

ORTHÈSES FONCTIONNELLES À CINÉMATIQUE PARALLÈLE ET SÉRIELLE POUR LA RÉÉDUCATION DES MEMBRES INFÉRIEURS

THÈSE N° 3783 (2007)

PRÉSENTÉE LE 20 AVRIL 2007

À LA FACULTÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE L'INGÉNIEUR
Laboratoire de systèmes robotiques
SECTION DE MICROTECHNIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE FÉDÉRALE DE LAUSANNE

POUR L'OBTENTION DU GRADE DE DOCTEUR ÈS SCIENCES

PAR

Carl SCHMITT

ingénieur en microtechnique diplômé EPF
de nationalité suisse et originaire de Fribourg (FR)

acceptée sur proposition du jury:

Prof. H. Bleuler, président du jury
Prof. R. Clavel, directeur de thèse
Prof. K. Aminian, rapporteur
Dr R. Frischknecht, rapporteur
Dr S. Henein, rapporteur



ÉCOLE POLYTECHNIQUE
FÉDÉRALE DE LAUSANNE

Lausanne, EPFL

2007

*à ma mère Marie-Jeanne
à Agathe, ma fille, et Martin, son frère
à toutes celles et ceux qui m'ont permis de grandir*

*« Les seules connaissances qui puissent influencer le comportement
d'un individu sont celles qu'il découvre par lui-même et qu'il s'approprie. »*

Carl Rogers

La robotique appliquée à la réhabilitation requiert des manipulateurs spécifiques: les orthèses fonctionnelles (**OF**). Ce sont des appareils orthopédiques équipés de moteurs et de capteurs qui permettent une assistance des mouvements locomoteurs. Ces OF doivent être capables de reproduire les trajectoires articulaires physiologiques et de reprendre ou simuler les charges segmentaires d'un mouvement corporel, la marche en particulier. Des performances dynamiques relativement élevées sont donc recherchées avec de petits actionneurs permettant une intégration mécanique acceptable pour l'utilisateur. Ce travail de thèse traite de la conception de telles OF en proposant des cinématiques parallèles originales qui sont comparées à des cinématiques sérielles, i.e. les exosquelettes classiques. Le contexte est ici limité aux membres inférieurs pour la rééducation motrice liée à des troubles neurologiques: para-tétraplégie, hémiparésie, infirmité motrice cérébrale, etc.

Ce projet fut initié par la Fondation Suisse pour les Cyberthèses (**FSC**) en 1999, en collaboration avec le Laboratoire de Systèmes Robotiques (**LSRO**) de l'École Polytechnique Fédérale de Lausanne (**EPFL**). L'objectif est le développement de systèmes de rééducation motrice et d'assistance à la marche, en associant orthèse fonctionnelle et électromyostimulation transcutanée rétrocontrôlée: le MotionMakerTM et le WalkTrainerTM. Le but est de créer une participation musculaire active qui respecte la dynamique corporelle des mouvements et accélère le processus de rééducation, s'il est possible. Dans les cas d'une paralysie complète, le but est de mobiliser les membres inférieurs afin de réduire les effets secondaires et les complications dus à l'immobilisation. Un projet ambitieux d'une OF de marche autonome avec stimulation électrique fonctionnelle fait également partie du programme de recherche de la FSC: le WalkMakerTM.

Cette thèse établit tout d'abord les bases biomécaniques relatives aux membres inférieurs et au bassin. Les données anthropométriques, cinématiques et dynamiques des segments corporels, ainsi que les paramètres spatio-temporels de la marche sont spécifiés. Ces données sont utilisées dans les modèles théoriques de conception des OF et appliquées aux simulations numériques réalisées dans ce travail.

Un état de la recherche sur les orthèses est présenté. La variété des projets et la diversité des technologies illustrent le défi que représente la conception d'OF. A ce jour, il n'existe pas d'OF autonome pour la rééducation de la marche au sol suite à un traumatisme neurologique. Par contre, nous trouvons des systèmes commercialisés d'entraînement sur tapis roulant. Ils sont cependant matière à quelques réserves médicales en relation avec la passivité du sujet et le manque de mobilité orthétique du bassin.

Deux OF sont ensuite développées pour un dispositif d'entraînement stationnaire. Une orthèse de type exosquelette est conçue comprenant trois articulations: hanche, genou et cheville. Ses actionneurs sont des systèmes bielle-manivelle. Un dispositif de manipulation de la jambe à structure parallèle, ayant la forme de la lettre grecque lambda (λ) présente une deuxième voie. Ces deux OF sont modélisées et deux mouvements sont simulés numériquement pour une comparaison des performances: le leg presse et le pédalage. L'OF parallèle λ donne de meilleurs résultats. Au préalable, pour des tests cliniques de faisabilité de la stimulation électrique fonctionnelle rétrocontrôlée et avant les études de simulation, un MotionMakerTM prototype comprenant 2 exosquelettes a été réalisé.

Concernant la ceinture pelvienne, une OF inédite du bassin, intégrable dans un déambulateur, est étudiée. Une structure parallèle à liaisons orthogonales et une autre à liaisons λ sont analysées et modélisées. Les résultats comparatifs des simulations numériques pour une marche à vitesse normale montrent que l'OF orthogonale est une solution optimale pour un déambulateur autonome. Un prototype a été construit et des essais de marche avec des sujets valides démontrent la faisabilité du concept.

Finalement, deux études sont réalisées pour une OF de la jambe, compatible avec l'OF du bassin et le déambulateur. Un exosquelette est comparé à une structure parallèle. Les modélisations et les simulations numériques donnent pour ces deux systèmes toutes les caractéristiques cinématiques et dynamiques des actionneurs. Suite aux résultats, l'OF parallèle a été choisie pour réaliser un prototype expérimental. La fabrication est en cours au moment de la rédaction de ces lignes.

Pour terminer les développements, un chapitre traite de l'intégration des OF dans le déambulateur, de la motorisation du cadre mobile et d'un système de décharge corporelle actif. Un système de mesure optique des mouvements du bassin, à but diagnostic ou pour des études biomécaniques, est aussi présenté.

Un dernier chapitre propose une démarche à suivre pour le développement d'orthèses fonctionnelles.

Mots clefs: biomécanique, exosquelette, membres inférieurs, orthèse, paraplégie, réhabilitation, robot parallèle.

Robotics applied to rehabilitation requires specific manipulators: Powered Orthoses. They are orthopedic devices equipped with motors and captors that enable locomotor assistance. These powered orthoses must be capable of reproducing physiological articular trajectories and taking over or simulating the segmentary charges of a movement, mainly walking. One needs to obtain rather high dynamic performances with the help of small activators enabling mechanical integration bearable for its user. This doctoral thesis deals with the conception of such POs as well as it proposes original parallel kinematics that are compared with serial kinematics, i.e. ordinary exoskeletons. We have chosen to limit our study to motor re-education of lower limbs associated to neurological disorders: paratetraplegia, hemiplegia, cerebral palsy, etc.

This project was initiated by the Fondation Suisse pour les Cyberthèses (Swiss Foundation for Cyberthoses) in 1999, in collaboration with the Laboratoire de Systèmes Robotiques (Laboratory of Robotic Systems) of the Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL). It aims at developing systems of motor re-education and walking assistance, associating powered orthosis with trans-cutaneous and closed-loop electrical muscle stimulation: the MotionMakerTM and the WalkTrainerTM. Its goal is to create active muscular participation that respects body dynamics of movements and to quicken re-education, whenever possible. In cases of total paralysis, its purpose is to activate lower limbs in order to reduce side-effects and complications resulting from immobilization. The FSC also makes it its ambition to conceive powered orthoses for autonomous walking with functional electric stimulation in its research programme: the WalkMakerTM.

To begin with, this doctoral thesis defines the biomechanical bases relative to lower limbs and pelvis. Anthropometrical, kinematic and dynamic data of body segments, as well as space-time parameters of walking have been specified. These data have been used in the theoretical models of the conception of the Powered Orthoses, and applied to the numerical simulations carried out in this study.

Then we have presented the state of research on orthoses. The number of projects and the diversity of technologies offer a good illustration of the challenge posed when conceiving Powered Orthoses. So far there are no autonomous Powered Orthoses for re-education of ground walking subsequent to neurological trauma. If it is possible to find treadmills on the market, they are however deficient for medical purposes because of the subject's passivity and lack of pelvis mobility.

We have then conceived two Powered Orthoses for a stationary training device: firstly, a serial orthosis of the exoskeleton type has been conceived with three articulations: hip, knee and ankle. Its activators consist in connecting-rod and crank systems. Secondly, we have devised a device of leg manipulation with a parallel structure (in the shape of the Greek letter lambda λ). We have modelled these two powered orthoses and carried out a numerical simulation of two movements in order to compare their performances: leg press and cycling. The λ parallel powered orthosis gives better results. Before these findings, we built the prototype of the serial powered orthosis for clinical tests for feasibility of closed-loop controlled electric stimulation.

The thesis then offers the design of an unprecedented powered orthosis to be integrated into a walker. We have analyzed and modelled a parallel structure with orthogonal connections and another one with λ connections. The comparative results of the numerical simulations of normal speed walking show that the orthogonal powered orthosis is optimal for an autonomous walker. We have built a prototype, and walking tests with healthy subjects prove the feasibility of such a concept.

Finally we carried out two studies for a leg-powered orthosis, compatible with a pelvic PO and the walker. An exoskeleton is compared with a parallel structure. For these two systems, the numerical simulations and models give all the kinematic and dynamic features of the activators. Following these results, we chose the parallel PO so as to design an experimental prototype. It is currently being built as we are writing these lines.

To complete the procedures, a chapter deals with the integration of the POs into a walker, with the motorization of the mobile frame and with a system of active body relieving. We also present a system of optical measurements of pelvic movements for diagnosis or for biomechanical studies.

The last chapter offer guidelines for development in powered orthosis.

Key Words: biomechanics, exoskeleton, lower limbs, orthosis, spinal cord injury, rehabilitation, parallel robot

Remerciements

Ce travail de thèse, par son aspect multidisciplinaire, est le fruit de la collaboration de nombreuses personnes que je tiens à remercier très chaleureusement.

Mes remerciements vont en tout premier au Professeur Reymond Clavel pour m'avoir accueilli dans son laboratoire de systèmes robotiques (**LSRO**) et pour les conditions de recherches exceptionnelles qu'il m'a offertes. Je le remercie pour les nombreuses discussions, ses conseils et sa très grande disponibilité qui ont contribué de façon importante à la réalisation de ce projet.

Je remercie les membres du Jury pour avoir examiné cette contribution scientifique, particulièrement en regard de leur domaine spécifique: le Dr Rolf Frischknecht, Médecin associé, Unité de Neuroréhabilitation et de Médecine physique, Service de Neuropsychologie et de Neuroréhabilitation, Hôpital Nestlé, Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, pour son investissement dans le projet, son expertise et son aide précieuse concernant les aspects médicaux et leurs transcriptions dans le rapport; le Professeur Kamiar Aminian, Laboratory of Movement Analysis and Measurement, EPFL, pour son apport dans le domaine de la biomécanique; le Dr Simon Henein, Senior R&D Engineer / CSEM, Teacher at the Bern University of Applied Sciences, pour son analyse des aspects robotiques.

Le comité de parrainage était formé, en plus du Professeur Kamiar Aminian, du Dr Abdul Al-Khodairy, Médecin associé à la Clinique Romande de Réadaptation (**CRR**) et du Professeur Auke Ijspeert, Biologically Inspired Robotics Group (BIRG), School of Computer and Communication Sciences, EPFL, que je remercie pour tous les contacts et leur lecture des rapports intermédiaires.

Un grand merci à M. Roland Brodard, membre fondateur de la Fondation Suisse pour les Cyberthèses (FSC), qui est à l'initiative du lancement de ce projet. Son enthousiasme, ses encouragements, ses connaissances de l'électrostimulation neuromusculaire et son approche de la rééducation ont été l'occasion de nombreuses réflexions et de remises en question. Au sein de la FSC, je remercie également mes anciens collègues, Dr Patrick Métrailler, leader en stimulation électrique fonctionnelle rétrocontrôlée, et Vincent Blanchard, responsable informatique du développement des interfaces utilisateurs, qui continuent les investigations cliniques avec le MotionMakerTM et participent à son industrialisation.

Je remercie également Fabienne Reynard, Chef physiothérapeute adjointe, CRR, pour les nombreuses réponses aux questions de physiothérapie et les références bibliographiques échangées lors de ce travail. Son aide fut précieuse pour une bonne compréhension du travail des thérapeutes. Merci aussi pour son investissement dans le projet avec sa propre contribution portant sur une caractérisation des mouvements du bassin par des mesures effectuées à l'aide du WalkTrainerTM dans le cadre d'un travail de Master post-grade à l'Université Joseph Fourier, Grenoble. Je lui souhaite plein succès pour son travail.

Les mesures cliniques effectuées à la CRR ont été possibles grâce au Professeur Charles Gobelet, directeur médical, Prof. tit. Faculté de médecine et biologie de l'Université de Lausanne, au Dr Al-Khodairy, aux physiothérapeutes, notamment Renato Della Palma, aux techniciens orthopédistes, Fabio Simona et François Buttet, et tous les patients qui ont accepté de donner de leur disponibilité et de leur personne pour des tests. Je remercie vivement et chaleureusement toutes ces personnes pour leurs contributions.

Le groupe "Cyberthèse" du LSRO a réalisé depuis 2000 des recherches importantes et marquantes dans le domaine de la rééducation des membres inférieurs. Un large domaine de technologies est concerné par ces développements: mécanique, processus de contrôle automatique, électronique, informatique, etc. Ceci a pu être possible grâce au concours de toute une équipe de chercheurs-trouveurs. Tout d'abord, j'exprime toute ma gratitude à Yves Allemand pour avoir contribué à la vérification de certains modèles théoriques développés dans cette thèse. Yves Allemand est également l'auteur de la construction de

l'orthèse fonctionnelle de la jambe du WalkTrainerTM. Le travail fut passionnant et en tant que collègue de bureau les deux dernières années, je le remercie pour sa collaboration fructueuse, son aide dans la réalisation de nombreux détails importants, logiciels et graphiques entre autres, et son contact très chaleureux. Yves Stauffer est également un des acteurs principal dans ce domaine de recherches; il est chargé du développement des processus de contrôle des multiples systèmes fonctionnels du WalkTrainerTM. Un grand merci à lui pour avoir fait en sorte que les orthèses fonctionnelles soient animées des mouvements souhaités et pour sa très grande disponibilité. Je lui souhaite bonne chance pour sa thèse. Merci au Dr Mohamed Bouri (contrôle), à Jacques Fournier et Stany Gnemmi (électronique) pour leurs contributions respectives, pour les réflexions et les discussions échangées, et leur présence aux séances qui ont permis au projet d'avancer rapidement.

Durant ces quelques années passées au LSRO, j'ai eu le plaisir de suivre plusieurs étudiants dans le cadre de leurs travaux de semestre et de Master (diplôme). Chacun a apporté une contribution intéressante et des réflexions stimulantes très utiles. Ainsi, je remercie Chauncey Graetzel, Gabriel Paciotti, Jan Schildknecht, Jean-Jacques Schwartz, Johann Rhoner, Laurie Saunders, Lorenzo Piccardi, Michael Sigrist, Mikaël Krummen, Mohamed Redha Benamara, Sergio d'Amato, Thierry Varidel, Vincent Blanchard et Yves Delacrétaç.

Les prototypes et les résultats publiés sont le produit final. Cependant, pour y arriver un grand nombre de petites et grandes tâches ont été nécessaires. C'est pourquoi j'associe à mes remerciements les mécaniciens des ateliers mécaniques qui ont réalisé les pièces prototypes: Marc Salle et toute son équipe de mécaniciens, Jean-Jacques Crausaz, Pascal Sbinden, Claude Amendola. Je remercie aussi les personnes qui se sont occupées des affaires administratives avec beaucoup de soin: Heidi Banz, Anne Remillet, Evelyn Rovero.

Des travaux de recherches; c'est également toute une ambiance, des entraides de toutes sortes entre collègues, des menus services, des pauses-café, des échanges d'idées. Je remercie ici tout particulièrement Mélanie Dafflon, Dr Héléne Mazzerole, Lorent Benoit, Dr Arvid Bergander, Dr Jean Marc Breguet, Maurice Fracheboud, Dr Patrick Helmer, Willy Maeder, Patric Pham, Dr Ulrich Spaelter pour tous les bons moments passés ensemble, ainsi que toutes les personnes du LSRO.

J'exprime également ma reconnaissance aux différentes instances qui ont financé ce projet, directement et indirectement: le LSRO, les donateurs de la FSC, la Loterie Romande, la CTI (projet 7485.2 LSPP-LS) et l'EPFL pour son extraordinaire infrastructure.

Mes remerciements vont aussi à Laetitia et Meriel Apothéloç qui ont lu le rapport avec une très grande minutie et corrigé l'orthographe ainsi que les erreurs typographiques.

Finalement, je remercie de tout mon coeur ma mère, Marie-Jeanne, pour son soutien permanent, ses encouragements et ma fille Agathe pour sa gaîté, son énergie, sa soif de connaître et son ardeur de la vie et toutes deux pour l'affection qu'elles me témoignent.

