17,58
Transport + maintien en position ergomètre	roue bloquante arrière	HRL K- ALT H 80K	misumi	https://us.misumi-ec.com/vona2/detail/221303373059/	2		376,52
	roue avant	2835 T31	macmaster	https://www.mcmaster.com/2835T31	2		22,68
	crochet- sangle	9116 T12	macmaster	https://www.mcmaster.com/9116T12	3		88,47
Préhension	poignée	9056 K36	macmaster	https://www.mcmaster.com/9056K36	2	0,366	23,02

	PROTEGE- POIGNEE	9706 5K4 4	macmaster	https://www.mcmaster.com/97065K44	2	0,062	16,18
	pivot- support	8974 K15	macmaster	https://www.mcmaster.com/8974K15	1	0,077	8,49
	support-en - U	8910 K39 6	macmaster	https://www.mcmaster.com/8910K396	1	0,048	3,13
Système - maintien mouvement dans le plan sagittal	poulie	6284 K11	macmaster	https://www.mcmaster.com/6284K11	3	0,036	50,01
	plaque qui relie avec la machine	8975 K59 9	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K599	1	0,211	7,07
	structure- triangle	8901 5K1 89	macmaster	https://www.mcmaster.com/89015K189	1	0,598	43,36
	Structure poulie centrale	8975 K42	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K42	1	0,139	6,8
	Structure- pole-latérale	8975 K29 9	macmaster	https://www.mcmaster.com/8975K299	1	0,037	1,66
Orthez	barre ext	6546 K52	macmaster	https://www.mcmaster.com/6546K52	2	0,126	12,66
	barre intérieure	6527 K85	macmaster	https://www.mcmaster.com/6527K85	2	0,294	10,3
	vis-réglage longueur	3855 K63	macmaster	https://www.mcmaster.com/3855K63	2	0,024	7,64
	Goupille- largeur	9098 5A1 00	macmaster	https://www.mcmaster.com/90985A100	2	0,014	54,1
	bague- blocage- translation	8974 K11	macmaster	https://www.mcmaster.com/8974K11	1	0,06	4,39
	support pied		hubs	Get instant CNC machining, 3D printing & sheet metal fabrication quotes - Hubs	2	0,364	69,64

	support mollet		hubs	https://www.hubs.com/manufacture/order/28bf6516-4e35-41aa-8d82-72cd3783c5af/quote/0a2a23be-7883-46c5-980a-a98cd7c1833d/part/e39f41b5-c358-4c02-81a0-4bb7b8a43017	2	0,148	52
	attache jambe - Velcro	3955 T285	macmaster	https://www.mcmaster.com/3955T285	4		10
	attache pied-velcro	3955 T88	macmaster	https://www.mcmaster.com/3955T88	4		6,12
	bague attache poulie	9385 0A113	Macmaster	https://www.mcmaster.com/93850A113	2	0,022	11,2
	carter	8742 K531	macmaster	https://www.mcmaster.com/8742K531	2	0,938	46,5
Total						49,28 kg	4 464 \$

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>
- Ahuja, C. S., & Fehlings, M. (2016). Concise Review: Bridging the Gap: Novel Neuroregenerative and Neuroprotective Strategies in Spinal Cord Injury: Neuroregeneration and Neuroprotection in SCI. *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>
- 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>
- Amoun, A., Didier, V., Gonzalez-Figueroa, A., Khim, B., & Tarriba-Wong, F. (2019). *Conception d'un appareil de mobilisation précoce pour les patients en soins intensifs*. Montréal, Canada : Ecole de technologie supérieure, Université de Québec.
- 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>
- Badhiwala, J. H., Wilson, J. R., Witiw, C. D., Harrop, J. S., Vaccaro, A. R., Aarabi, B., ... Fehlings, M. G. (2021). The influence of timing of surgical decompression for acute spinal cord injury: a pooled analysis of individual patient data. *The Lancet Neurology*, *20*(2), 117-126. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(20\)30406-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(20)30406-3)
- Bailly, N., Diotalevi, L., Beauséjour, M.-H., Wagnac, É., Mac-Thiong, J.-M., & Petit, Y. (2020). Numerical investigation of the relative effect of disc bulging and ligamentum flavum hypertrophy on the mechanism of central cord syndrome. *Clinical Biomechanics*, *74*, 58-65. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.02.008>