Table des Matières

<i>Version Abrégée</i>	<i>i</i>
<i>Abstract</i>	<i>iii</i>
<i>Remerciements</i>	<i>v</i>
<i>Table des Matières</i>	<i>i</i>
1 Introduction Générale	1
1.1 Origine de l'Étude	2
1.2 Contexte	3
1.2.1 <i>La neuroréhabilitation</i>	3
1.2.2 <i>Orthèses et SEF</i>	3
1.3 Motivations	4
1.4 Objectifs et Postulat	4
1.4.1 <i>Dispositif d'entraînement stationnaire</i>	5
1.4.2 <i>Dispositif d'entraînement mobile</i>	5
1.4.3 <i>Entraînement de la marche au sol ou sur tapis roulant</i>	5
1.4.4 <i>Orthèse de marche</i>	7
1.5 Contributions	7
1.6 Originalités	9
1.7 Organisation du Mémoire	9
1.8 Etat de développement des concepts étudiés	11
2 Les affections neurologiques	13
2.1 Notions anatomiques	13
2.1.1 <i>Le système nerveux</i>	13
2.1.2 <i>La moelle épinière</i>	15
2.1.3 <i>Physiologie du muscle squelettique</i>	16
2.1.4 <i>Muscles du membre inférieur</i>	18
2.1.5 <i>Les articulations de la jambe</i>	18
2.2 Les affections neurologiques	19
2.2.1 <i>Lésion médullaire: Paraplégie et Tétraplégie</i>	19
2.2.2 <i>Lésions "non traumatiques" de la moelle épinière</i>	20
2.2.3 <i>Hémiplégie vasculaire</i>	20
2.2.4 <i>Traumatisme crânien cérébral (TCC)</i>	21
2.2.5 <i>L'infirmité motrice cérébrale</i>	21
2.2.6 <i>Maladies neuromusculaires / Myopathies</i>	22
2.3 Classification des lésions médullaires	22
2.4 Complications	23
2.4.1 <i>Les problèmes respiratoires</i>	23
2.4.2 <i>Les troubles neurovégétatifs cardiovasculaires</i>	24
2.4.3 <i>Les troubles de la régulation thermique</i>	24
2.4.4 <i>Les troubles vésicosphinctériens</i>	24
2.4.5 <i>Troubles moteurs</i>	25
2.4.6 <i>Troubles sensitifs</i>	25
2.4.7 <i>Les escarres</i>	26
2.4.8 <i>Ostéoporose</i>	26
2.4.9 <i>Ostéomes</i>	26
2.5 Données statistiques	26
2.5.1 <i>Population para-tétraplégique</i>	27
2.5.2 <i>Population hémiplégique</i>	28
2.6 Organisation des soins et de la rééducation	29
2.6.1 <i>Neuroplasticité et récupération motrice</i>	29
2.6.2 <i>Principes thérapeutiques</i>	29
2.6.3 <i>Techniques thérapeutiques</i>	30
2.6.4 <i>Stimulation électrique fonctionnelle</i>	31
2.7 Conclusion	32

3	Biomécanique	33
3.1	Dynamique inverse	34
3.2	Anthropométrie	34
3.2.1	Masses segmentaires, centres de masse et moments d'inertie	34
3.2.2	Longueurs segmentaires	36
3.3	Cinématique de la marche	36
3.3.1	Paramètres spatio-temporels de la marche	37
3.3.2	Cinématique des jambes	38
3.3.3	Cinématique du bassin	38
3.4	Dynamique de la marche	40
3.4.1	Forces de réaction au sol	40
3.4.2	Moments et puissances articulaires	41
3.5	Activité musculaire	42
3.5.1	Chaîne articulée ouverte et fermée	42
3.5.2	Contraction isométrique, concentrique ou excentrique	42
3.5.3	Electromyographie	42
3.5.4	Séquence musculaire de la marche	43
3.5.5	Modélisation du muscle	43
3.6	Conclusion	44
4	Etat de la Recherche sur les orthèses	45
4.1	Orthèses passives	45
4.1.1	Orthèses AFO, KAFO	45
4.1.2	Orthèses HKAFO et Reciprocating Gait Orthoses (RGO)	46
4.1.3	Orthèse hybride de flexion du genou et de la cheville	48
4.2	Orthèses fonctionnelles	48
4.2.1	Ankle-Foot-Orthoses	48
4.2.2	Orthèses du genou	50
4.2.3	Orthèses de marche, exosquelette	51
4.2.4	Orthèses de marche sur tapis roulant	55
4.2.5	Orthèse de mobilisation	59
4.3	Déambulateur de rééducation	59
4.4	Autres systèmes de rééducation	61
4.5	Conclusion	62
5	Orthèse de mobilisation des jambes	65
5.1	Orthèse sérielle	66
5.1.1	Conception	66
5.1.2	Modèle théorique	68
5.1.3	Simulation numérique: leg presse	76
5.1.4	Simulation numérique: pédalage	84
5.1.5	Réalisation du 1 ^{er} Prototype MotionMaker TM	87
5.2	Orthèse Parallèle	88
5.2.1	Etude	88
5.2.2	Modèle théorique	88
5.2.3	Simulation numérique: leg presse et pédalage	92
5.3	Analyse Orthèse sérielle vs parallèle	96
5.3.1	Performances	96
5.3.2	Support	97
5.3.3	Transfert	98
5.3.4	Réglages anthropométriques, placement du sujet	98
5.3.5	Mesures articulaires: positions et forces	99
5.3.6	Adduction-abduction des genoux	100
5.3.7	Sécurité, hyper extension du genou	101
5.3.8	Rigidité	102
5.3.9	Applications thérapeutiques	102
5.3.10	Tableau comparatif	103
5.4	Conclusion	104
6	Orthèse du bassin pour l'entraînement de la marche	107
6.1	Configurations parallèles	108
6.1.1	Recherche de concepts	108
6.1.2	Concept ORTHO	109
6.1.3	Concept LAMBDA	110

6.2	Modélisation	111
6.2.1	<i>ORTHO123</i>	111
6.2.2	<i>LAMBDA</i>	115
6.3	Simulation	118
6.3.1	<i>ORTHO123</i>	118
6.3.2	<i>LAMBDA</i>	120
6.3.3	<i>Discussion</i>	122
6.4	Prototype ORTHO123	123
6.4.1	<i>Construction des actionneurs</i>	123
6.4.2	<i>Assemblage</i>	123
6.5	Mesures expérimentales	124
6.6	Conclusion	124
7	Orthèse de jambe pour l'entraînement de la marche	125
7.1	Orthèse à cinématique parallèle ou hybride	126
7.1.1	<i>Concept de cinématique parallèle</i>	126
7.1.2	<i>Configuration hybride</i>	127
7.1.3	<i>Configuration hybride à leviers articulés</i>	129
7.1.4	<i>Modélisation</i>	130
7.1.5	<i>Simulation numérique</i>	138
7.1.6	<i>Conclusion</i>	143
7.2	Orthèse de type exosquelette	144
7.2.1	<i>Conception</i>	144
7.2.2	<i>Modélisation théorique</i>	144
7.2.3	<i>Simulation numérique</i>	148
7.3	Analyse cinématique hybride vs sérielle	150
7.3.1	<i>Puissance pour une décharge corporelle de 50%</i>	150
7.3.2	<i>Liaisons orthopédiques</i>	151
7.3.3	<i>Intégration</i>	151
7.3.4	<i>Tenue de la jambe dans le plan sagittal</i>	153
7.3.5	<i>Evolution pour les changements de direction</i>	153
7.3.6	<i>Réglages anthropométriques des longueurs</i>	154
7.3.7	<i>Modularité</i>	154
7.4	Conclusion	154
8	Déambulateur: intégration des composants	157
8.1	Cadre mobile	157
8.2	Navigation	158
8.2.1	<i>Motorisation</i>	158
8.2.2	<i>Direction</i>	161
8.3	Système actif de décharge corporelle	162
8.3.1	<i>Motorisation du treuil</i>	162
8.3.2	<i>Harnais</i>	164
8.4	Intégration des orthèses	165
8.5	Mesures biomécaniques du bassin	167
8.6	Conclusion	169
9	Méthodologie de conception	171
9.1	Etapas principales	171
9.2	Phases de conception	172
9.3	Conclusion	174
10	Conclusion générale	175
10.1	Contributions	176
10.2	Recommandations pour des travaux futurs	179
10.3	Conclusion	180
Annexe A:	Données biomécaniques	181
A.1	Feuille de relevé des mesures anthropométriques	181
A.2	Analyse du mouvement de la marche	182
A.2.1	<i>Vitesse moyenne de marche</i>	182
A.2.2	<i>Déplacements pelviens</i>	183

A.3	Courbes de référence du cycle de marche	183
	<i>A.3.1 Mouvements du bassin</i>	184
	<i>A.3.2 Mouvements des jambes</i>	185
A.4	Courbe de référence du pédalage	186
A.5	Forces de réaction du sol lors d'un cycle de marche	186
A.6	Données anthropométriques	187
Annexe B: Caractéristiques des orthèses de mobilisation		189
B.1	Orthèse sérielle	190
	<i>B.1.1 Leg presse passif: 0.2 m/s, forces d'appui de la jambe</i>	190
	<i>B.1.2 Leg presse actif: 0.2 m/s, 250 N</i>	191
	<i>B.1.3 Leg presse actif: 0.5 m/s, 350 N</i>	192
	<i>B.1.4 Pédalage actif: 0.6 tr/s, 620 N</i>	193
B.2	Orthèse Lambda verticale	194
	<i>B.2.1 Leg presse passif: 0.5 m/s, force d'appui de la jambe</i>	194
	<i>B.2.2 Leg presse actif: 0.5 m/s, 400 N</i>	195
	<i>B.2.3 Pédalage actif: 0.6 tr/s, 600 N</i>	196
B.3	Orthèse Lambda horizontale	197
	<i>B.3.1 Cinématique</i>	197
	<i>B.3.2 Leg presse actif: 0.5 m/s, 350 N</i>	197
	<i>B.3.3 Pédalage actif: 1.0 tr/s, 580 N</i>	198
B.4	Rigidité	199
	<i>B.4.1 Orthèse sérielle HGC</i>	199
	<i>B.4.2 Orthèse parallèle Lambda</i>	200
Annexe C: Caractéristiques des orthèses du bassin		201
C.1	ORTHO123	202
	<i>C.1.1 Caractéristiques mécaniques</i>	202
	<i>C.1.2 Caractéristiques électriques</i>	203
C.2	Orthèse LAMBDA	204
	<i>C.2.1 Caractéristiques mécaniques</i>	204
	<i>C.2.2 Caractéristiques électriques</i>	204
Annexe D: Caractéristiques de l'orthèse de la jambe		205
D.1	Modélisation de l'orthèse OP12	206
	<i>D.1.1 Modèle géométrique inverse</i>	206
	<i>D.1.2 Modèle dynamique inverse</i>	207
D.2	Simulation numérique de l'orthèse OP12	210
	<i>D.2.1 Données numériques</i>	210
	<i>D.2.2 Caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs</i>	211
D.3	Caractéristiques de l'orthèse sérielle OHGC	212
Annexe E: Dessins de construction		213
E.1	MotionMaker™ et Orthèse Sérielle HGC	214
E.2	WalkTrainer™ et Orthèse du bassin	217
E.3	WalkTrainer™: Orthèse de la jambe	219
Glossaire - Abréviations		221
Bibliographie		227
Curriculum Vitae		243

Introduction Générale

Ce travail de thèse s'inscrit dans un programme de recherche et développement de systèmes robotiques pour la rééducation des fonctions locomotrices des membres inférieurs. En automne 2000, le Laboratoire de Système Robotique (**LSRO**) crée un groupe de recherches dans le domaine des composants médicaux et de la biomécanique. L'objectif est de concevoir des dispositifs autonomes de mobilisation des jambes et d'assistance à la marche qui associent des *orthèses* à la stimulation électrique neuromusculaire.

Le sujet de cette recherche porte sur la conception d'*orthèses fonctionnelles*¹. Celles-ci sont assimilables aux robots manipulateurs appelés parfois aussi générateurs de mouvements. Il existe une très grande variété de manipulateurs issus des applications industrielles. Trois familles génériques peuvent être décrites: les robots sériels, les robots parallèles et les robots hybrides, combinaison de cinématiques sérielles et parallèles. Depuis quelques décennies, les progrès de la médecine profitent largement de l'essor de la *mécatronique* - qui intègre mécanique, électronique, informatique au sein d'un système - mais aussi de la robotique. Les hôpitaux, en particulier les salles d'opérations, sont maintenant équipés de nombreux appareils médicaux complexes. La médecine de réhabilitation et l'*orthopédie* profitent également de l'évolution du matériel médical. Les exemples dans ce domaine sont les développements de la chaise roulante et le formidable progrès des *prothèses* intégrant des fonctions paramétrables et auto-adaptatives. Les orthèses se sont également perfectionnées pour passer de simples appareils orthopédiques destinés à suppléer ou à corriger une fonction locomotrice déficiente d'un membre à de véritables exosquelettes motorisés pour l'assistance des mouvements de rééducation. La tendance récente des recherches est d'étudier comment la robotique peut améliorer la réhabilitation des personnes *paraplégiques*. Des applications cliniques ont vu le jour et des appareils de rééducation de la marche sont déjà en cours d'évaluation ou même disponibles.

Ce mémoire présente les études d'un ensemble d'orthèses à structure robotique sérielle, parallèle ou hybride pouvant être intégrées sur des dispositifs stationnaires et mobiles de rééducation des membres inférieurs. La méthode analytique de ce travail repose sur la définition géométrique, cinématique et dynamique des mouvements à effectuer. Les modèles dynamiques inverses des cinématiques choisies sont établis afin de définir les actionneurs. Une analyse comparative, basée entre autres sur les résultats des simulations numériques, permet ensuite des choix technologiques entre différentes structures pour réaliser ces dispositifs de rééducation. Ces choix s'appuient aussi sur des critères relatifs à la médecine physique et de réadaptation, à l'*ergothérapie* et à l'*ergonomie*.

1. L'écriture en caractères italiques de certains termes indique qu'une définition est donnée dans le glossaire.

Précédent ce travail, une première thèse sur le sujet de la mobilisation des membres inférieurs d'une personne paraplégique fut réalisée au LSRO [MÉTRAILLER 2005]. Celle-ci est une recherche sur la stimulation électrique fonctionnelle² (SEF). Les contributions majeures de ce premier travail sont la compréhension et la modélisation de la SEF, la conception d'un régulateur a priori adaptable de la force développée par un muscle électrostimulé, l'application de la SEF contrôlée en boucle fermée pour des exercices de *leg presse* et la validation avec des personnes valides et paraplégiques du concept "Closed Loop Electrical Muscle Stimulation" (CLEMS). Ces points ne seront pas repris dans ce mémoire.

1.1 Origine de l'Etude

Le programme de recherche sur les systèmes robotiques pour la rééducation fut lancé par le professeur Raymond Clavel, directeur du LSRO. L'origine de ce lancement revient au centre d'appui technologique et scientifique³ de l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL) sur initiative de la Fondation Suisse pour les *Cyberthèses* (FSC)⁴. Cette fondation fut créée en 1998 par Monsieur Roland Brodard. La FSC est active pour la recherche et le développement interdisciplinaire dans le domaine des neurotechnologies appliquées à la rééducation des paraplégiques et des hémiparaplégiques. Sous son impulsion, une collaboration en matière de recherche scientifique s'est établie avec l'EPFL. Elle a débuté en automne 1999 par un premier travail pratique de diplôme [MEYLAN 2000].

La FSC a défini son propre concept pour la réhabilitation des personnes paraplégiques ou hémiparaplégiques. Trois des principes fondamentaux de ce concept sont décrits ci-dessous [BRODARD 2006]. Ils sont en relation avec ce travail de thèse:

1. **Participation active des muscles paralysés.** La réhabilitation nécessite l'exécution répétée de mouvements coordonnés fonctionnels précis. Ces mouvements doivent être réalisés avec une participation active des muscles paralysés au moyen de la SEF.
2. **Mimétisme de l'activité volontaire.** Les mouvements induits par SEF doivent reproduire avec un mimétisme parfait les déplacements volontaires et naturels des membres. Ce mimétisme exige un contrôle des mouvements articulaires en amplitude, vitesse et force.
3. **Réentraînement suite à la perte de condition physique.** Les personnes paralysées présentent généralement une *atrophie* importante des muscles paralysés, accompagnée fréquemment d'*ankylose* articulaire qui entraîne une restriction de la mobilité des membres. Par conséquent, leur condition physique est souvent insuffisante. Un entraînement préalable est en général nécessaire pour commencer efficacement une rééducation de la marche.

Le contrôle des mouvements induits par SEF, comme décrit au point 1 et 2 ci-dessus, implique un contrôle en boucle fermée en temps réel. La FSC a alors introduit l'acronyme CLEMS [BRODARD 1999.1]. Pour assurer ce type de réglage, des capteurs de position et de force articulaire doivent être incorporés aux orthèses fonctionnelles.

En relation avec ce concept de réhabilitation, la FSC propose un projet en trois étapes consécutives et complémentaires de rééducation [BRODARD 1999.2]. Ce projet comprend le développement de trois cyberthèses. Les deux premières font partie des applications centrales de cette thèse. Les figures suivantes montrent les dessins originaux du projet réalisé par Monsieur Brodard avec leur légende:

2. La SEF est une dénomination équivalente de la stimulation électrique neuromusculaire.

3. Le programme de liaison industrielle de l'EPFL conduit jusqu'à présent par le CAST (centre d'appui scientifique et technologique) fait désormais parti du programme Alliance.

4. Le terme cyberthèses a été créé par la FSC; il est une contraction des mots cybernétique et orthèse.

A/ MotionMakerTM (Fig. 1.1).

Dispositif stationnaire permettant un entraînement progressif dynamique de la force et de l'endurance musculaire, de la mobilité et de l'amplitude articulaire. Entraînement effectué avec SEF de type CLEMS.

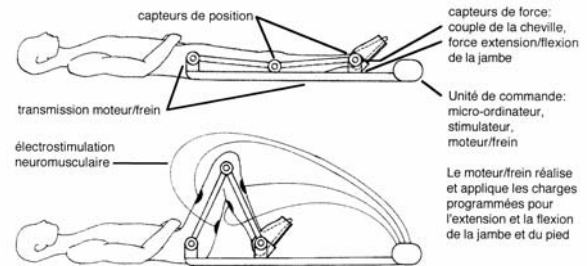


Figure 1.1 MotionMakerTM [BRODARD 1999.1]

B / WalkTrainerTM (Fig. 1.2).

Dispositif mobile permettant la verticalisation et la locomotion au sol. Le but est ici d'entraîner les schémas moteurs [BRODARD 2001]⁵.

C/ WalkMakerTM (Fig. 1.3).

Cyberthèse d'assistance de la marche au moyen de la SEF de type CLEMS, qui devrait permettre à des sujets trop atteints pour récupérer une marche volontaire, de pratiquer une marche orthétique fonctionnelle autonome.

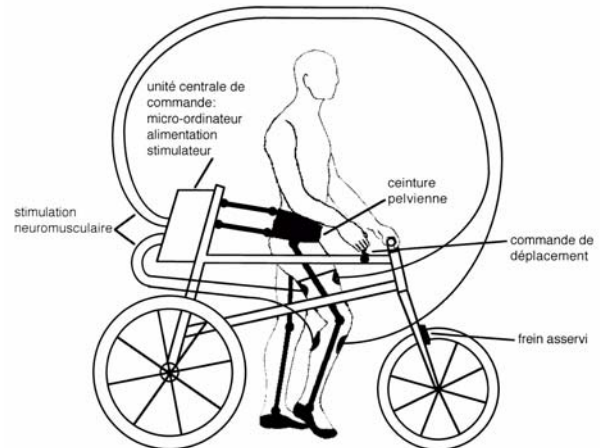


Figure 1.2 WalkTrainerTM [BRODARD 2001]

1.2 Contexte

1.2.1 La neuroréhabilitation

Le contexte de cette thèse est la neuroréhabilitation. Cette branche de la médecine est spécialisée dans *"la rééducation fonctionnelle et la réadaptation des patients atteints d'affections du système nerveux central et périphérique et de maladies neuromusculaires. Elle s'adresse à un large spectre de patients souffrant de traumatisme cranio-cérébral, d'accident vasculaire cérébral, de méningite, d'encéphalite, de sclérose en plaque, de maladie de Parkinson, de tumeur cérébrale, de lésion médullaire, de myopathie"*⁶ et d'autres encore.

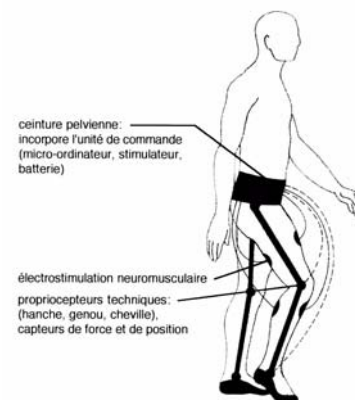


Figure 1.3 WalkMakerTM [BRODARD 1999.2]

1.2.2 Orthèses et SEF

Les traitements médicaux de rééducation sont habituellement des techniques de mobilisation passive le plus souvent réalisées par un thérapeute et/ou un appareillage robotique [JEZERNIK 2003]. Selon [BRODARD 2001], faute d'une participation musculaire active, l'efficacité de telles méthodes est limitée; elles ne suffisent pas à enrayer les effets secondaires associés à la paralysie. Il existe maintenant des traitements proposant la stimulation électrique fonctionnelle: l'électrostimulation neuromusculaire permet d'obtenir une contraction musculaire dans un muscle atrophié ou non fonctionnel. La SEF s'est

5. Dans ce document, le WalkTrainer apparaît sous le nom de MotionMaker 2.

6. Texte de présentation de l'Unité de Neuroréhabilitation et de Médecine physique, Service de Neuropsychologie et de Neuroréhabilitation, Hôpital Nestlé, Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Dr R. Frischknecht [www.chuv.ch].

développée jusqu'à pouvoir stimuler un certain nombre de muscles permettant la position debout [DONALDSON 2002] ou pour améliorer la marche des hémiplegiques par exemple [LIBERSON 1961, TAYLOR 1999]. Des travaux ont aussi montré la possibilité de réaliser des mouvements tels que le pédalage par stimulation électrique [GFÖHLER 1998] et même de restaurer la marche des paraplégiques [FUHR 2001, KOBETIC 2001]. Cependant, ces techniques de SEF sont effectuées sans véritable contrôle des impulsions électriques en fonction d'une grandeur caractéristique de l'activité musculaire électroinduite - par exemple l'amplitude de courant en fonction du moment articulaire développé - ou même sans contrôle réel en boucle fermée. Ce type de rééducation n'est donc pas optimal. Par conséquent, son application reste encore confinée aux centres de recherche. Il en résulte que des exercices de mouvements complexes impliquant un grand nombre de muscles nécessaires à un vrai entraînement physique n'ont pas encore été réalisés. Cette condition est pourtant essentielle pour réduire les complications ou réaliser une rééducation efficace en vue d'une marche fonctionnelle acceptable.

1.3 Motivations

Les orthèses fonctionnelles et la SEF ont été expérimentées séparément jusqu'au début des années 90. Puis l'idée est venue de combiner la SEF à une orthèse. Nous parlons alors d' *orthèses hybrides* [POPOVIC 2000, 1989]. Comme vu précédemment, la FSC a introduit en 1999 le concept de Cyberthèse. C'est une orthèse hybride qui associe une orthèse fonctionnelle à la SEF dont le contrôle est réalisé en boucle fermée. Ce type de contrôle doit assurer une meilleure similitude cinématique et dynamique de mouvements complexes de rééducation incluant plusieurs muscles.

Pour cela, il faut un électrostimulateur multicanaux et un contrôleur performant capable de réguler les paramètres des impulsions de stimulation en boucle fermée, en temps réel, et en fonction des positions et des forces articulaires recherchées. Des travaux sont en cours dans ce domaine au LSRO. Yves Stauffer travaille actuellement sur une thèse concernant le *Contrôle des membres inférieurs d'une personne paraplégique par SEF et orthèses fonctionnelles* faisant suite aux travaux de [MÉTRAILLER 2005]. Jacques Fournier a développé un électrostimulateur 20 canaux compact à faible consommation électrique. Il est également à relever que d'autres groupes travaillent dans ce domaine du contrôle de la stimulation en boucle fermée depuis les années 80 [CRAGO 1980].

Cependant, il est également nécessaire de disposer d'orthèses fonctionnelles comprenant les éléments de mesure de positions et de forces articulaires indispensables au contrôle d'un mouvement. Celles-ci peuvent inclure des composants actifs tels que des articulations motorisées ou freinées [POPOVIC 2000] afin d'assurer, suivant les buts thérapeutiques et la progression du traitement médical, un soutien corporel ainsi que les résistances de charge utiles à la musculation. Il s'agit donc de réaliser des orthèses complexes et performantes qui allient légèreté, résistance, confort, facilité d'utilisation, esthétique; conditions impératives pour être acceptées par les patients et réellement utilisées.

1.4 Objectifs et Postulat

L'objectif principal de ce travail est le suivant:

Concevoir des orthèses fonctionnelles nécessaires à la réalisation de systèmes robotiques d'entraînement et de marche pour la réhabilitation.

Les orthèses fonctionnelles satisfaisant les critères de la médecine de réhabilitation sont en général de type robotique sérielle (exosquelette). Cependant, ces critères peuvent aussi être remplis par des cinématiques parallèles. Le postulat suivant servira de fil conducteur:

L'utilisation de structures robotiques parallèles ou hybrides permet de concevoir des orthèses fonctionnelles adaptées aux exigences de la neuroréhabilitation en termes de cinématique et de dynamique des mouvements de rééducation, optimisant les puissances mécaniques nécessaires au fonctionnement dans un encombrement favorable. Ceci en particulier pour le développement d'un dispositif mobile autonome d'entraînement à la marche.

Ces orthèses fonctionnelles doivent équiper les deux premiers dispositifs des phases A et B du projet en trois étapes de rééducation proposé par la FSC (Fig. 1.1 et Fig. 1.2). Une représentation en perspectives de ces deux dispositifs est donnée ci-dessous:

1.4.1 Dispositif d'entraînement stationnaire

MotionMakerTM: appareil stationnaire de mobilisation et de musculation des membres inférieurs. C'est en quelque sorte un appareil de "fitness" spécifique pour la neuroréhabilitation (Fig. 1.4). Le but est d'entraîner la force et l'endurance musculaire, la mobilité et l'amplitude articulaire. L'avantage d'un tel système est de pouvoir programmer des trajectoires d'exercices de géométrie et d'amplitude adaptées au sujet: flexion-extension articulaire, leg presse, pédalage ou autres.

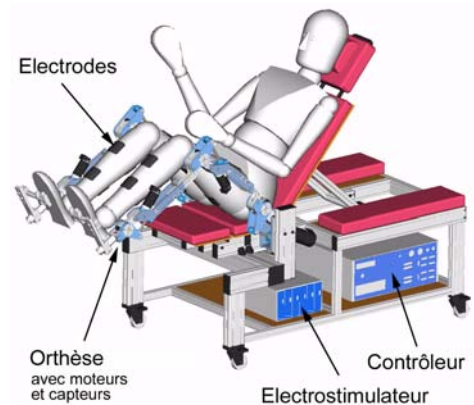


Figure 1.4 *MotionMakerTM*

1.4.2 Dispositif d'entraînement mobile

WalkMakerTM: équipement mobile de verticalisation et de locomotion. Le but est d'entraîner les schémas moteurs de la marche. Il est constitué d'un déambulateur, d'un treuil actif de décharge corporelle, de deux orthèses de marche et d'une orthèse fonctionnelle de la ceinture pelvienne (Fig. 1.5). L'orthèse du bassin et le treuil de décharge sont asservis pour soutenir totalement ou partiellement le poids de la personne afin d'assurer une augmentation progressive et programmable des forces d'appui au sol pendant la marche. Cela, tout en respectant les caractéristiques de la trajectoire du centre de masse corporelle et en suivant les mouvements du bassin pendant le cycle de la marche.

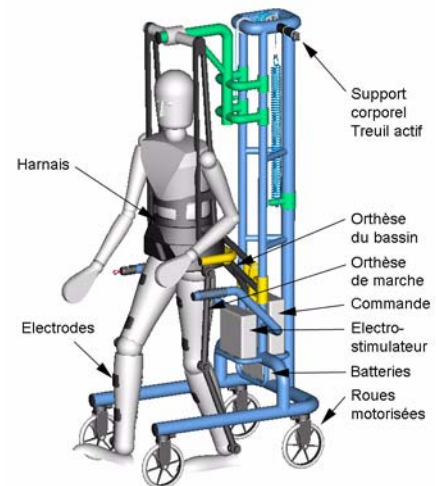


Figure 1.5 *WalkTrainerTM*

1.4.3 Entraînement de la marche au sol ou sur tapis roulant

Une méthode utilisée dans les centres de rééducation de la marche est l'entraînement sur tapis roulant (TR) avec décharge partielle du poids corporel [MOSELEY 2007, MOSELEY 2006, FOUAD 2004, HARKEMA 2001]. Des études ont montré que cette méthode peut améliorer la marche chez des paraplégiques [GRASSO 2004, WIRZ 2001, BEHRMANN 2000, WERNIG 1999, BARBEAU 1998]. Cette méthode a des avantages et des inconvénients. La répétition des mouvements durant les séances est limitée à l'endurance et à la précision des physiothérapeutes qui assistent les mouvements des jambes et stabilisent le bassin. D'un point de vue entraînement fonctionnelle de la marche, il y a quelques restrictions dues à la

différence entre marche sur TR ou sur le sol. Sur TR, Les caractéristiques spatio-temporelles, cinématiques, dynamiques ainsi que les informations visuelles, vestibulaires et proprioceptives sont modifiées. Il existe un grand nombre de publications au sujet de ces différences [DOBKIN 2006, RILEY 2006, NYMARK 2005, VOGT 2002, DINGWELL 2001, SCHACHE 2001, ALTON 1998, WANK 1998, WHITE 1998, STOLZ 1997, NIGG 1995, VAN GHELUWE 1994, MURRAY 1985]. Cependant, Le débat concernant les entraînements sur TR ou le sol apparaîtrait comme une issue mineure par rapport à l'handicap [WERNIG 1998, 1995]. Ensuite, l'entraînement qui consiste à effectuer des mouvements sous efforts dépend des paramètres d'exercice choisis par les thérapeutes. Des patients souffrant de lésion médullaire complète ou incomplète peuvent montrer un solide engagement neuromusculaire durant la marche sur TR avec décharge partielle du poids. Les paramètres qui altèrent cet engagement sont le niveau de décharge et la vitesse de marche, i.e le déroulement du tapis [DIETZ 1998, HARKEMA 1997, DOBKIN 1995, DIETZ 1994]. Un autre point controversé est la part d'assistance manuelle. Des médecins pensent qu'il vaut mieux laisser le patient marcher par ses propres moyens. L'assistance manuelle rend le sujet passif ce qui est au détriment de la stimulation de la plasticité neuronale. A contrario, une étude récente indiquerait que des sujets paraplégiques avec lésion incomplète ne montreraient pas de réduction de l'activité musculaire lorsqu'ils sont pourvus d'une assistance manuelle sur TR [DOMINGO 2005].

Etant donné l'hétérogénéité des sujets atteints d'une lésion médullaire et le nombre important de paramètres d'entraînement dont les valeurs varient entre thérapeutes ou centres de rééducation, il est irréaliste d'attendre que tous les tests cliniques effectués sur TR produisent les mêmes résultats.

Ces remarques sont un aperçu de l'analyse faite par [FERRIS 2005] dont sont extraites en partie les références. Cette discussion controversée au sujet du TR est d'ordre médical et sort du sujet de cette thèse. Il est à remarquer cependant que cette méthode est usuelle dans les recherches actuelles au sujet de la rééducation de la marche suite à une atteinte neurologique; deux groupes très actifs dans ce domaine l'utilisent [REINKENSMeyer 2004, JEZERNIK 2003]. Le choix de cette méthode peut se comprendre car il est plus facile de développer et de mettre au point des orthèses fonctionnelles sur des systèmes stationnaires.

Le concept développé par la FSC requiert un déambulateur mobile pour exercer impérativement une marche au sol. Cependant, les réflexions et les discussions avec le corps médical en cours de travail ont amené l'idée qu'un entraînement sur TR pouvait être une étape intermédiaire entre les phases A et B du projet FSC. De plus, concernant la mise au point de notre prototype, en particulier le contrôle simultané et synchronisé de plusieurs systèmes robotiques complexes - déambulateur motorisé asservi à la vitesse de marche, décharge corporelle active, orthèse de jambe, orthèse du bassin - il est nécessaire de pouvoir découpler ces systèmes. Nous utilisons donc aussi un TR afin de tester nos orthèses indépendamment du contrôle d'avance du déambulateur.

Ce type d'investigation a alors apporté l'idée d'un déambulateur polyvalent, utilisable aussi bien en stationnaire - avec un TR - que mobile pour la marche au sol. Notre déambulateur tel qu'il est conçu se prête bien à cette polyvalence. Celle-ci doit être un objectif à atteindre. Il est en effet extrêmement utile de proposer un dispositif adaptable à plusieurs phases de rééducation et permettre un programme de réhabilitation personnalisé pour augmenter les chances d'un recouvrement d'une marche autonome. Finalement, un tel dispositif polyvalent devient aussi intéressant dans la mesure où il peut contribuer à apporter des réponses à la controverse sur l'entraînement avec TR. Effectivement, étant utilisable avec TR ou au sol, les conditions d'expériences ont plus de chance d'être similaires et comparables.

1.4.4 Orthèse de marche

Le développement d'une Cyberthèse de marche pour paraplégique comme le WalkMakerTM (Fig. 1.3) permettant une marche autonome à l'aide de la SEF de type CLEMS n'est pas inclus dans ce travail. Une expérience technologique et clinique approfondie concernant les exosquelettes et le type de contrôle de la stimulation neuromusculaire en boucle fermée est nécessaire avant d'aborder un tel dispositif permettant réellement une marche dite "orthétique". Le cahier des charges et les spécifications d'un tel système d'un point de vue médical et ensuite technologique doivent être encore précisés. En particulier, le type de neuropathologie et le niveau de paralysie. En effet, le maintien du tronc n'est pas assuré selon la gravité de la lésion médullaire. Par conséquent, l'équilibre et la sécurité du patient ne sont pas garantis. De plus, marcher en ligne droite, sans obstacle, est une activité relativement facile et bien décrite en biomécanique. Par contre, les changements de direction font appel à des processus cognitifs et biomécaniques complexes [HUXHAM 2006, COURTINE 2003, IMAI 2001, GRASSO 1998, PATLA 1991]. De plus, La SEF de type CLEMS n'est validée pour l'instant que dans un cadre expérimental clinique restreint et pour un exercice relativement simple de leg presse effectué à vitesse lente [MÉTRAILLER 2006]. La marche est un mouvement complexe à dynamique articulaire élevée qui implique un contrôle en temps réel difficile d'un grand nombre de muscles. En effet, la contraction musculaire électroinduite n'est pas un phénomène linéaire ni répétitif. Sa modélisation reste un challenge pour la réalisation d'une SEF efficace et optimum (Cf. section 3.5.5). La fatigue musculaire induite par SEF est également une limitation [HUG 2004, THRASHER 2004, MATSUNAGA 1997]. Ces différents points ont un impact sur la conception des exosquelettes et de leurs composants. Il est donc prématuré de commencer cette conception. Cependant, un objectif est ici de fournir, à partir des premiers résultats obtenus avec les dispositifs stationnaires et mobiles de rééducation, des ordres de grandeur des performances mécaniques nécessaires et de donner des recommandations pour le futur développement de l'orthèse de marche WalkMakerTM, dernière phase du projet global établi par la FSC.

1.5 Contributions

Les contributions de cette thèse apparaissent dans la conception, le développement et la réalisation de prototypes d'orthèses fonctionnelles pour la rééducation des membres inférieurs. Un apport important se trouve également dans la modélisation de toutes les cinématiques présentées. Quelques mesures expérimentales complètent les modèles afin de les valider.