- Barker, J. B., Cronin, D. S., & Nightingale, R. W. (2017). Lower Cervical Spine Motion Segment Computational Model Validation: Kinematic and Kinetic Response for Quasi-Static and Dynamic Loading. *Journal of Biomechanical Engineering*, 139(6), 061009. <https://doi.org/10.1115/1.4036464>
- Basso, D. M., Beattie, M. S., & Bresnahan, J. C. (1995). A Sensitive and Reliable Locomotor Rating Scale for Open Field Testing in Rats. *Journal of Neurotrauma*, 12(1), 1-21. <https://doi.org/10.1089/neu.1995.12.1>
- Battistuzzo, C. R., Callister, R. J., Callister, R., & Galea, M. P. (2012). A Systematic Review of Exercise Training To Promote Locomotor Recovery in Animal Models of Spinal Cord Injury. *Journal of Neurotrauma*, 29(8), 1600-1613. <https://doi.org/10.1089/neu.2011.2199>
- Bechard, D., Dobbins, R., & Morisset, P. (1997). *Le QFD: écouter vos clients pour mieux les satisfaire*. Montréal : Hydro-Québec, Communication et environnement pour la vice-présidence, Qualité et gestion du changement.
- 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>
- Benito-Penalva, J., Edwards, D. J., Opisso, E., Cortes, M., Lopez-Blazquez, R., Murillo, N., ... Medina, J. (2012). Gait Training in Human Spinal Cord Injury Using Electromechanical Systems: Effect of Device Type and Patient Characteristics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(3), 404-412. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.08.028>
- Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Paris : Masson.
- Brazg, G., Fahey, M., Holleran, C. L., Connolly, M., Woodward, J., Hennessy, P. W., ... Hornby, T. G. (2017). Effects of Training Intensity on Locomotor Performance in Individuals With Chronic Spinal Cord Injury: A Randomized Crossover Study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 31(10-11), 944-954. <https://doi.org/10.1177/1545968317731538>
- 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>

- Buckeridge, E., Hislop, S., Bull, A., & McGregor, A. (2012). Kinematic Asymmetries of the Lower Limbs during Ergometer Rowing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(11), 2147-2153. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182625231>
- Bunge, R. P., Puckett, W. R., Becerra, J. L., Marcillo, A., & Quencer, R. M. (1993). Observations on the pathology of human spinal cord injury. A review and classification of 22 new cases with details from a case of chronic cord compression with extensive focal demyelination. *Advances in Neurology*, 59, 75-89.
- 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>
- Burnfield, J. M., Jorde, A. G., Augustin, T. R., Augustin, T. A., & Bashford, G. R. (2007). Variations in Plantar Pressure Variables across Five Cardiovascular Exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(11), 2012-2020. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318148bdfa>
- Burnfield, J. M., Shu, Y., Buster, T., & Taylor, A. (2010). Similarity of Joint Kinematics and Muscle Demands Between Elliptical Training and Walking: Implications for Practice. *Physical Therapy*, 90(2), 289-305. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090033>
- Burns, A. S., Marino, R. J., Kalsi-Ryan, S., Middleton, J. W., Tetreault, L. A., Dettori, J. R., ... Fehlings, M. G. (2017). Type and Timing of Rehabilitation Following Acute and Subacute Spinal Cord Injury: A Systematic Review. *Global Spine Journal*, 7(3_suppl), 175S-194S. <https://doi.org/10.1177/2192568217703084>
- Calancie, B., Needham-Shropshire, B., Jacobs, P., Willer, K., Zych, G., & Green, B. A. (1994). Involuntary stepping after chronic spinal cord injury: Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man. *Brain*, 117(5), 1143-1159. <https://doi.org/10.1093/brain/117.5.1143>
- Canavese, F., & Deslandes, J. (Éds). (2015). *Orthopedic management of children with cerebral palsy: a comprehensive approach*. New York : Nova Biomedical.
- Caudle, K., Brown, E., Shum-Siu, A., Magnuson, T., & Magnuson, D. (2008). Wheelchair restricted rats and functional recovery following contusive spinal cord injury. Dans *Journal of Neurotrauma* (Vol. 25, pp. 934-934). Mary Ann Liebert, Inc.