Ces points sont détaillés dans les chapitres qui suivent. Ils sont résumés ci-dessous:

- **Orthèses Fonctionnelles de mobilisation des jambes:** recherche, développement et réalisation d'orthèses fonctionnelles à cinématique de type sériel (exosquelette) et hybride (orthèse "Lambda") pour le MotionMakerTM (Fig. 1.4); dispositif stationnaire de mobilisation des membres inférieurs. Ces orthèses programmables sont capables de générer des mouvements adaptés aux patients et de créer des charges progressives en vue d'une rééducation optimale respectant les recommandations médicales spécifiques d'un traitement. La qualité du mimétisme des mouvements naturels volontaires réalisés par ces orthèses doit permettre une augmentation du taux de récupération d'une marche autonome pour les cas de lésion médullaire incomplète. Pour les cas de lésion médullaire complète, les équipements de rééducation auront déjà le mérite non négligeable de diminuer les effets secondaires associés à la paralysie et ainsi améliorer le confort et la qualité de vie des paralysés.
- **Orthèses fonctionnelles du bassin et de la jambe pour un déambulateur d'entraînement à la marche:** recherche, développement et réalisation d'un déambulateur polyvalent permettant une décharge partielle ou complète contrôlée du poids corporel par un harnais, incorporant une orthèse

fonctionnelle du bassin d'assistance des mouvements de la ceinture pelvienne et deux orthèses fonctionnelles des jambes pour l'assistance de la marche (WalkTrainerTM, Fig. 1.5). Déambulateur également actif et contrôlé dans le suivi de la marche par une motorisation adéquate.

- **Modélisation et simulation:** Caractérisation théorique complète de toutes les cinématiques présentées dans ce travail. Ces modèles peuvent contribuer au dimensionnement optimum des exosquelettes ou/et des structures orthétiques par les constructeurs. Ils permettent en outre une analyse complète des performances que les actionneurs doivent atteindre pour réaliser des mouvements de leg press ou correspondant au cycle de marche.
- **Biomécanique:** Mesures expérimentales et validation d'un nouveau système 3D de mesures pour les mouvements du bassin. Les résultats publiés dans la littérature sont peu documentés ou incomplets; les conditions d'expérience ne sont pas mentionnées ni quantifiées, les chiffres sont des moyennes ou une normalisation des mesures⁷. Ayant besoin de données précises pour le développement de l'orthèse du bassin, nous avons intégré un système de mesure 3D [www.atracsys.ch] à notre déambulateur. Les résultats montrent la faisabilité de mesure et d'analyse du mouvement humain avec un tel équipement. De plus, les orthèses étant équipées de capteurs de forces et de position, il est possible de quantifier la dynamique corporelle normale ou pathologique des sujets. L'utilisation de nos orthèses fonctionnelles pour des diagnostics est ainsi démontrée.
- **Base de conception:** Cette thèse a pour ambition d'être une base pour tout ingénieur impliqué dans la conception d'orthèses fonctionnelles. Elle donne les éléments principaux pour poursuivre les développements en vue d'industrialiser les systèmes qui sont étudiés.

Remarque: Les recherches en cours en sciences neuronales concernant la plasticité du système nerveux et du cerveau ont montré l'intérêt d'appliquer des "patterns" de stimulation électrique sur les tissus nerveux afin d'influencer la réorganisation du cortex cérébral ou de la moelle épinière après un traumatisme. Combinée avec les nouveaux médicaments issus de la génétique et les traitements en biotechnologie, la SEF peut en effet réduire l'infirmité due à des lésions du système nerveux [SINKJEAR 2002]. De plus, les études récentes sur le contrôle neuronal de la locomotion [IJSPEERT 2002] et en neurobiologie [POT 2003] peuvent également apporter de nouvelles perspectives. Cependant, quels que soient les futurs résultats de la recherche médicale, un entraînement physique régulier en vue d'une meilleure réhabilitation des personnes handicapées restera toujours nécessaire. Par conséquent, le développement d'équipements de rééducation performants et donc d'orthèses fonctionnelles ou hybrides reste indispensable. Les orthèses hybrides⁸ sont par contre encore confinées aux laboratoires ou instituts de recherche spécialisés (Cf. chapitre 4: Etat de la recherche). Vu sous cet angle, ce travail apporte encore deux contributions:

- Favoriser l'essor des orthèses hybrides.
- Disposer dans un avenir proche de dispositifs de rééducation accessibles financièrement, simples d'utilisation, largement répandus et pouvant être utilisés à domicile de façon autonome.

7. Résultats sous forme de courbes en fonction du % du cycle de marche et par unité de masse corporelle [kg].

8. Pour mémoire, une orthèse hybride est une orthèse fonctionnelle associée à la SEF. Ne pas confondre avec robot hybride qui est une combinaison de cinématiques sérielles et parallèles.

1.6 Originalités

L'originalité de ce travail se trouve dans les points suivants:

- Réalisation d'un mécanisme articulaire reproduisant une courbe de moment en forme de cloche pour le genou lors d'une extension concentrique⁹ isocinétique en position assise pour l'orthèse sérielle de mobilisation des jambes (MotionMakerTM).
- Proposition d'un nouveau concept original d'une orthèse à cinématique hybride "Lambda" pour la mobilisation des jambes (MotionMakerTM).
- Création d'une cinématique entièrement parallèle à structure orthogonale pour l'assistance des mouvements de la ceinture pelvienne utilisée pour le système de déambulation (WalkTrainerTM).
- Invention de cinématiques hybrides originales pour l'assistance des mouvements des jambes du système de déambulation (WalkTrainerTM).
- Mise en place d'un système de décharge corporelle motorisé en associant un treuil et un ressort. Ce système permet un contrôle actif du soutien de la personne dans son déambulateur (WalkTrainerTM).
- Conception d'un déambulateur polyvalent d'entraînement à la marche utilisable avec tapis roulant ou au sol, intégrant un système de décharge corporelle avec harnais, une orthèse du bassin et deux orthèses de jambe hybrides. Ce déambulateur peut être utilisé avec ou sans orthèse, d'une manière modulable, selon les recommandations thérapeutiques et l'évolution d'un traitement.

1.7 Organisation du Mémoire

Chapitre 1 Introduction Générale

Présentation de l'origine et du contexte de ce travail: ce chapitre définit les objectifs, expose les contributions et les originalités de cette thèse.

Chapitre 2 Neurologie et traumatologie: les troubles de la marche

Introduction au contexte médical de la médecine physique et de réadaptation: ce texte décrit les notions anatomiques de base relatives à la motricité et aux membres inférieurs, expose les mécanismes de la paralysie et ses effets physiologiques.

Ce chapitre peut être lu indépendamment des autres, avant ou après. Pour le lecteur qui ne connaîtrait pas le contexte médical, il est recommandé de le lire au préalable afin de situer les enjeux de la rééducation et de faire le lien avec la robotique de réhabilitation neurologique.

Chapitre 3 Biomécanique

Cette partie met en évidence les éléments locomoteurs du mouvement des membres inférieurs et du bassin, définit et quantifie les données biomécaniques qui sont utilisées par les modèles théoriques et les simulations numériques des orthèses fonctionnelles des chapitres 5, 6 et 7.

9. Contraction musculaire dont l'effort et le mouvement corporel correspondant induit un raccourcissement des fibres du muscle. S'il y a un allongement des fibres, c'est une contraction excentrique (Cf. section 3.5.2).

- Chapitre 4 **Etat de la recherche**
Ce document est un exposé relatif aux recherches passées et en cours dans le domaine des systèmes de rééducation et d'assistance de la locomotion, tels que: orthèses passives, orthèses hybrides, orthèses fonctionnelles, dispositifs d'entraînement et déambulateur.
- Chapitre 5 **Orthèse de mobilisation des jambes**
Conception d'une orthèse de mobilisation sérielle hanche-genou-cheville et d'une orthèse à cinématique hybride pour la mobilisation stationnaire (MotionMakerTM): ce chapitre définit les modèles théoriques, analyse les deux types d'orthèses par des simulations numériques comparatives, commente leurs performances et discute leurs caractéristiques.
- Chapitre 6 **Orthèse du bassin pour l'entraînement de la marche**
Conception de deux types d'orthèses parallèles pour l'assistance des mouvements du bassin: leurs modèles théoriques sont définis, leurs caractéristiques sont détaillées par des simulations numériques et leurs performances sont discutées.
- Chapitre 7 **Orthèse des jambes pour l'entraînement de la marche**
Conception d'une orthèse des jambes d'assistance de la marche à cinématique parallèle. Cette section donne également une analyse théorique avec des simulations numériques et une discussion. Plusieurs configurations sont explorées, une comparaison est faite avec une orthèse sérielle, de type exosquelette.
- Chapitre 8 **Déambulateur: intégration des composants et mesures biomécaniques du bassin**
Ce chapitre traite de l'intégration des composants intervenant dans le déambulateur fonctionnel: deux orthèses de jambe, une orthèse du bassin, un système de décharge corporelle et un système de navigation. Il expose également une application biomécanique ou diagnostic avec l'utilisation d'un système de mesures des mouvements du bassin.
- Chapitre 9 **Méthodologie de conception**
Basé sur l'expérience de ce travail, cette partie propose une méthodologie de conception qui a pour but de guider les concepteurs d'orthèses fonctionnelles dans les différentes étapes de développement.
- Chapitre 10 **Conclusion générale**
Une synthèse des contributions et des résultats termine ce mémoire. Ce chapitre donne également quelques recommandations pour des travaux futurs.

Annexes

Glossaire

Bibliographie

1.8 Etat de développement des concepts étudiés

Le tableau 1.1 donne la liste des différentes orthèses étudiées avec l'état de leur développement à la fin de ce travail de thèse:

Tableau 1.1

Fonction	Orthèse	Type	Figures	C.C.	M.A.	S.N.	M.P.	P.F.	T.L.	T.C.
Mobilisation des jambes (chap. 5)	Exosquelette (OHGC)	S	5.1							
	Lambda (OPL)	H	5.31							
Assistance du bassin pour la marche (chap. 6)	Ortho 123	P	6.3a / 6.4							
	Ortho 132	P	6.3b							
	Exaglide-Lambda	P	6.5							
Assistance des jambes pour la marche (chap. 7)	OP1	P	7.2							
	OP2	P	7.3							
	OP3	H	7.4a							
	OP4	H	7.4b							
	OP5	H	7.5a							
	OP6	H	7.5b							
	OP7	H	7.6a							
	OP8	H	7.6b							
	OP9	H	7.6c							
	OP10	H	7.7a							
	OP11	H	7.7b							
	OP12	H	7.7c							

La colonne Orthèse indique le nom ou le code attribué au concept qui est ensuite utilisé dans les descriptions des chapitres correspondants (premier chiffre du numéro des figures).

Légende:

S Sériel
P Parallèle
H Hybride

C.N Concept Cinématique
M.A Modèle Analytique
S.N. Simulation Numérique
M.P. Mise en Plan
P.F. Prototype Fabriqué
T.L. Tests de Laboratoire (avec sujets valides et quelques cas cliniques)
T.C. Tests Cliniques (avec un groupe de sujets à mobilité réduite)

Case remplie: stade accompli

Remarque: le MotionMakerTM comprenant deux orthèses de mobilisation des jambes de type exosquelette (OHGC) est en cours d'industrialisation au moment de la rédaction de ce rapport de thèse (société Swortec SA, Monthey, Suisse).

Les affections neurologiques¹

Ce deuxième chapitre présente quelques notions médicales rudimentaires concernant les troubles de la locomotion suite à une affections neurologiques. Le domaine est vaste car la médecine de rééducation touche quasiment toutes les branches de la médecine.

2.1 Notions anatomiques

En préliminaire, cette section donne quelques éléments anatomiques concernant l'appareil locomoteur. Sauf mention particulière, les descriptions faites sont issues des livres d'anatomie suivants: [BRODAL 2004, GERMANN 2001, MOORE 2001, PUTZ 2000², FALLER 1999, MARIEB 1999].

2.1.1 Le système nerveux

Le système nerveux assure les interrelations internes et externes de l'organisme par la voie des influx nerveux et des *synapses*. Il contrôle diverses activités du corps comme la motricité, la circulation et la respiration. Il est divisé structurellement en système nerveux central (SNC) et système nerveux périphérique (SNP), et fonctionnellement en système nerveux somatique (SNS) et système nerveux autonome (SNA) ou végétatif.

- Le SNC comprend l'encéphale et la moelle épinière. Il gère les processus somatiques et autonomes, intègre et coordonne les signaux nerveux *afférents* et *efférents*. Son rôle est aussi d'accomplir les fonctions mentales telles que la pensée et l'apprentissage.
- Le SNP comprend les nerfs et les *ganglions* reliant le SNC et l'ensemble des organes. Il conduit l'influx nerveux du SNC vers la périphérie et inversement.
- Le SNS fournit l'innervation sensitive et motrice à toutes les parties du corps sauf les viscères, la musculature lisse et les glandes. Le système somatique sensitif transmet les sensations du toucher, de la douleur, de la chaleur et de la position recueillies par des récepteurs sensoriels. Citons ici les *propriocepteurs* qui, situés à l'intérieur du corps dans l'appareil locomoteur, émettent des influx en fonction des contraintes mécaniques des muscles, ligaments et articulations. Le système somatique moteur permet les mouvements volontaires et réflexes.
- Le SNA comprend des fibres qui innervent la musculature involontaire (lisse), le muscle cardiaque et les glandes, qui reçoivent leur commande motrice de *neurones* entièrement situé dans le SNP.

Neurone, axone et synapse. Les neurones sont les cellules spécialisées dans la transmission de signaux du système nerveux. Le diamètre du corps cellulaire d'un neurone varie de 5 à 25 μm selon le type de neurone. Leur nombre total est évalué à près de 30 milliards (30×10^9) chez l'enfant. Il existe deux types de fibres nerveuse prolongeant un neurone: l'*axone* et les *dendrites*. L'*axone* peut mesurer jusqu'à 1 m de long et son diamètre est compris entre 1 et 20 μm . Il se termine par un nombre variable de ramifications. Les dendrites sont multiples et leur membrane appartient à la zone réceptrice de la surface

1. Ce chapitre peut être lu indépendamment des autres, avant ou après.
2. Atlas d'anatomie connu sous le nom Sobota.

neuronale. Les axones et les dendrites sont recouverts de gaines nerveuses de structures différentes selon qu'ils se trouvent dans le système nerveux central ou périphérique. Citons la *myéline*, dont la présence autour d'un prolongement neuronal augmente la vitesse de propagation des influx nerveux. Le passage des signaux de neurone à neurone s'effectue par les *synapses*.

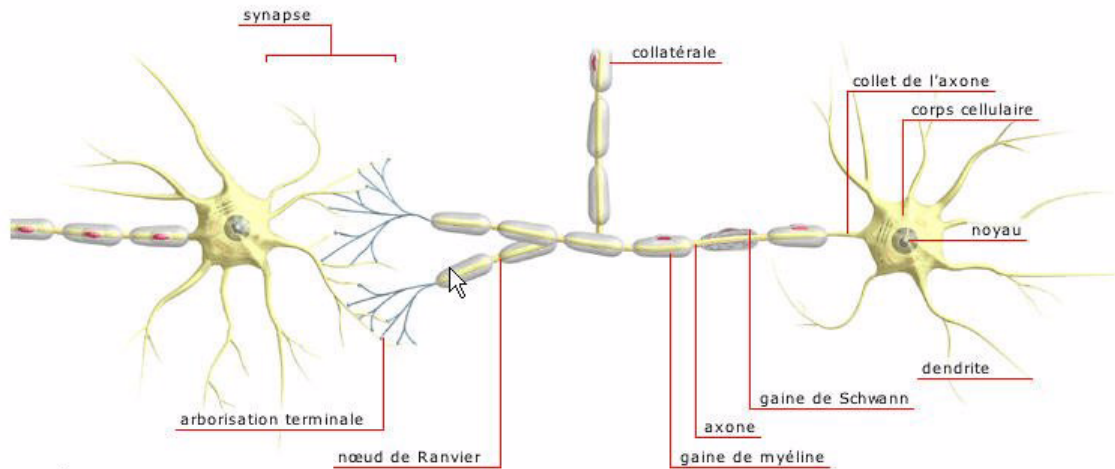


Figure 2.1 Neurone, axone, synapse [Le Grand Dictionnaire Terminologique]

Influx nerveux. Le nom d'influx nerveux ou potentiel d'action (**PA**) est donné au signal transmis par un neurone. Il s'agit d'une modification instantanée (env. 1 ms) et localisée de la perméabilité de la membrane neuronale permettant brièvement une fuite de ion potassium et une entrée de ion sodium. De ce fait, le potentiel électrique de la face interne de la membrane devient brusquement positive (+35 mV) par rapport à la face externe, alors que ce potentiel était négatif au repos (-90 mV). Cette variation fugace et immédiatement réversible porte le nom de dépolarisation. Un influx nerveux part dans l'axone si la membrane de son émergence du neurone atteint un niveau suffisant de dépolarisation (seuil de l'ordre de -60 mV). Sa vitesse de propagation peut atteindre 120 m/s. Arrivé dans les terminaisons, l'influx nerveux libère un neurotransmetteur dans les fentes entre les membranes synaptiques.

Motoneurones. La moelle épinière contient des motoneurones dont les axones forment les nerfs moteur: les motoneurones α , dont les axones aboutissent sur les *plaques motrices* des muscles squelettiques (nerfs efférents), déterminent les contractions musculaires; les motoneurones γ , qui participent à la sensibilité proprioceptive, émettent des axones se terminant sur les tendons, les ligaments, les capsules articulaires, les tissus périarticulaires et les muscles (nerfs afférents).

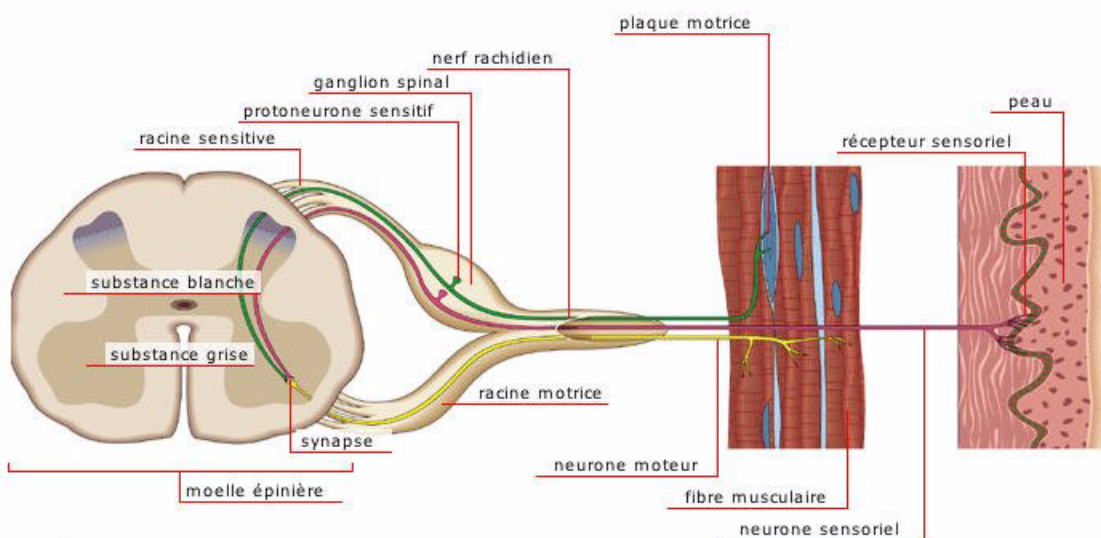
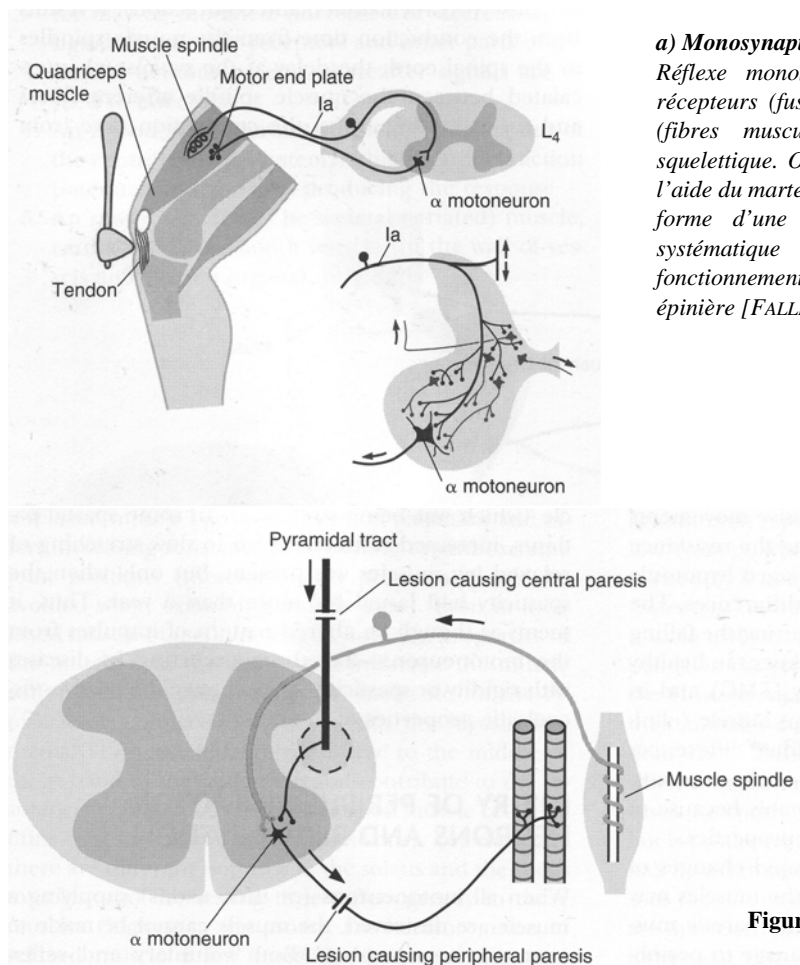


Figure 2.2 Connexions des nerfs spinaux [Le Grand Dictionnaire Terminologique]

Contraction musculaire. Le principe d'une contraction musculaire est le suivant: un signal de contraction, i.e. un PA, est initié par un motoneurone α (Fig. 2.3b). Ce PA se propage dans l'axone jusqu'à sa terminaison sur la plaque motrice (synapse spécialisée). Le signal est ensuite transféré par libération d'acétylcholine qui est un neurotransmetteur. Il s'en suit une dépolarisation de la membrane post-synaptique de la fibre musculaire. Un PA est généré qui se propage dans les tubules T de la cellule musculaire, ce qui conduit à une libération de ion calcium dans le sarcoplasme induisant finalement une contraction. Un motoneurone innerve plusieurs fibres musculaires. Une unité motrice est définie par l'ensemble du motoneurone, de l'axone et des fibres musculaires qui y sont reliées. Un PA peut être généré par une commande venant du SNC (l'encéphale), mais aussi directement par les motoneurons d'un segment médullaire en réponse à une afférence sensitive provoquant un réflexe. Un réflexe est une réponse motrice automatique et involontaire à une stimulation sensible (brûlure, piqûre, etc.). C'est le cas, par exemple, pour le réflexe de la rotule (réflexe monosynaptique d'étirement musculaire, Fig. 2.3a).



a) Monosynaptique stretch reflex [BRODAL 2004].

Réflexe monosynaptique d'étirement musculaire: les récepteurs (fuseaux neuromusculaires) et les effecteurs (fibres musculaires) sont dans le même muscle squelettique. On tend celui-ci en frappant son tendon à l'aide du marteau à réflexe et on obtient une réponse sous forme d'une contraction musculaire. La recherche systématique de ces réflexes permet de tester le fonctionnement des différents segments de la moelle épinière [FALLER 1999].

b) Peripheral and central pareses.

"Lesions of the motoneurons produce peripheral pareses, characterized by loss of both voluntary and reflex contraction. Central pareses, characterized by loss of voluntary movements but retained reflex contractions, ensue when descending corticospinal pathway are interrupted" [BRODAL 2004].

Figure 2.3 a) Monosynaptique stretch reflex
b) Peripheral and central pareses

2.1.2 La moelle épinière

La moelle épinière - ou cordon médullaire - d'un adulte mesure 40 à 50 cm de longueur selon la taille de l'individu. Elle est de forme cylindrique d'environ 1 cm de diamètre. Elle fait immédiatement suite au myélocéphale et s'étend jusqu'au niveau de la deuxième vertèbre lombaire. La moelle épinière se termine par un renflement lombaire et le cône médullaire. La terminaison inférieure du cordon médullaire forment un faisceau de nerfs appelé queue de cheval. 31 paires de nerfs spinaux (ou rachidiens) sortent chacun par un trou intervertébral vers les muscles et les organes auxquels ils sont rattachés.

Figure 2.4
Coupe d'une vertèbre
avec moelle épinière
[Le Grand Dictionnaire
Terminologique]

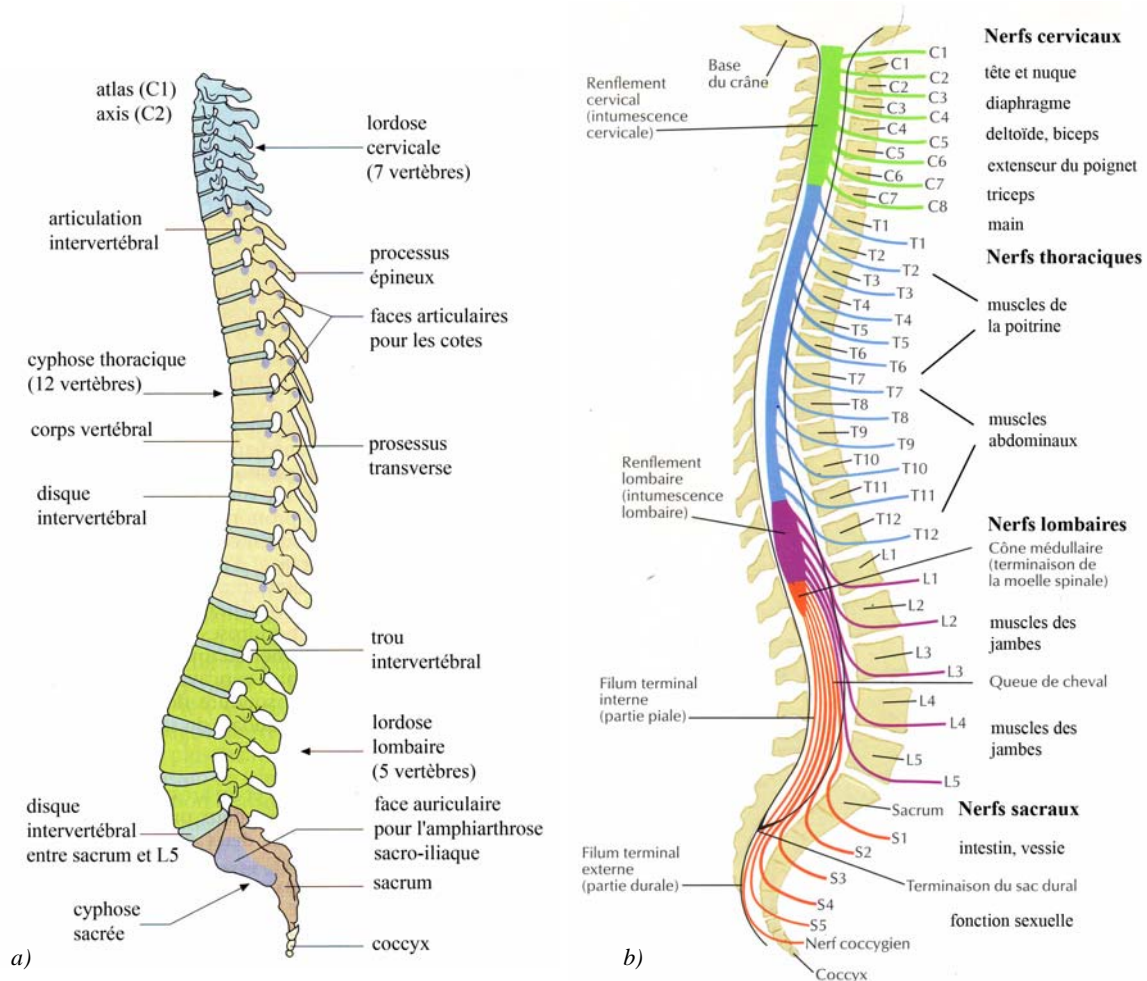
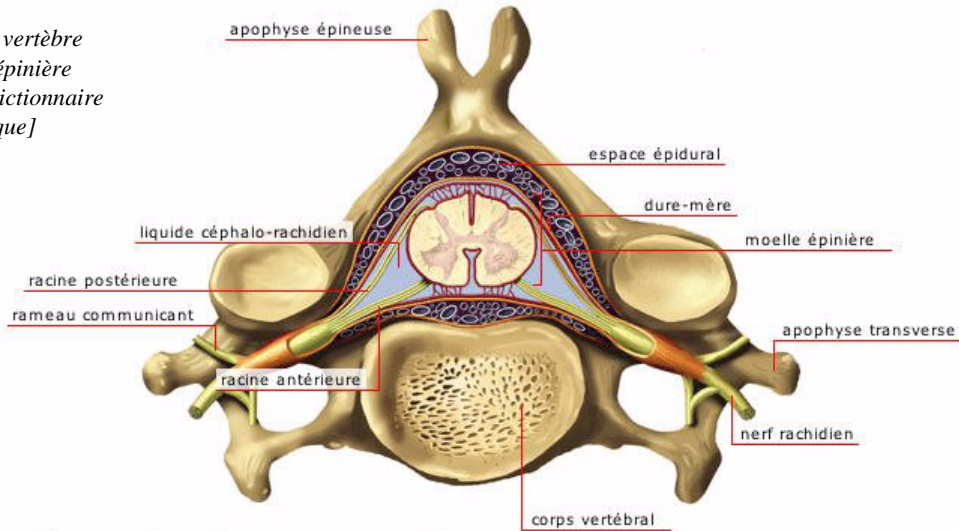


Figure 2.5 Colonne vertébrale [FALLER 1999] (a), moelle épinière et nerfs spinaux [NETTER 2004] (b)

2.1.3 Physiologie du muscle squelettique

Il existe trois sortes de tissus musculaires présentant des propriétés contractiles communes mais qui diffèrent par la structure de leurs cellules, leur situation dans le corps, leur fonction et par le mode de déclenchement de leurs contractions:

- Le tissu musculaire squelettique recouvre le squelette osseux et s'y attache. Les muscles squelettiques mobilisent les os et d'autres structures comme les yeux par exemple, assurent la locomotion et la manipulation, maintiennent notre posture et stabilisent les articulations.
- Le tissu musculaire lisse se rencontre dans la paroi des organes creux (estomac, vessie, organes des voies respiratoires, etc.). La musculature lisse peut présenter des ondes cycliques de contraction (péristaltisme) mobilisant le contenu des viscères (intestin par ex.) ou maintenir une contraction tonique prolongée (sphincters internes).
- Le tissu musculaire cardiaque.

Composition. Les fibres des muscles squelettiques sont les plus longues parmi toutes les fibres musculaires. Ce sont des cellules allongées énormes. Leur longueur peut atteindre 30 cm et leur diamètre se situe habituellement entre 10 et 100 μm (10x plus qu'une cellule moyenne de l'organisme). Une fibre est composée de *myofibrilles* disposées en parallèle de manière régulière. Selon sa taille, chaque fibre musculaire peut en posséder des centaines ou des milliers. Ces myofibrilles ont un diamètre de 1 à 2 μm . Chacune se compose d'unités placées en série, les *sarcomères*. Mesurant de 3,5 μm au relâchement complet à 1,9 μm en raccourcissement maximal, ce sont les plus petites unités contractiles de la fibre musculaire. Au niveau moléculaire, un sarcomère est constitué de deux types de structures encore plus petites appelées myofilaments :

- Les filaments épais, d'un diamètre d'environ 16 nm, comprennent une protéine, la *myosine*. Semblable à un bâton de golf, elle se termine par une tête globulaire. Chaque filament épais en compte environ 200 qui sont reliées entre elles par leur queue rectiligne.
- Les filaments minces, d'un diamètre d'environ 8 nm, sont composés d'*actine*. Ils sont attachés par l'une de leurs extrémités (strie Z)

Mécanisme cellulaire de la contraction musculaire.

Pendant une contraction ou un relâchement musculaire, la longueur des molécules de myosine et d'actine reste constante. En revanche, la longueur des sarcomères varie. Cette variation est attribuée à un glissement des filaments fins d'actine dans le réseau des filaments épais de myosine. Les têtes de myosine, appelées aussi ponts d'union, sont des sites actifs liant ensemble les myofilaments épais et fins durant la contraction. Chaque tête de myosine s'attache et se détache plusieurs fois pendant la contraction, agissant comme une minuscule crémaillère pour produire une tension et tirer le filament mince vers le centre du sarcomère. Ce phénomène se

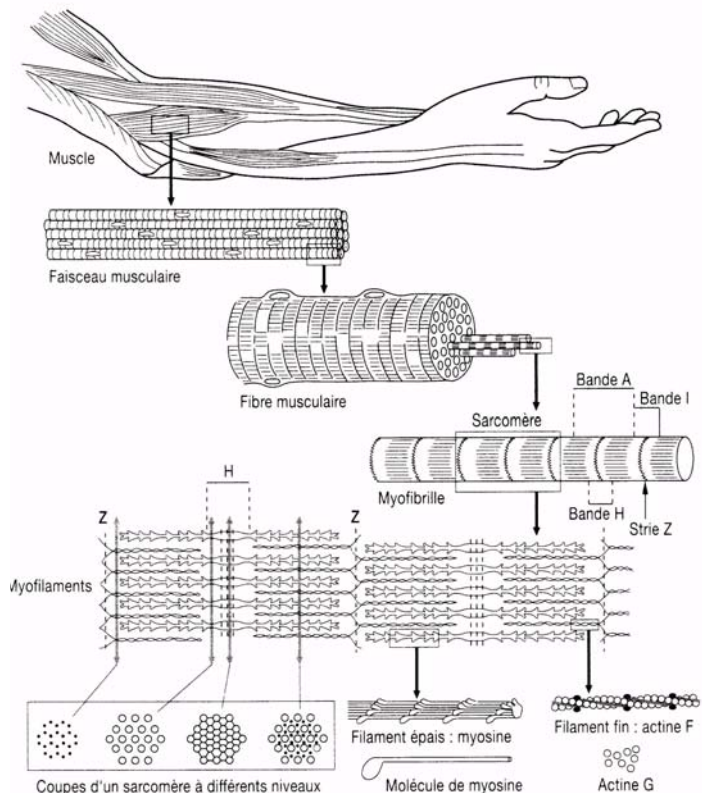


Figure 2.6 Composition du muscle squelettique [RICHARD 1994]

déroulant simultanément dans les sarcomères de toutes les myofibrilles, la cellule musculaire se contracte. Cette théorie de la contraction par glissement des filaments fut élaborée par Hugh Huxley en 1954.

2.1.4 Muscles du membre inférieur

Sont mentionnés ici que les muscles principaux du membre inférieur. Ce sont les muscles qui se trouvent proches de la peau pour être contracté par stimulation électrique fonctionnelle en utilisant des électrodes de surface [MÉTRAILLER 2005]:

- **Quadriceps:** droit antérieur (1), vaste interne (2) et externe (3), crural (sous 1).
- **Ischio-jambier:** biceps fémoral grand chef (4) et petit chef (5), semi-tendineux (6), semi-membraneux (7).
- **Fessiers:** le grand fessier (8), principal muscle stimuable, il recouvre 8 autres muscles plus petits.
- **Jumeaux:** gastronémiens interne (9) et externe (10), solaire.
- **Jambiers:** tibial antérieur (11).