- Cesari, D., Compigne, S., Scherer, R., Xu, L., Takahashi, N., Page, M., ... Harigae, T. (2001). WorldSID Prototype Dummy Biomechanical Responses (pp. 2001-22-0013). Communication présentée au STAPP Car Crash Conference. <https://doi.org/10.4271/2001-22-0013>
- Chammakhi, H. (2023). *Étude biomécanique de l'influence du type de mouvement et de la posture lors d'un entraînement avec exerciceur dans l'optique d'une mobilisation précoce favorisant la plasticité neuronale des blessés médullaires* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, Canada).
- Chang, A. T., Boots, R., Hodges, P. W., & Paratz, J. (2004). Standing with assistance of a tilt table in intensive care: A survey of Australian physiotherapy practice. *Australian Journal of Physiotherapy*, 50(1), 51-54. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60249-X](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60249-X)
- 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>
- Colombo, G., Schreier, R., Mayr, A., Plewa, H., & Rupp, R. (2005). Novel Tilt Table with Integrated Robotic Stepping Mechanism: Design Principles and Clinical Application. Dans *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. (pp. 227-230). Chicago, IL, USA : IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501091>
- Consortium for Spinal Cord Medicine. (2008). Early acute management in adults with spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 31(4), 403-479. <https://doi.org/10.1043/1079-0268-31.4.408>
- Courtine, G., & Sofroniew, M. V. (2019). Spinal cord repair: advances in biology and technology. *Nature Medicine*, 25(6), 898-908. <https://doi.org/10.1038/s41591-019-0475-6>
- 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>

- Cripps, R. A., Lee, B. B., Wing, P., Weerts, E., Mackay, J., & Brown, D. (2011). A global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: towards a living data repository for injury prevention. *Spinal Cord*, *49*(4), 493-501. <https://doi.org/10.1038/sc.2010.146>
- Cycle. (2018). RT300 Supine Patient Setup Guide. Repéré à <https://icucycle.com/wp-content/uploads/2018/08/RT300-Patient-Setup-Guide-August-1-2018.pdf>
- Cyclone Mobility. (2022). Repéré à <https://www.cyclonemobility.com/rt300-supine-2/>
- Damiano, D. L., Norman, T., Stanley, C. J., & Park, H.-S. (2011). Comparison of elliptical training, stationary cycling, treadmill walking and overground walking. *Gait & Posture*, *34*(2), 260-264. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.010>
- de Araújo, A. V. L., Neiva, J. F. de O., Monteiro, C. B. de 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>
- 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>
- Dimitrijevic, M. R., Gerasimenko, Y., & Pinter, M. M. (1998). Evidence for a Spinal Central Pattern Generator in Humans. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *860*(1 NEURONAL MECH), 360-376. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1998.tb09062.x>
- Dionne, A. (2022, décembre). Est-il sécuritaire d'initier des protocoles de mobilisation dans les jours suivant une lésion traumatique de la moelle épinière? Communication présentée au Journée annuelle de la recherche du CIUSSS NIM 2022, Montréal, Canada.
- Diotalevi, L. (2007). *Conception préliminaire d'un câble superélastique pour la stabilisation du grasset des bovins adultes suite à une rupture du ligament croisé crânial*. (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, Canada). Repéré à <https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/1988/>
- Diotalevi, L., Levasseur, A., Ménard, A.-L., & Villemur, I. (2022). GBM2214: Analyse cinématique et cinétique du mouvement. Polytechnique Montréal.

- Dryden, D. M., Saunders, L. D., Rowe, B. H., May, L. A., Yiannakoulias, N., Svenson, L. W., ... Voaklander, D. C. (2003). The Epidemiology of Traumatic Spinal Cord Injury in Alberta, Canada. *Canadian Journal of Neurological Sciences / Journal Canadien des Sciences Neurologiques*, 30(2), 113-121. <https://doi.org/10.1017/S0317167100053373>
- Eberly, D. (1999). Euler Angle Formulas. Repéré à <https://www.geometrictools.com/Documentation/EulerAngles.pdf>
- Elokda, A. S., Nielsen, D. H., & Shields, R. K. (2000). Effect of functional neuromuscular stimulation on postural related orthostatic stress in individuals with acute spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(5), 535-542.
- 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>
- Ericson, M. O., Ekholm, J., Svensson, O., & Nisell, R. (1985). The Forces of Ankle Joint Structures during Ergometer Cycling. *Foot & Ankle*, 6(3), 135-142. <https://doi.org/10.1177/107110078500600303>
- Ericson, Mats O., Nisell, R., & Németh, G. (1988). Joint Motions of the Lower Limb During Ergometer Cycling. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 9(8), 273-278. <https://doi.org/10.2519/jospt.1988.9.8.273>
- 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>
- 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(1), 159. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-159>
- Feldman, A. G., Levin, M. F., Garofolini, A., Piscitelli, D., & Zhang, L. (2021). Central pattern generator and human locomotion in the context of referent control of motor actions. *Clinical Neurophysiology*, 132(11), 2870-2889. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2021.08.016>

- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of Saddle Height on Lower Limb Kinematics in Well-Trained Cyclists: Static Vs. Dynamic Evaluation in Bike Fitting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3025-3029. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318245c09d>
- Fong, A. J., Roy, R. R., Ichiyama, R. M., Lavrov, I., Courtine, G., Gerasimenko, Y., ... Edgerton, V. R. (2009). Recovery of control of posture and locomotion after a spinal cord injury: solutions staring us in the face. Dans *Progress in Brain Research* (Vol. 175, pp. 393-418). (S.l.) : Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(09\)17526-X](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(09)17526-X)
- 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>
- Fouad, Karim, Metz, G. A. S., Merkler, D., Dietz, V., & Schwab, M. E. (2000). Treadmill training in incomplete spinal cord injured rats. *Behavioural Brain Research*, 115(1), 107-113. [https://doi.org/10.1016/S0166-4328\(00\)00244-8](https://doi.org/10.1016/S0166-4328(00)00244-8)
- Frazzitta, G., Zivi, I., Valsecchi, R., Bonini, S., Maffia, S., Molatore, K., ... Saltuari, L. (2016). Effectiveness of a Very Early Stepping Verticalization Protocol in Severe Acquired Brain Injured Patients: A Randomized Pilot Study in ICU. *PLOS ONE*, 11(7), e0158030. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158030>
- Gambin, C., & Le Beau, G. (1996). *Critères de prévention pour la sélection des lits*. Montréal : ASSTSAS. Repéré à http://asstsas.qc.ca/sites/default/files/publications/documents/Guides_Broch_Depl/GP42_selection_lits.pdf
- Gandolfi, M., Valè, N., Dimitrova, E., Zanolin, M. E., Mattiuz, N., Battistuzzi, E., ... Smania, N. (2019). Robot-Assisted Stair Climbing Training on Postural Control and Sensory Integration Processes in Chronic Post-stroke Patients: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Frontiers in Neuroscience*, 13, 1143. <https://doi.org/10.3389/fnins.2019.01143>
- García-Álías, 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>

- Gardner, J. K., Zhang, S., Liu, H., Klipple, G., Stewart, C., Milner, C. E., & Asif, I. M. (2015). Effects of toe-in angles on knee biomechanics in cycling of patients with medial knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 30(3), 276-282. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.01.003>
- Girgis, J., Merrett, D., Kirkland, S., Metz, G. A. S., Verge, V., & Fouad, K. (2007). Reaching training in rats with spinal cord injury promotes plasticity and task specific recovery. *Brain*, 130(11), 2993-3003. <https://doi.org/10.1093/brain/awm245>
- Gourdou, P. (2010). *Étude de l'influence de l'asymétrie de vitesse du tapis roulant à deux courroies sur la biomécanique de la locomotion chez le sujet sain.* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, Canada). Repéré à <https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/300/>
- 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>
- Harkema, S. J., Hurley, S. L., Patel, U. K., Requejo, P. S., Dobkin, B. H., & Edgerton, V. R. (1997). Human Lumbosacral Spinal Cord Interprets Loading During Stepping. *Journal of Neurophysiology*, 77(2), 797-811. <https://doi.org/10.1152/jn.1997.77.2.797>
- Hasler, R. M., Exadaktylos, A. K., Bouamra, O., Benneker, L. M., Clancy, M., Sieber, R., ... Lecky, F. (2011). Epidemiology and predictors of spinal injury in adult major trauma patients: European cohort study. *European Spine Journal*, 20(12), 2174-2180. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1866-7>
- Hodgson, J. A., Roy, R. R., de Leon, R., Dobkin, B., & Edgerton, V. R. (1994). Can the mammalian lumbar spinal cord learn a motor task? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(12), 1491-1497.
- Holleran, C. L., Rodriguez, K. S., Echaz, A., Leech, K. A., & Hornby, T. G. (2015). Potential Contributions of Training Intensity on Locomotor Performance in Individuals With Chronic Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 39(2), 95-102. <https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000077>
- 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>