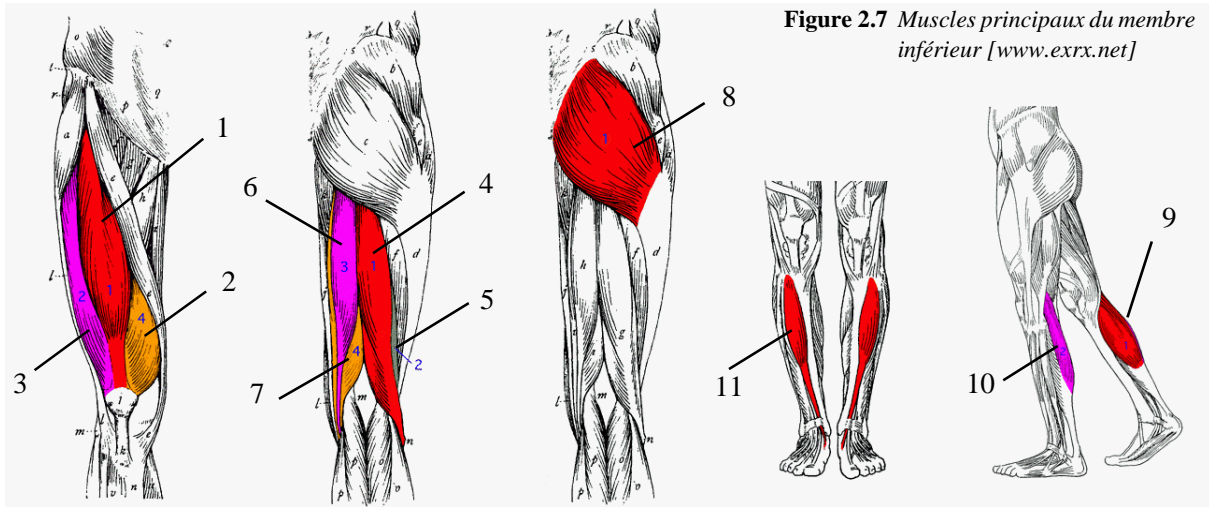


Figure 2.7 Muscles principaux du membre inférieur [www.exrx.net]

2.1.5 Les articulations de la jambe

	Articulation	Os	Type	Mouvement
1	Sacro-iliaque	Sacrum et os iliaque	Synoviale; plane	Pas ou peu, glissement possible ¹
2	Symphyse pubienne	Os iliaque	Cartilagineuse	Faible mouvement ¹
3	Coxo-fémorale (hanche)	Os iliaque et fémur	Synoviale; sphéroïde	Multiaxial: flexion, extension, adduction, abduction, rotation
4	Fémoro-tibiale (genou)	Fémur et tibia	Synoviale; trochléenne ²	Biaxial: flexion, extension, une certaine rotation
5	Fémoro-patellaire (genou)	Fémur et rotule	Synoviale; plane	Glissement
6	Tibio-fibulaire proximale	Tibia et fibula	Synoviale; plane	Glissement
7	Tibio-fibulaire distale	Tibia et fibula	Fibreuse	Un peu de "jeu" lors de la dorsiflexion

1. augmente au cours de la grossesse.

2. articulation trochléenne modifiée (articulation bicondylienne: deux condyles convexes s'articulant avec deux surfaces concaves).

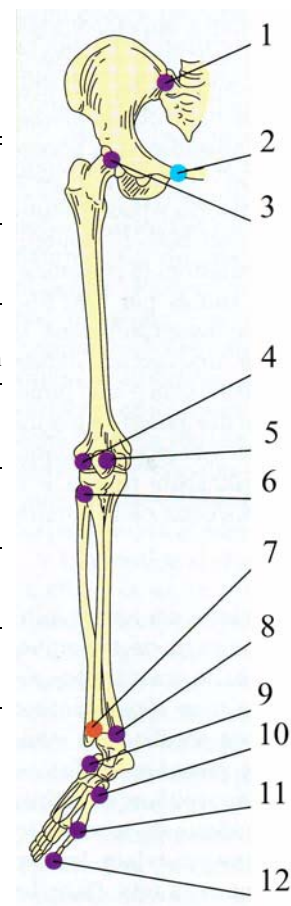


Figure 2.8 Articulations de la jambe [MARIEB 1999]

	Articulation	Os	Type	Mouvement
8	Talo-crurale	Tibia et fibula avec le talus	Synoviale; trochléenne	Uniaxial: flexion, extension ¹
9	Intertarsienne	Os tu tarse adjacents	Synoviale; plane	Glissement
10	Tarso-métatarsienne	Os du tarse et métatarsien(s)	Synoviale; plane	Glissement
11	Métatarso-phalangienne	Métatarsien et phalange prox.	Synoviale; condyloïde	Biaxial: flexion, extension, abduction, adduction
12	Interphalangienne du pied	Phalanges adjacentes	Synoviale; trochléenne	Uniaxial: flexion, extension

1. respectivement dorsiflexion, flexion plantaire.

Les articulations coxo-fémorale et métatarso phalangienne permettent une combinaison de tous les mouvements, c'est la circumduction (Fig. 2.9).

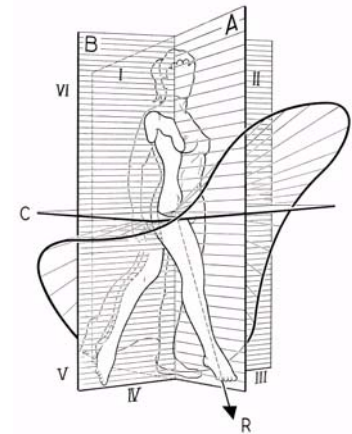


Figure 2.9 Circumduction de la hanche [KAPANDJI 2000]

2.2 Les affections neurologiques

2.2.1 Lésion médullaire: Paraplégie et Tétraplégie

La paraplégie est une paralysie des membres inférieurs et en partie du tronc selon les cas alors que la tétraplégie est une paralysie des quatre membres et du tronc. Elles sont généralement la conséquence d'une lésion médullaire. Celle-ci peut être d'origine traumatique, comme des blessures ou des plaies, ou causée par la maladie. La tétraplégie est le plus souvent due à une lésion de la moelle épinière au moment d'une fracture ou d'une luxation-fracture du rachis cervical. La paraplégie est due à une lésion dorsale, lombaire ou sacrée. En générale, la paralysie porte sur tout le territoire corporel, membres compris, situés plus bas que la lésion. Lorsque la moelle épinière est endommagée, dans la plupart des cas, les *axones* lésés ne guérissent pas. Les voies de commande entre le cerveau et les nerfs moteurs et sensitifs en dessous de la lésion sont alors partiellement ou complètement rompues. Il s'en suit une invalidité. Plus la lésion est sévère, plus les pertes neurologiques sont graves. Celles-ci sont dues en partie seulement au choc initial. La plupart des dommages sont causés par les séquelles secondaires du traumatisme initial. Dans les quelques heures qui suivent une lésion, un processus progressif de destruction des tissus est initié dans la moelle par l'*apoptose* (ou mort cellulaire programmée). Les réactions secondaires conduisent à des *ischémies*, des *oedèmes*, une *démyélination* des axones et des *nécroses* du cordon médullaire. Ce processus de destruction secondaire des tissus peut aller de quelques jours à plusieurs semaines après l'accident.

2.2.2 Lésions "non traumatiques" de la moelle épinière

Les lésions médicales de la moelle épinière sont relativement bien connues. Cependant elles apparaissent souvent de façon polymorphe, donc difficiles à diagnostiquer. Leurs conséquences, pour certaines, localisées à des parties relativement précises de la moelle, sont similaires aux lésions post traumatiques. Elles peuvent s'associer à des atteintes du système nerveux central supérieur (bulbe, cervelet, tronc cérébral, encéphale) ou des nerfs périphériques. Les causes sont d'origine très variées et différentes: infectieuse, parasitaire, toxique, vasculaire, tumorale, iatrogène, métabolique, génétique, au cours du développement embryonnaire. La plupart de ces pathologies sont bien caractérisées, mais leur *étiologie* pose encore de nombreux problèmes [DOLLFUS 2004, MAURY 1981]. Voici cinq exemples:

- La *sclérose en plaque*, très probablement liée à une maladie auto-immune entraînant une démyélinisation de la gaine protectrice qui entoure les fibres nerveuses (Fig. 2.1). Les symptômes principaux sont moteurs, sensitifs, visuels, neurologiques et génitaux-urinaires [COUVREUR 2002].
- Le *Spina bifida*. Le Spina Bifida désigne une ouverture dorsale postérieure des vertèbres, associée à une atteinte plus ou moins prononcée de la moelle épinière. Il peut se former une poche au niveau cutané, contenant les *méninges* seules ou associées à la moelle. Il se situe le plus souvent dans la partie lombaire ou sacrée du rachis, sur 2 à 3 vertèbres, parfois plus. Les conséquences de ce trouble du développement vertébro-médullaire sont une paraplégie des membres inférieurs, une incontinence urinaire et anorectale. Ces troubles sont d'intensité très variable selon le niveau de la lésion et son étendue [<http://www.spina-bifida.org>].
- La *syringomyélie*. La syringomyélie primitive est caractérisée par la formation au sein de la moelle épinière, toujours après la naissance, d'une cavité de liquide céphalorachidien (**LCR**). Habituellement, développée dans la région cervicale, cette cavité a une tendance extensive et peut se prolonger dans le tronc cérébral et intéresser toute la moelle. La gravité de la maladie se traduit par une gêne fonctionnelle modérée chez 90% des patients, alors que 10% accusent un handicap lourd avec perte d'autonomie [HURTH 2002]. Les syringomyélias post-traumatiques surviennent souvent quelques années après un traumatisme du rachis avec atteinte de la moelle épinière. Elle peut aussi être précoce et apparaître en moins de 6 mois. Elle entraîne une déformation osseuse et une gêne à la circulation du LCR. Cette gêne à la circulation entraîne sa pénétration dans la moelle, le plus souvent au dessus de la lésion traumatique, provoquant une cavité syringomyélique qui entraîne des complications [TADIE 2003].
- Les causes *iatrogènes*: chirurgie vertébrale, radiothérapie, injections de médicament ou de produit de contraste.
- La *hernie discale*. Une hernie ou protrusion du nucleus pulposus (noyau gélatineux du disque intervertébral) peut venir comprimer une racine nerveuse. Une hernie discale survient lorsque les pressions agissant sur le disque intervertébral sont trop élevées ou si le dos est sollicité par des mouvements trop répétitifs. Le disque s'affaiblit, se rompt et une partie du noyau gélatineux fait irruption. Généralement les hernies discales guérissent après quelques temps et des soins appropriés. Néanmoins, elle peuvent dégénérer jusqu'à la paralysie [MANCEAU 2004].

2.2.3 Hémiplégie vasculaire

L'hémiplégie est la paralysie partielle ou complète de la moitié gauche ou droite du corps. Le plus souvent, elle est la conséquence d'une lésion cérébrale. Les séquelles sont diverses et varient selon la localisation et l'étendue de la lésion. Les causes des accidents vasculaires cérébraux sont:

- des complications aiguës (soudaines) d'une maladie vasculaire (*embolie, thrombose*);
- dues à un arrêt de la vascularisation sanguine dans un territoire cérébral (infarctus cérébral);
- une rupture d'un vaisseau (hémorragie sous-*arachnoïdienne*).

Dans le langage populaire, un AVC est aussi appelé "attaque". L'AVC se manifeste de façon brutale (les signes apparaissent en quelques secondes, minutes ou heures), instantané ou progressif avec une inconstante altération de la conscience. Il entraîne d'emblée un ou des déficits neurologiques dépendant du siège de la lésion cérébrale. Les signes cliniques peuvent évoluer vers la stabilisation ou la régression.

La lésion cérébrale entraîne des déficiences variées selon la localisation et l'étendue de la lésion: troubles de la motricité, troubles de la sensibilité, atteintes variées des fonctions cognitives (langage, compréhension, mémoire, perception du temps et de l'espace) [BRUGEROLLE 2002, site du Groupe d'Entraide pour Hémiplégique: www.geh.be]. Pour approfondissement, l'ouvrage de [PÉLISSIER 1988] semble être une référence dans ce domaine.

2.2.4 Traumatisme crânien cérébral (TCC)

La description traite ici des traumatismes crâniens graves. Leurs séquelles font suite à des accidents ayant entraîné un choc sévère au niveau de la tête et du crâne. Accidents de la voie publique le plus souvent. La caractéristique d'un TCC grave est la présence d'un coma. Il est défini comme un trouble durable de la conscience et de la fonction d'éveil, associé à des perturbations des mécanismes régulateurs de la vie végétative. Le coma est soit présent d'emblée, soit retardé de quelques heures suite à la constitution progressive d'un *hématome* ou oedème cérébral.

Le TCC grave relève de la médecine d'urgence avec début de réanimation sur le site de l'accident, puis hospitalisation immédiate et transfert en neurotraumatologie. Le bilan clinique recouvre deux aspects: le polytraumatisme associé engageant un pronostic vital ou fonctionnel ultérieur (traumatisme maxillo-facial, thoracique, abdominal, des membres, du rachis, etc.); la mise en évidence et le suivi des lésions crânio-cérébrales avec indications chirurgicales. Dans les lésions dues au TCC, on distingue:

- **des lésions cérébrales focalisées:** hématome extra-dural (entre l'os du crâne et l'enveloppe du cerveau), hématome sous-dural (entre cerveau et enveloppe), hématome intra-cérébral (dans le cerveau). Elles peuvent provoquer un effet de masse (compression) et induire une souffrance cérébrale secondaire par engagement (le tronc cérébral ou le cervelet sont repoussés hors du crâne vers la moelle épinière, ce qui provoque un écrasement très grave de ces structures);
- **des lésions cérébrales diffuses** sans effet de masse (l'axe du cerveau n'est pas modifié): gonflement (oedème) diffus, petites contusions diffuses;
- **les lésions du tronc cérébral.**

Les atteintes neurologiques graves les plus fréquentes touchent:

- le système nerveux central provoquant des hémiplégies ou des mouvements anormaux plus ou moins sévères, soit involontaires, soit par des troubles du mouvement volontaire.
- les nerfs crâniens innervant la face et les organes sensoriels se traduisant par des troubles auditifs, de l'équilibre, ophtalmiques, une perte de l'odorat, des troubles du langage et de la déglutition;

Références: [GROS 2002, BARUCQ 2006, www.traumacrâniien.org, www.moteurline.apf.asso.fr].

2.2.5 L'infirmité motrice cérébrale

L'infirmité motrice cérébrale (IMC) résulte d'une lésion cérébrale précoce, avant la naissance (anténatal), pendant l'accouchement ou dans les premiers moments de la naissance (néonatal) ou pendant les deux premières années (postnatal). L'IMC est non-héréditaire. La conséquence est essentiellement une atteinte motrice (postures et mouvements). Des troubles spécifiques des fonctions supérieures peuvent s'y associer: troubles visuels, sensoriels, *épilepsie*. Les tableaux cliniques d'IMC sont variés: *diploplégie* spastique, monoplégie, paraplégie, triplégie, tétraplégie, hémiplégie cérébrale infantile, *athétose* [LEROY-MALHERBE 2002].

2.2.6 Maladies neuromusculaires / Myopathies

L'unité motrice est la composante anatomique fonctionnelle du système moteur. Elle comprend le motoneurone (cellule nerveuse dans la moelle épinière), son axone (fibre nerveuse prolongeant un neurone), qui chemine dans le réseau des nerfs périphériques et l'ensemble des fibres musculaires dépendant du neurone (Fig. 2.1 et Fig. 2.2). Toutes les atteintes des structures de l'unité motrice aboutissent à une diminution de la force musculaire. Ce sont les maladies neuromusculaires et les *myopathies*. Ces atteintes sont classées en formes congénitales, héréditaires ou acquises [KUNTZER 2005, www.afm-france.org, www.asrim.ch]. Elles sont distinguées de la manière suivantes:

- maladie du motoneurone;
- maladie des axones et des terminaisons;
- maladie de la transmission neuro-musculaire;
- maladie du muscle (structures, métabolique, inflammatoires/auto-immune, médicamenteuses).

2.3 Classification des lésions médullaires

La constatation d'une paralysie directement après un traumatisme ne permet pas de préjuger de l'état anatomique de la moelle, mais seulement d'un état fonctionnel. L'étendue des lésions et l'évolution des troubles à moyen ou long termes ne peuvent être présagées. La hauteur de la lésion définit les fonctions sensibles ou motrices qui seront perdues ou diminuées. Un examen clinique est nécessaire pour évaluer le niveau neurologique de l'atteinte médullaire. Cet examen comprend la recherche d'une atteinte des nerfs crâniens et des centres végétatifs cervicaux, un bilan moteur, réflexe et sensitif [MAURY 1981].

Tableau 2.2 ASIA, *IMPAIREMENT SCALE*
Echelle de perte neurologique

A= Complete: No motor or sensory function is preserved in the sacral segments S4-S5.
B= Incomplete: Sensory but not motor function is preserved below the neurological level and includes the sacral segments S4-S5.
C= Incomplete: Motor function is preserved below the neurological level, and more than half of key muscles below the neurological level have a muscle grade less than 3.
D= Incomplete: Motor function is preserved below the neurological level, and at least half of key muscles below the neurological level have a muscle grade of 3 or more.
E= Normal: Motor and sensory function are normal.

L'American Spinal Injury Association (**ASIA**) définit une classification neurologique standard des lésions médullaires. Une évaluation des forces musculaires résiduelles des muscles clefs, notées de 0 (paralysie complète) à 5 (fonction normale, Cf. Tableau 2.2) ainsi qu'une évaluation des sensations aux piqûres et aux toucher légers des dermatomes, cotées entre 0 et 2, permet de déterminer une catégorie neurologique de la lésion. Une lésion incomplète est associée à la préservation de quelques fonctions motrices et/ou sensibles en dessous du niveau neurologique, incluant le segment sacral le plus bas. Ceci est déterminé par une sensibilité ou des contractions volontaires intactes au niveau anal. L'ASIA fournit un tableau d'évaluation (Fig. 2.10) et indique une échelle de perte neurologique (Tableau 2.2).

Tableau 2.2 ASIA *MUSCLE GRADING*

0	total paralysis
1	palpable or visible contraction
2	active movement, full range of motion, gravity eliminated
3	active movement, full range of motion, against gravity
4	active movement, full range of motion, against gravity and provides some resistance
5	active movement, full range of motion, against gravity and provides normal resistance
5*	muscle able to exert, in examiner's judgement, sufficient resistance to be considered normal if identifiable inhibiting factors were not present
NT	not testable. Patient unable to reliably exert effort or muscle unavailable for testing due to factors such as immobilization, pain on effort or contracture

Cette classification est largement utilisée. On la trouve dans la plupart des publications scientifiques faisant état de tests cliniques avec des personnes paralysées pour décrire le niveau neurologique de leur lésion. [MARINO 2003].

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	R	L	Elbow flexors
C6	R	L	Wrist extensors
C7	R	L	Elbow extensors
C8	R	L	Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1	R	L	Finger abductors (area ingu)

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

Comments: _____

L2	R	L	Hip flexors
L3	R	L	Knee extensors
L4	R	L	Ankle dorsiflexors
L5	R	L	Long toe extensors
S1	R	L	Ankle plantar flexors

Voluntary anal contraction (Yes/No)

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

SENSORY
KEY SENSORY POINTS

0 = absent
1 = impaired
2 = normal
NT = not testable

LIGHT TOUCH PIN PRICK

C2	R	L	R	L
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 + = (56) (56) (56) (56)

Any anal sensation (Yes/No)

PIN PRICK SCORE (max: 112)

LIGHT TOUCH SCORE (max: 112)

Figure 2.10 Standard neurological classification of spinal cord injury [www.asia-spinalinjury.org]

2.4 Complications

Cette section décrit les complications majeures importantes à connaître en relation avec le développement d'orthèses fonctionnelles pour des appareils de rééducation. Les références principales de cette section sont: [GRUNDY 2002, FREEMAN 2001, CHANTRAINE 1990, MAURY 1981, Association des paralyés de France: www.moteurline.apf.asso.fr].

2.4.1 Les problèmes respiratoires

Les lésions médullaires au niveau cervical ou dorsal ont une répercussion sur la fonction ventilatoire. Les muscles du diaphragme, intercostaux et abdominaux sont les moteurs de la respiration. Une lésion cervicale complète de C1 à C3 interrompt le contrôle des centres phréniques et supprime la fonction ventilatoire; sans ventilation artificielle immédiate, la mort survient par asphyxie. Une lésion inférieure à C3 conserve tout ou partie de la fonction diaphragmatique. Elle entraîne, en raison de la paralysie des muscles intercostaux, une diminution de la capacité vitale, d'autant plus importante que le niveau de la lésion médullaire est haut. Les muscles abdominaux sont paralysés entre D6 et D12; il en résulte une toux insuffisante, donc une diminution d'expectoration pouvant conduire à l'atélectasie ou à une pneumonie. La physiothérapie permet alors d'éviter ces complications. Bien que les complications respiratoires soient fréquentes en phase aiguë, elles ne sont pas limitées aux premières semaines ou mois après l'accident. Elles sont l'une des causes principales de décès, aussi bien en phase initiale qu'après quelques années. En particulier la pneumonie. Enfin, la réadaptation fonctionnelle impose des dépenses énergétiques importantes. Dans les lésions médullaires, les spasmes et les contractions musculaires sont une résistance au mouvement volontaire qui augmentent la consommation d'oxygène. La capacité respiratoire

étant diminuée et les stimuli sensitifs mis en jeu par la mobilisation des segments sous-lésionnels intervenant que partiellement ou plus dans la régulation cardioventilatoire, il persiste une "fatigabilité" chez les sujets dont il faut tenir compte dans les programmes d'exercices de rééducation.

2.4.2 Les troubles neurovégétatifs cardiovasculaires

La *bradycardie*, l'*hypotension* et l'*hypotension orthostatique* sont en général plus graves pour des lésions médullaires dorsales hautes, en dessus de D6, et cervicales. Les conséquences sont des vertiges, des nausées, des pertes de connaissance, une vision floue ou des *acouphènes*. La diminution du tonus vasculaire des vaisseaux sanguins, l'insuffisance de la pompe respiratoire et l'absence de la pompe musculaire par défaut de contractions musculaires dans les segments paralysés provoquent un déficit du retour veineux vers le coeur entraînant un risque de *thrombose*.

2.4.3 Les troubles de la régulation thermique

Les centres de thermorégulation ne contrôlent plus les effecteurs de la thermorégulation périphérique, en particulier l'*hypothalamus*, le tétraplégique ne possède plus les mécanismes thermorégulateurs permettant de s'adapter aux variations thermiques: la *vasoconstriction* et le frissonnement servent à augmenter la température du corps, la *vasodilatation* et la transpiration dissipent la chaleur. Il se comporte comme un *poïkilotherme*. Le débit sanguin cutané n'est plus contrôlé; la sudation est limitée à la zone sus-lésionnelle. Cela implique une surveillance étroite du réchauffement comme du refroidissement, pour éviter le passage d'un excès à l'autre.

2.4.4 Les troubles vésicosphinctériens

Les structures urologiques (muscle lisse de la vessie, *sphincters uréthraux*) et neurologiques (centres cérébraux, médullaires et voies périphériques) permettent de transformer les excréments rénaux continus en vidanges vésicales discontinues par le biais de deux phases différentes: continence et miction. La fonction vésicosphinctérienne et son contrôle sont organisés à deux niveaux: un contrôle automatique réflexe passant par le tronc cérébral assure l'alternance des phases de remplissage et de miction et coordonne le fonctionnement entre vessie et sphincters; et un contrôle volontaire qui est acquis avec l'éducation et la maturation du système nerveux [PERROUIN-VERBE 2004]. A partir de cette description très simplifiée, il est facile de comprendre qu'une atteinte médullaire entraîne un dysfonctionnement de l'appareil vésicosphinctérien.

Il y a deux types de troubles vésicosphinctériens suite à une lésion médullaire: une incapacité à retenir les urines (incontinence), une difficulté à vider la vessie (rétention). Ces troubles sont la conséquence d'hypo ou hyperactivité sphinctérienne et vésicale (respectivement: hypo-hypo & hypo-hyper conduisent à l'incontinence, hyper-hypo donne de la rétention, hyper-hyper produit l'une ou l'autre). Une dys-synergie vésicosphinctérienne, lorsque le sphincter se contracte lors d'une miction, provoque une rétention ou une vidange incomplète de la vessie. La rétention est due à un défaut de relaxation du sphincter strié uréthral lors de la contraction vésicale [RAIBAUT 2002]. Il peut en résulter une rétention chronique et de hautes pressions intravésicales source de dilatation des voies urinaires supérieures jusqu'aux reins. L'existence de ces hautes pressions et de résidus est à l'origine de risque majeur d'infection urinaire et d'infection génitale [PERROUIN-VERBE 2004].

2.4.5 Troubles moteurs

Une atteinte médullaire inhibe certaines fonctions musculaires motrices volontaires se traduisant par une paralysie ou une parésie. Elle crée également des troubles de la motricité réflexe contrôlant le *tonus musculaire*. Deux cas de figure se présentent habituellement:

- La spasticité fait uniquement partie des séquelles du SNC. Elle se manifeste par une *hypertonie* d'un ou de plusieurs muscles sous-lésionnels ou par des spasmes. L'hypertonie se traduit par une résistance à l'étirement musculaire. Les spasmes sont des contractions musculaires involontaires subites qui peuvent être violentes. Un étirement passif d'un muscle spastique crée une contraction involontaire dont l'intensité est proportionnelle à la vitesse du mouvement. Cette exagération du tonus musculaire inclut entre autres le *clonus* et l'augmentation des réflexes ostéotendineux. Une réponse réflexe anormale à des stimulations cutanées peut également apparaître sous forme de spasmes spontanés. Bien que la spasticité puisse gêner la rééducation et les activités des sujets, elle peut avoir des avantages en faisant travailler la musculature; maintenir une certaine masse musculaire, freiner la baisse de densité osseuse, améliorer le retour veineux. La spasticité est accentuée par d'autres complications telles que esquinie, incontinence urinaire, infection vésicale, fissure anale, fracture [DECQ 2006, TADIÉ 2003, CHANTRAINE 1990]. Elle est une sorte d' "équivalent de douleur".
- La flaccidité, ou hypotonie, est une diminution ou une disparition de la tonicité. On parle de paraplégie flasque. Cet état résulte soit d'une destruction des motoneurones ou des racines nerveuses associée à la lésion médullaire, soit d'un dommage des motoneurones du cône médullaire ou des axones des motoneurones lors de lésions basses (lésion périphérique, syndrome de la queue de cheval). Cet état peut être transitoire; c'est initialement le cas pendant le "choc spinal", état qui se transforme ensuite en spasticité si l'atteinte est centrale. Dans le cas d'une lésion périphérique, cet état peut persister définitivement et les nerfs moteurs lésés dégénèrent, privant les muscles de leur boucle réflexe médullaire. Cela conduit à une perte complète de tonus musculaire, à une atrophie sévère, puis à la transformation des fibres musculaires en un tissu fibreux non contractible (la SEF n'est alors plus applicable). L'*amyotrophie* (fonte musculaire) devient importante, le risque d'*escarres* et de *phlébite* est accru, les os manquent de rembourrage. Si l'atteinte est centrale, une hypotonie conduit à une atrophie musculaire, mais sans dénervation, le muscle est toujours électrostimulable. La flaccidité s'applique seulement aux muscles squelettiques, pas aux muscles lisses [FREEMAN 2001, MÉTRAILLER 2005].

2.4.6 Troubles sensitifs

- la sensibilité superficielle tactile véhicule les sensations cutanées: toucher, douleur, chaud froid, tact profond. Ses troubles sont à l'origine d'*anesthésie*, de sensations de fourmillements non douloureux, de picotements, d'engourdissements. Ils sont souvent associés à l'absence de douleur (*analgesie*).
- les troubles de la sensibilité profonde touchent les récepteurs proprioceptifs internes au corps, dans l'appareil locomoteur, qui émettent des influx en fonction des contraintes mécaniques des muscles, des ligaments et des articulations. Ces troubles portent sur la sensibilité de représentation spatiale, statique ou dynamique, du corps et de ses membres. Ils peuvent se manifester par des perturbations de l'équilibre, une mauvaise coordination de mouvements par perte de références et des sensations de vertige.

Une anesthésie peut encourir à des contraintes mécaniques et thermiques exagérées ou trop prolongées. L'absence de douleur complète expose un blessé médullaire aux risques de blessures ou de brûlures accidentelles passant parfois inaperçues. Une autosurveillance continue du patient est indispensable afin d'éviter systématiquement les dangers de l'environnement, observer en permanence la position de ses membres et soulager régulièrement les appuis pour diminuer les risques majeurs d'*escarres* [CHANTRAINE 1990].

2.4.7 Les escarres

L'escarre est une plaie qui se forme aux zones d'appuis allant de la simple rougeur de la peau à une nécrose touchant non seulement l'épiderme mais les tissus sous-jacents. La compression des tissus est le premier facteur de survenue d'une escarre par écrasement des petits vaisseaux sanguins provoquant une ischémie. Tout ce qui diminue l'apport de sang oxygéné aux tissus sont des facteurs aggravant ou déclenchant. L'immobilisation entraîne des appuis prolongés; la perte de sensibilité supprime l'alerte que constitue la douleur. L'humidité, la macération ou des corps étrangers (raccords de sonde urinaire, miette de pain, pansements, etc.) favorisent l'apparition d'escarres. La déshydratation, l'insuffisance cardiaque, respiratoire, rénale, l'anémie, les maladies vasculaires, l'amyotrophie, le diabète, l'âge avancé (plus de 70 ans), sont des facteurs de risque. Seule une prévention minutieuse permet de prévenir l'escarre: surveillance régulière des zones à risques, changements de positions fréquents, coussin de chaise répartissant la pression, dormir sur le ventre pour reposer la peau du siège la nuit, massages réguliers.

La localisation habituelle des escarres se trouve sur l'occiput, les omoplates, les coudes, la région du sacrum, les crêtes iliaques, la région du grand trochanter, les faces internes des genoux, les malléoles, les talons. Les traitements reposent sur la décharge du territoire concerné et des soins locaux de désinfection. Si l'escarre est profonde, un geste chirurgical peut être nécessaire [LEMAIRE 2002, GRUNDY 2002, FREEMAN 2001, MAURY 1981].

2.4.8 Ostéoporose

L'*ostéoporose* sous-lésionnelle neurologique (diminution de la minéralisation osseuse, décalcification) est une complication précoce qui s'observe à partir de quelques semaines post-traumatiques. Des fractures peuvent se produire selon la durée de la paraplégie: fémur et tibia pour le paraplégique, le radius est aussi particulièrement exposé chez le tétraplégique.

2.4.9 Ostéomes

Les *ostéomes* (ou *para-ostéo-arthropathies*, **POA**) sont des ossifications juxta-articulaires (ou ectopique). Elles sont des complications redoutées chez les paraplégiques. L'ostéome est presque toujours précoce et ne se trouve jamais dans le territoire sus-lésionnel. Le symptôme est une chaleur locale de l'articulation qui s'accompagne d'un oedème et d'une limitation d'amplitude de mouvement. Les facteurs favorisants sont liés à l'immobilisation. Le traitement préventif en dehors des mobilisations douces précoces comporte des anti-inflammatoires non stéroïdiens. La chirurgie est le seul traitement efficace lorsqu'elles sont constituées et gênent la mobilité articulaire. Pas toutes sont opérées.

2.5 Données statistiques

Les tableaux ci-dessous présentent quelques données chiffrées relatives aux para-tétraplégiques et hémiparaplégiques. Ces chiffres sont à interpréter avec réserve: ils peuvent varier d'une année à l'autre dépendants de facteurs multiples tels que des influences démographiques, socioéconomiques ou autres. Les dispersions sont grandes d'un pays à l'autre, les études statistiques sont parfois anciennes ou la période que couvre la statistique n'est pas mentionnée. Cependant, ils donnent un ordre de grandeur. Sauf mention, les années de ces statistiques sont en général postérieures à 1990.

- Références:
1. [www.spinalcord.uab.edu]
 2. [MÉTRAILLER 2005]
 3. [www.guttman.com]
 4. [DELISA 1993]
 5. [GREENWOOD 2003]
 6. [FRISCHKNECHT 2005]
 7. [FSC: étude IMD MBA 2004]

Définition:

- *Incidence*: nombre de nouveaux cas d'une maladie, ou de personnes qui sont tombées malades, pendant une période donnée et dans une population déterminée.
- *Prévalence*: Nombre de personnes malades, de cas d'une maladie ou d'un événement tel qu'un accident, un suicide, un meurtre, recensé dans une population déterminée, sans distinction entre les cas nouveaux et les cas anciens.

2.5.1 Population para-tétraplégique

incidence(I) et prévalence (P)

Pays (pop.)	I [#100'000 hbts/an]	# Réf.	Nouv. cas/an	P [#100'000 hbts]	# Réf.
USA (280 mio)	(1970) 4.000	1	11'200	(2006) 80-106	1
USA (280 mio)	3.500	4	9'800	54-71	4
UK (60 mio)	1.375	2	825	67	2
France (60 mio)	1.670	2	1'000	67	2
Espagne (40 mio)	2.500	3	1'000	100	2
Suisse (7 mio)	3.000	2, 6	210	100	2

Age des personnes au moment du traumatisme

Pays (pop.)	Âge moyen	16-30 ans	31-60 ans	> 60 ans	# Ref.
USA (1973-79)	28.7 ans			4.7%	1
USA (depuis 2000)	38.0 ans			11.5%	1
non mentionné	25.0 ans	61%	32-35%	5-7%	7

Niveau neurologique, tout âge confondu

Pays (pop.)	paraplégique complet	paraplégique incomplet	tétraplégique complet	tétraplégique incomplet	# Ref.
USA (depuis 2000)	23.0%	18.5%	18.3%	34.1%	1 ¹
USA (depuis 2000)	41.5%		52.4%		1
Suisse, Europe (?)	45%		55%		4
	para-tétraplégique complet		para-tétraplégique incomplet		
USA (depuis 2000)	41.3%		52.6%		1
non mentionné	1/3		2/3		4

1. Il manque ici 6.1% que l'étude ne mentionne pas, nous ne savons pas ce que sont devenus ces personnes?

Genre : 80% sont des hommes [www.spinalcord.uab.edu, DELISA 1993].

Une importante étude réalisée en France avec plus de 500 sujets sur les années 2002 et 2003 a permis d'exploiter des données à partir de 417 dossiers [IRME³, La Lettre N°23, dossier: Etude multi-centrique, sur le devenir à long terme des traumatisés médullaires, 2005]. La Fig. 2.11 donne la répartition obtenue par niveau et par âge. La Fig. 2.12b présente les différentes causes d'accidents de cette étude et la Fig. 2.12a donne une correspondance pour les USA.