- Hornby, T. G., Reisman, D. S., Ward, I. G., Scheets, P. L., Miller, A., Haddad, D., ... Walter, A. (2020). Clinical Practice Guideline to Improve Locomotor Function Following Chronic Stroke, Incomplete Spinal Cord Injury, and Brain Injury. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 44(1), 49-100. <https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000303>
- Hou, S., & Rabchevsky, A. G. (2014). Autonomic consequences of spinal cord injury. *Comprehensive Physiology*, 4(4), 1419-1453. <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)
- Hubli, M., & Dietz, V. (2013). The physiological basis of neurorehabilitation - locomotor training after spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 5. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-5>
- Humm, J. L., Kozlowski, D. A., James, D. C., Gotts, J. E., & Schallert, T. (1998). Use-dependent exacerbation of brain damage occurs during an early post-lesion vulnerable period. *Brain Research*, 783(2), 286-292. [https://doi.org/10.1016/S0006-8993\(97\)01356-5](https://doi.org/10.1016/S0006-8993(97)01356-5)
- Hutchinson, K. J. (2004). Three exercise paradigms differentially improve sensory recovery after spinal cord contusion in rats. *Brain*, 127(6), 1403-1414. <https://doi.org/10.1093/brain/awh160>
- Ikeda, O., Murakami, M., Ino, H., Yamazaki, M., Nemoto, T., Koda, M., ... Moriya, H. (2001). Acute up-regulation of brain-derived neurotrophic factor expression resulting from experimentally induced injury in the rat spinal cord. *Acta Neuropathologica*, 102(3), 239-245. <https://doi.org/10.1007/s004010000357>
- Institut national de santé publique du Québec. (2018). *L'obésité au Québec : ralentissement de l'augmentation, mais inégalités socio-économiques*. Repéré à <https://www.inspq.qc.ca/santescopie/analyses/obesite>
- International Organization for Standardization. (2003). *Dispositifs médicaux — Systèmes de management de la qualité — Exigences à des fins réglementaires*. Norme ISO 13485:2003. Genève, Suisse : International Organization for Standardization.

- Isambert, J.-L., Injeyan, S., Loisel, W., Bindel, P., Bébin, Y., Le Doze, S., ... Cano, M. (2010). Rééducation robotisée (Lokomat) dans les lésions médullaires incomplètes et activation du générateur spinal de la marche. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, 96(4, Supplement), S21-S30. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2010.03.022>
- Ivey, F. M., Stookey, A. D., Hafer-Macko, C. E., Ryan, A. S., & Macko, R. F. (2015). Higher Treadmill Training Intensity to Address Functional Aerobic Impairment after Stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 24(11), 2539-2546. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.07.002>
- James, S. L., Theadom, A., Ellenbogen, R. G., Bannick, M. S., Montjoy-Venning, W., Lucchesi, L. R., ... Murray, C. J. L. (2019). Global, regional, and national burden of traumatic brain injury and spinal cord injury, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet Neurology*, 18(1), 56-87. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30415-0](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30415-0)
- Johnston, T. E. (2007). Biomechanical Considerations for Cycling Interventions in Rehabilitation. *Physical Therapy*, 87(9), 1243-1252. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060210>
- Jordan, M. M., Berkowitz, D., Hannold, E., Velozo, C. A., & Behrman, A. L. (2013). Thinking Through Every Step: How People With Spinal Cord Injuries Relearn to Walk. *Qualitative Health Research*, 23(8), 1027-1041. <https://doi.org/10.1177/1049732313494119>
- Kakulas, B. (1999). The applied neuropathology of human spinal cord injury. *Spinal Cord*, 37(2), 79-88. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100807>
- Kessler, K. M., Pina, I., Green, B., Burnett, B., Laighold, M., Bilsker, M., ... Myerburg, R. J. (1986). Cardiovascular findings in quadriplegic and paraplegic patients and in normal subjects. *The American Journal of Cardiology*, 58(6), 525-530. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(86\)90027-5](https://doi.org/10.1016/0002-9149(86)90027-5)
- Kirshblum, S., Botticello, A., Benedetto, J., Donovan, J., Marino, R., Hsieh, S., & Wagaman, N. (2020). A Comparison of Diagnostic Stability of the ASIA Impairment Scale Versus Frankel Classification Systems for Traumatic Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 101(9), 1556-1562. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.05.016>

- Kirshblum, S. C., Burns, S. P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D. E., Jha, A., ... Waring, W. (2011). International standards for neurological classification of spinal cord injury (Revised 2011). *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(6), 535-546. <https://doi.org/10.1179/204577211X13207446293695>
- Krueger, H., Noonan, V. K., Trenaman, L. M., Joshi, P., & Rivers, C. S. (2013). The economic burden of traumatic spinal cord injury in Canada. *Chronic Diseases and Injuries in Canada*, 33(3), 113-122.
- Kuerzi, J., Brown, E. H., Shum-Siu, A., Siu, A., Burke, D., Morehouse, J., ... Magnuson, D. S. K. (2010). Task-specificity vs. ceiling effect: Step-training in shallow water after spinal cord injury. *Experimental Neurology*, 224(1), 178-187. <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2010.03.008>
- Laubacher, M., Perret, C., & Hunt, K. J. (2015). Work-rate-guided exercise testing in patients with incomplete spinal cord injury using a robotics-assisted tilt-table. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 10(5), 433-438. <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.908246>
- Ljungqvist, O., Scott, M., & Fearon, K. C. (2017). Enhanced Recovery After Surgery: A Review. *JAMA Surgery*, 152(3), 292. <https://doi.org/10.1001/jamasurg.2016.4952>
- 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>
- Malt, M. A., Aarli, Å., Bogen, B., & Fevang, J. M. (2016). Correlation between the Gait Deviation Index and gross motor function (GMFCS level) in children with cerebral palsy. *Journal of Children's Orthopaedics*, 10(3), 261-266. <https://doi.org/10.1007/s11832-016-0738-4>
- McDonald, J. W., & Sadowsky, C. (2002). Spinal-cord injury. *The Lancet*, 359(9304), 417-425. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(02\)07603-1](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(02)07603-1)
- McKinley, M. P., O'Loughlin, V. D., Bidle, T. S., & Cordeau, M. (2019). *Anatomie et physiologie: une approche intégrée* (2^e éd.). Montréal, Québec : Chenelière Education.

- Mentiplay, B. F., Banky, M., Clark, R. A., Kahn, M. B., & Williams, G. (2018). Lower limb angular velocity during walking at various speeds. *Gait & Posture*, *65*, 190-196. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.162>
- Michele Basso, D., & Hansen, C. N. (2011). Biological Basis of Exercise-based Treatments: Spinal Cord Injury. *PM&R*, *3*, S73-S77. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.02.019>
- Mo, F., Zhang, Q., Zhang, H., Long, J., Wang, Y., Chen, G., & Ye, J. (2021). A simulation-based framework with a proprioceptive musculoskeletal model for evaluating the rehabilitation exoskeleton system. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *208*, 106270. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.106270>
- Moutequin, J.-M., Mayot, M.-H., Rossignol, M., & Larouche, K. (2013). *Lésions médullaires traumatiques et non-traumatiques : analyse comparative des caractéristiques et de l'organisation des soins et services de réadaptation au Québec* (Rapport No. 1). Québec : Institut national d'excellence en santé et en services sociaux.
- Nam, K. Y., Kim, H. J., Kwon, B. S., Park, J.-W., Lee, H. J., & Yoo, A. (2017). Robot-assisted gait training (Lokomat) improves walking function and activity in people with spinal cord injury: a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *14*(1), 24. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0232-3>
- Nas, K. (2015). Rehabilitation of spinal cord injuries. *World Journal of Orthopedics*, *6*(1), 8. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.8>
- Nash, M. S., Montalvo, B. M., & Applegate, B. (1996). Lower extremity blood flow and responses to occlusion ischemia differ in exercise-trained and sedentary tetraplegic persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *77*(12), 1260-1265. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90190-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90190-2)
- Nógrádi, A., & Vrbová, G. (2006). Anatomy and Physiology of the Spinal Cord. Dans *Transplantation of Neural Tissue into the Spinal Cord* (pp. 1-23). Boston, MA : 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>
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3rd ed). Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.

- 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>
- Pandyan, A., Gregoric, M., Barnes, M., Wood, D., Wijck, F. V., Burridge, J., ... Johnson, G. (2005). Spasticity: Clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disability and Rehabilitation*, *27*(1-2), 2-6. <https://doi.org/10.1080/09638280400014576>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed). Thorofare, NJ : SLACK.
- 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>
- Prosser, L. A., Stanley, C. J., Norman, T. L., Park, H. S., & Damiano, D. L. (2011). Comparison of elliptical training, stationary cycling, treadmill walking and overground walking. Electromyographic patterns. *Gait & Posture*, *33*(2), 244-250. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.013>
- R. Dolbow, D., S. Gorgey, A., C. Recio, A., A. Stiens, S., C. Curry, A., L. Sadowsky, C., ... W. McDonald, J. (2015). Activity-Based Restorative Therapies after Spinal Cord Injury: Inter-institutional conceptions and perceptions. *Aging and disease*, *6*(4), 254. <https://doi.org/10.14336/AD.2014.1105>
- Ranger, F. (2010). *Évaluation de l'offre anthropométrique pour la conception de produits*. (Thèse, Université de Québec, Montréal, Canada). Repéré à <http://www.archipel.uqam.ca/2937/1/M11365.pdf>
- Redfield, R., & Hull, M. L. (1986). On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling. *Journal of Biomechanics*, *19*(4), 317-329. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90008-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90008-4)
- Restorative THERAPIES. (2022). RT300 Upper Extremity C6 SCI. Repéré à <https://restorative-therapies.com/for-clinicians/critical-care-and-icu/critical-care-articles-and-abstracts/rt300-upper-extremity-c6-sci/>

- Rodríguez-Mendoza, B., A. Santiago-Tovar, P., A. Guerrero-Godinez, M., & García-Vences, E. (2021). Rehabilitation Therapies in Spinal Cord Injury Patients. Dans J. Juan Antonio Ibarra Arias & C. Alberto Cuellar Ramos (Éds), *Paraplegia*. (S.1.) : IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.92825>
- Sanderson, D. J., Hennig, E. M., & Black, A. H. (2000). The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 18(3), 173-181. <https://doi.org/10.1080/026404100365072>
- Sandrow-Feinberg, H. R., & Houlé, J. D. (2015). Exercise after spinal cord injury as an agent for neuroprotection, regeneration and rehabilitation. *Brain Research*, 1619, 12-21. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2015.03.052>
- Sandrow-Feinberg, H. R., Izzi, J., Shumsky, J. S., Zhukareva, V., & Houle, J. D. (2009). Forced Exercise as a Rehabilitation Strategy after Unilateral Cervical Spinal Cord Contusion Injury. *Journal of Neurotrauma*, 26(5), 721-731. <https://doi.org/10.1089/neu.2008.0750>
- Santé Canada. (2003). *Lignes directrices canadiennes pour la classification du poids chez les adultes: guide de référence rapide à l'intention des professionnels*. Ottawa : Santé Canada.
- Santé Canada. (2015). *Ligne directrice - Orientation sur le système de classification fondé sur le risque des instruments autres que les instruments diagnostiques in vitro (IDIV)*. Ottawa, Canada : Santé Canada. Repéré à <https://www.canada.ca/fr/sante-canada/services/medicaments-produits-sante/instruments-medicaux/information-demandes/lignes-directrices/ligne-directrice-orientation-systeme-classification-instruments.html>
- Schück, A., Labruyère, R., Vallery, H., Riener, R., & Duschau-Wicke, A. (2012). Feasibility and effects of patient-cooperative robot-aided gait training applied in a 4-week pilot trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 31. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-31>
- Simpson, L. A., Eng, J. J., Hsieh, J. T. C., & Wolfe, 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>

- Smith, R., Brown, E. H., Shum-Siu, A., Whelan, A., Burke, D., Benton, R. L., & Magnuson, D. S. K. (2009). Swim training initiated acutely after spinal cord injury is ineffective and induces extravasation in and around the epicenter. *Journal of Neurotrauma*, 110306202455053. <https://doi.org/10.1089/neu.2008-0829>
- Smith, R. R., Shum-Siu, A., Baltzley, R., Bungler, M., Baldini, A., Burke, D. A., & Magnuson, D. S. K. (2006). Effects of Swimming on Functional Recovery after Incomplete Spinal Cord Injury in Rats. *Journal of Neurotrauma*, 23(6), 908-919. <https://doi.org/10.1089/neu.2006.23.908>
- Statistique Canada. (2010). *Enquête canadienne sur les mesures de la santé : tableaux de données du cycle 1, 2007 à 2009* (Rapport No. 82-623- X). Ottawa, Canada. Repéré à <https://www150.statcan.gc.ca/n1/pub/82-623-x/2010002/t034-fra.htm>
- Steuer, I., Rouleau, P., & Guertin, P. (2013). Pharmacological Approaches to Chronic Spinal Cord Injury. *Current Pharmaceutical Design*, 19(24), 4423-4436. <https://doi.org/10.2174/1381612811319240009>
- Stoloff, R. H., Zehr, E. P., & Ferris, D. P. (2007). Recumbent stepping has similar but simpler neural control compared to walking. *Experimental Brain Research*, 178(4), 427-438. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0745-7>
- Timoszyk, W. K., Nessler, J. A., Acosta, C., Roy, R. R., Edgerton, V. R., Reinkensmeyer, D. J., & de Leon, R. (2005). Hindlimb loading determines stepping quantity and quality following spinal cord transection. *Brain Research*, 1050(1-2), 180-189. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2005.05.041>
- Too, D., & Landwer, G. E. (2000). The effect of pedal crank arm length on joint angle and power production in upright cycle ergometry. *Journal of Sports Sciences*, 18(3), 153-161. <https://doi.org/10.1080/026404100365054>
- Tortora, G. J., Grabowski, S. R., Boudreault, F., Boyer, M., & Desorcy, M.-C. (2002). *Principes d'anatomie et de physiologie* (3e éd. française). Bruxelles : De Boeck Université.
- Tortora, G. J., Tortora, G. J., Derrickson, B., Dubé, S., & Martin, L. (2016). *Éléments d'anatomie et de physiologie* (2e édition). Montréal : Pearson.

- Tsai, C.-Y., Delgado, A. D., Weinrauch, W. J., Manente, N., Levy, I., Escalon, M. X., ... Spungen, A. M. (2020). Exoskeletal-Assisted Walking During Acute Inpatient Rehabilitation Leads to Motor and Functional Improvement in Persons With Spinal Cord Injury: A Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *101*(4), 607-612. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2019.11.010>
- Van de Crommert, H. W. A. A., Mulder, T., & Duysens, J. (1998). Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait & Posture*, *7*(3), 251-263. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(98\)00010-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(98)00010-1)
- van Middendorp, J. J., Hosman, A. J., Donders, A. R. T., Pouw, M. H., Ditunno, J. F., Curt, A., ... Van de Meent, H. (2011). A clinical prediction rule for ambulation outcomes after traumatic spinal cord injury: a longitudinal cohort study. *The Lancet*, *377*(9770), 1004-1010. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(10\)62276-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(10)62276-3)
- 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>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Hoboken, NJ, USA : John Wiley & Sons, Inc. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>
- Yang, J. F., Musselman, K. E., Livingstone, D., Brunton, K., Hendricks, G., Hill, D., & Gorassini, M. (2014). Repetitive Mass Practice or Focused Precise Practice for Retraining Walking After Incomplete Spinal Cord Injury? A Pilot Randomized Clinical Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *28*(4), 314-324. <https://doi.org/10.1177/1545968313508473>
- Yu, P., Zhang, W., Liu, Y., Sheng, C., So, K.-F., Zhou, L., & Zhu, H. (2019). The effects and potential mechanisms of locomotor training on improvements of functional recovery after spinal cord injury. Dans *International Review of Neurobiology* (Vol. 147, pp. 199-217). (S.l.) : Elsevier. <https://doi.org/10.1016/bs.irn.2019.08.003>
- Yum, H., Kim, H., Lee, T., Park, M. S., & Lee, S. Y. (2021). Cycling kinematics in healthy adults for musculoskeletal rehabilitation guidance. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *22*(1), 1044. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04905-2>
- Zeilig, G., Weingarden, H., Zwecker, M., Dudkiewicz, I., Bloch, A., & Esquenazi, A. (2012). Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, *35*(2), 96-101. <https://doi.org/10.1179/2045772312Y.0000000003>

Ziegler, M. D., Zhong, H., Roy, R. R., & Edgerton, V. R. (2010). Why Variability Facilitates Spinal Learning. *Journal of Neuroscience*, *30*(32), 10720-10726. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1938-10.2010>

Zieriacks, A., Aach, M., Brinkemper, A., Koller, D., Schildhauer, T. A., & Grasmücke, D. (2021). Rehabilitation of Acute Vs. Chronic Patients With Spinal Cord Injury With a Neurologically Controlled Hybrid Assistive Limb Exoskeleton: Is There a Difference in Outcome? *Frontiers in Neurorobotics*, *15*, 728327. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.728327>