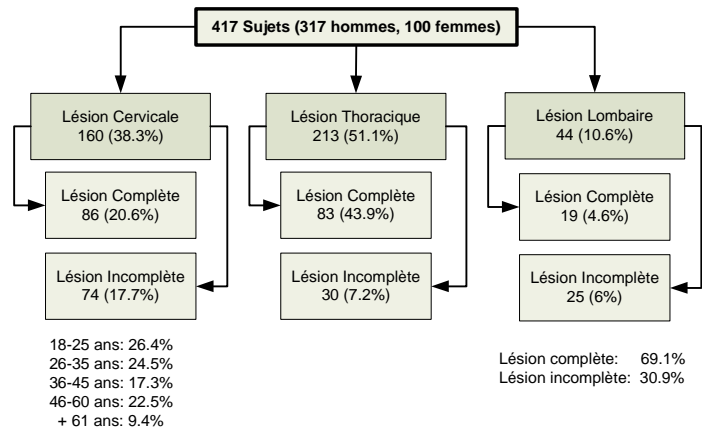
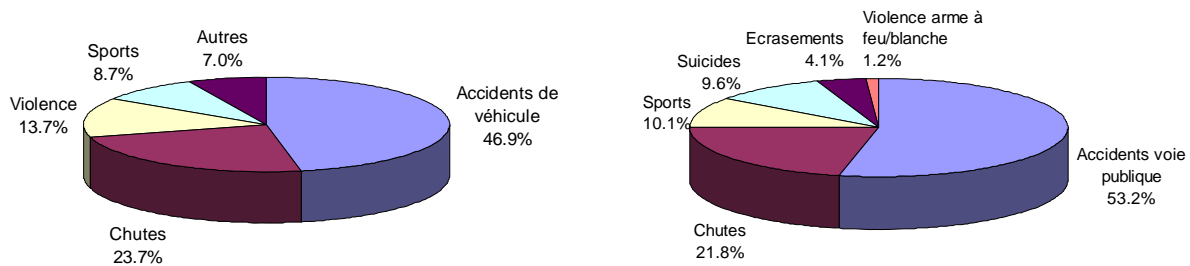


Figure 2.11 Etude française 2002-03: répartition par niveau lésionnel, complète et incomplète, et par âge. [IRME, La Lettre N°23, Etude multicentrique, 2005]



a) USA: depuis 2000 [www.spinalcord.uab.edu]

b) France: 2002-2003, étude sur 417 cas. [IRME, La Lettre N°23, Etude multicentres, 2005]

Figure 2.12 Causes des lésions médullaires

2.5.2 Population hémiplegique

incidence(I) et prévalence (P)

Pays	I [# /100'000 hbts/an]	âge (ans)	P [# /100'000 hbts]	# Réf.
USA	66	< 45		4
	998	45-65		4
	5'063	> 65		4
			600	4
White pop. North UK	200	Tout âge		5
	400	45-85		5
North UK		Tout âge	1'500	5
		> 55	4'700	5
New Zealand		Tout âge	800	5
non spécifié	150-200		400	6
France	160 ¹		500-800	6
Suisse (VD)	96 ¹		300-480	6

1. Total 1^{er} et 2^e AVC

3. IRME: Institut pour la Recherche sur la Moelle épinière et l'Encéphale [www.irme.org]

2.6 Organisation des soins et de la rééducation

La prise en charge des accidents neurologiques (lésions médullaires, AVC et TCC) est caractérisée par deux phases:

1. La phase aiguë dès l'accident: elle commence par les premiers soins et le transport dans un hôpital, les interventions chirurgicales d'urgence sont pratiquées selon les cas et les nécessités. Elle continue en milieu médical par la surveillance des conséquences post-traumatiques jusqu'à la stabilisation de l'état de santé du sujet. Elle se poursuit en milieu de réhabilitation spécialisé jusqu'à une récupération motrice et/ou l'acquisition d'une nouvelle indépendance fonctionnelle.
2. La phase chronique: elle persiste tant que le sujet n'a pas récupéré ses capacités physiologiques.

2.6.1 Neuroplasticité et récupération motrice⁴

Plusieurs mécanismes peuvent contribuer à la récupération de la motricité volontaire suite à une lésion médullaire. On peut citer, par exemple, la disparition de la réaction inflammatoire et de l'œdème au niveau de la lésion et de son voisinage, la réactivation des centres médullaires de la marche, la correction d'une non-utilisation apprise, etc. La neuroplasticité⁵ rend possible la récupération motrice suite à un accident touchant le système nerveux [MULDER 2001, NUDO 2001, JOHANSSON 2000]. Une lésion neuronale modifie les connections synaptiques par des changements structurels relatifs à leur organisation et leur nombre [SHUMWAY COOK 2001]. Des processus de réparation post-traumatiques peuvent contribuer directement à une récupération motrice d'une façon spontanée. Des synapses non actives en raison de l'organisation concurrentielle et interactive des différents circuits neuronaux prennent le relais. Des axones non endommagés, voisins des cellules lésées, peuvent développer une pousse collatérale innervant le site synaptique qui était auparavant activé par l'axone abîmé ou interrompu [STEIN 1995, STEWART 1989]. La récupération dépend donc de la réorganisation possible des voies neuronales épargnées par la lésion. Des études ont aussi montré que de nouveaux axones peuvent croître et éventuellement établir des connections avec d'autres neurones [STEIN 1995, BJORKLUND 1994]. Cependant, au stade actuel de la recherche, la guérison du tissu nerveux central chez l'homme n'est pas encore maîtrisée.

2.6.2 Principes thérapeutiques⁶

Quelques principes de rééducation efficace ont été trouvés pour favoriser une récupération motrice après une lésion neurologique. Ils ont été évoqués à la section 1.1. Le but est d'améliorer et d'accélérer le processus de recouvrement de la mobilité volontaire en améliorant force, coordination et endurance. Références: [NUDO 1999, SHUMWAY COOK 2001, NELLES 2001, LIEPERT 2001, MULDER 2001, SHEPHERD 2005].

- **Entraînement orienté tâche:** le meilleur moyen de regagner un contrôle moteur d'une tâche est d'exécuter spécifiquement cette tâche. Tous les sportifs le savent: pour marquer des buts il faut jouer au ballon et ne pas faire du tennis. En rééducation de la marche, par exemple, le patient se représente le schéma de la marche, se concentre sur ses membres inférieurs et sur la force musculaire à développer. Ensuite, il se concentre à adapter ses mouvements, ses pas, à l'environnement pour changer de direction ou éviter des obstacles.

4. Section inspirée de [REYNARD 2007]

5. Capacité d'adaptation du système nerveux suite à un changement de circonstances, un changement de milieu ou d'activités, suite à une lésion, etc. Le système nerveux peut s'adapter, dans certaine limite, aux besoins fonctionnels (sprouting et régénération d'axone, changement de synapse, régénération de neurones, etc.)

6. Section inspirée de [REYNARD 2007]

- **Répétitions actives:** pour intégrer et automatiser un mouvement, il faut plusieurs dizaines de milliers de répétitions. Les performances seront bien meilleures si ces répétitions sont faites activement plutôt que passivement [SCHOUENBORG 2004, LOTZE 2003]. Il faut également maintenir la précision du mouvement pour donner au sujet des informations proprioceptives justes. En cas de fatigue, il faut interrompre l'entraînement, elle est contre-productive.
- **Stimulations sensorielles cohérentes:** elles sont nécessaires pour favoriser l'apprentissage et graver les schémas moteurs.
- **Feedbacks:** ils contrôlent que le mouvement soit correctement réalisé ou corrigé si nécessaire en cours d'exécution. On distingue deux types de feed-back: externe (donnés par une tierce personne ou des appareils) ou par la boucle de contrôle proprioceptif (récepteurs musculaires, tendineux, articulaires, etc.).

2.6.3 Techniques thérapeutiques⁷

En pratique, la rééducation de la marche commence le plus tôt possible. En phase aiguë, lorsque la personne est encore alitée, des activités de positionnement au lit, des mobilisations passives et actives des membres préparent le corps au lever. Ensuite, dès que possible, la stabilisation posturale verticale est recherchée. L'entraînement de la marche commence dès que la position debout est suffisamment maîtrisée. Le thérapeute facilite et guide les mouvements et renforce les informations proprioceptives avec ses mains.

La marche est entraînée sur sol avec l'assistance nécessaire pour effectuer des mouvements les plus normaux possible. Elle peut également être entraînée de façon précoce et en sécurité sur tapis roulant (TR) et système de décharge du poids. Le TR est actuellement un moyen fréquemment utilisé en rééducation neurologique. Il permet d'entraîner le cycle de marche, de stimuler les mouvements répétitifs et rythmiques des membres inférieurs. La vitesse de marche peut-être ajustée, contrôlée et imposée, obligeant le patient à suivre un rythme adapté. De plus, le degré de décharge corporelle permet d'adapter la charge des membres inférieurs au degré de parésie [MOSELEY 2007]. Une vitesse de marche suffisante stimulerait au niveau médullaire les centres de motricité et au niveau cérébral le développement de nouvelles connections [DIETZ 2004, ROSSIGNOL 2000, SCHALOW 2000]. L'entraînement sur TR génère des informations sensorielles qui interagissent avec les circuits neuronaux et facilitent ainsi la récupération d'une marche autonome [VAN PEPPEN 2004, WIRZ 2001, BEHRMAN 2000, VISINTIN 1998, WERNIG 1995].

Sur TR, les mouvements des membres inférieurs, du bassin et du tronc sont facilités par un ou plusieurs thérapeutes par des actions manuelles pour améliorer la posture, l'alignement articulaire, la mise en charge sur le pied porteur et le retour du membre oscillant (Fig. 2.13). Ces méthodes sont physiquement contraignantes pour les thérapeutes; le temps d'entraînement est limité, la répétabilité des mouvements est variable. Des appareils robotisés ont alors été développés depuis environ 10 ans pour allonger la durée des exercices et améliorer la reproduction des pas. Le plus connu est le système Lokomat® développé en Suisse. Il est produit et distribué par la société Hocoma [www.hocoma.ch]. Des orthèses actives de type exosquelette sont associées à un TR avec système actif de décharge du poids (Cf. Etat de la recherche, section 4.2.4). Même si la supervision des mouvements n'est pas optimale et personnalisée comme peuvent le faire les thérapeutes, les études cliniques montrent des résultats encourageants avec des personnes paraplég-



Figure 2.13
Entraînement sur tapis roulant [FERRIS 2005]

7. Section inspirée de [REYNARD 2007]

giques, lésions incomplètes [HORNBY 2005, MIRBAGHERI 2005, WIRZ 2005, JEZERNIK 2003]. D'autres études expriment des restrictions, principalement sur les aspects passifs de l'entraînement, le blocage du bassin, le degré de soutien du poids et sur l'altération de la pattern d'activation musculaire durant la marche assistée par des moyens robotisés. [WERNIG 2005, HIDLER 2005]. Deux autres systèmes que le Lokomat® sont commercialisés: l'AutoAmbulator au USA [www.healthsouth.com] et le GangTrainer [www.reha-stim.com].

2.6.4 Stimulation électrique fonctionnelle

L'électromyostimulation est un moyen de renforcement musculaire. Des travaux ont montré que la stimulation électrique retardait le phénomène d'atrophie musculaire et avait des influences favorables sur le métabolisme des protéines, des glucides, du calcium et autres du muscle. Mais, une réserve existe si la stimulation est utilisée à un mauvais moment. En cas de dénervation du muscle, celui-ci évolue plus ou moins rapidement vers l'atrophie. La stimulation électrique retarde les changements de dénervation pendant quelques semaines. Cependant, les traitements des muscles dénervés ne sont pas complètement satisfaisants [CHANTRAINE 1990].

La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) est utilisée depuis plus de trente ans. Les premiers essais d'assistance à la marche avec électrostimulation ont été effectués à l'université de Ljubljana dans les années 1960-70 [POPOVIC 2000]. Les premières applications ont été réalisées chez des hémiplegiques pour induire la dorsiflexion du pied pendant la phase oscillante du pas [LIBERSON 1961, LYONS 2002]. Le système Odstock Dropped Foot Stimulator, développé à l'hôpital de Salisbury dans les années 1988 [www.odfs.com], a servi pour des tests cliniques à large échelle [TAYLOR 1999, BURRIDGE 1997]. Cette technique fait encore l'objet de recherches [HAUGLAND 2004, POPOVIC M.R. 1999, TAYLOR 1998]. Depuis, la SEF est appliquée à d'autres segments du corps, membres inférieurs et supérieurs.

La SEF permet un contrôle de la saisie manuelle chez des personnes tétraplégiques. Un appareil nommé Freehand a été développé au Cleveland FES Center [fescenter.case.edu] (Fig. 2.14). Il comporte des électrodes et un stimulateur implantés, des capteurs de commande et une alimentation externes. Les mouvements de rotation de l'épaule sont détectés pour commander volontairement l'ouverture ou la fermeture de la main et décider si la préhension est à pleine main (prise d'un verre) ou entre le pouce et l'index. Les informations données par l'épaule sont transmises au stimulateur par induction. Le stimulateur active ensuite les muscles de la main selon une séquence programmée [BUCKETT 1988, SMITH 1998]. Cet appareil a été approuvé en 1997 par la Food and Drug Administration (FDA), il est commercialisé par NeuroControl Corporation.

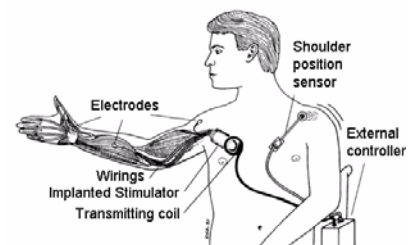


Figure 2.14 Système Freehand
[Université of Washington,
rehabilitation medicine:
depts.washington.edu/rehab/sci/]

Il existe un autre appareil qui est non invasif, le Handmaster [IJZERMAN 1996, SNOEK 2000]. Il est commercialisé par [www.nessltd.com]. Ce système comporte 3 paires d'électrodes placées dans une orthèse d'avant-bras. Une commande reliée à l'orthèse permet à la personne de déclencher la fermeture et l'ouverture de la main (Fig. 2.15).

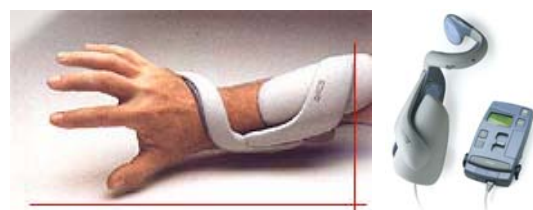


Figure 2.15 Système Handmaster
[www.nessltd.com]

Concernant les membres inférieurs, l'assistance de la marche à l'aide de la SEF se fait par un contrôle en boucle ouverte. Un exemple connu est le système Parastep [GRAUPE 2002, CHAPLIN 1996, GRAUPE 1994]. Il utilise des électrodes de surface et un stimulateur 6 canaux (quadriceps, fessiers et nerf péroné). La commande se fait par le sujet qui active une des séquences programmées à l'aide de contacts placés sur un déambulateur de soutien: assis-débout, marche jambe droite, marche jambe gauche, debout-assis (Fig. 2.16). Les performances en termes de distance parcourue sont faibles, 10 à 50 m pour un coût en énergie physique important. Les centres de recherche se sont appliqués à trouver des solutions, mais la mauvaise répétabilité de la contraction musculaire électroinduite constitue une limite pour des améliorations significatives [PEDOTTI 1989]. Ce système est vendu par Sigmedics Inc. [www.sigmedics.com].



Figure 2.16 *Système Parastep*
[www.sigmedics.com]

2.7 Conclusion

L'ensemble de ce chapitre donne une idée des conséquences qu'un traumatisme grave touchant la mobilité peut entraîner.

L'objectif de la robotique de réhabilitation est de participer à une meilleure prise en charge des personnes atteintes dans leur mobilité - ralentissement ou diminution des effets secondaires, entre autres - et d'augmenter les chances d'une récupération de mobilité autonome. Cependant, si les complications physiologiques sont mal prises en compte, si les systèmes de rééducation sont trop approximatifs, les résultats seront une aggravation de la situation. En exemple: les risques d'escarres, une fracture osseuse.

La médecine physique et de réadaptation n'est pas réduite à la prise en charge des troubles moteurs seulement, elle se concentre aussi sur les déficiences vitales et les complications. Cette remarque s'applique évidemment aux systèmes de rééducation, robotisés ou pas. Ce chapitre donne quelques notions utiles concernant les affections neurologiques pour les concepteurs de systèmes de rééducation n'ayant pas de formation médicale au départ. Il est en effet important de connaître l'impact d'une lésion médullaire et les complications qui sont engendrées, ainsi que les méthodes thérapeutiques utilisées, pour concevoir des appareils de rééducation. Les nombreuses références sont également une source pour les personnes désirant par la suite approfondir un point précis.

Biomécanique

La biomécanique est considérée comme étant l'application de la physique à l'étude de tout organisme vivant, à l'étude des forces générées ou subies par l'organisme et de leurs effets sur son mouvement ou ses déformations. La biomécanique est un champ d'application très vaste qui puise ses connaissances dans un grand nombre de disciplines - mécanique, physiologie, biochimie, biologie, neurologie par exemple - pour ensuite les appliquer à des domaines spécialisés comme le sport, l'ergonomie ou la réadaptation [ALLARD 2000].

L'analyse du mouvement humain est une entreprise complexe. Un grand nombre de paramètres significatifs varie d'un mouvement à un autre et d'un individu à un autre. Les spécialistes cherchent à mettre en évidence les éléments locomoteurs d'un mouvement afin d'améliorer ses performances (en sport) ou de corriger des pathologies (médecine physique et rééducation). Par son importance dans l'activité humaine quotidienne, la marche est certainement le mouvement le plus étudié.

Le but de ce chapitre est de donner les éléments de base en biomécanique utilisés par la suite dans la modélisation des orthèses fonctionnelles. Faisant partie des données numériques introduites dans les calculs, un certain nombre de variables doit être connues. Il s'agit essentiellement des grandeurs anthropométriques, des paramètres spatio-temporels de la marche, des variables cinématiques et dynamiques des segments corporels pendant le cycle de marche.

3.1 Dynamique inverse

Un modèle de dynamique inverse (MDI) définit les relations permettant d'estimer les forces responsables du mouvement connu d'un corps. Les forces et les moments articulaires produits par contractions musculaires sont des inconnues non mesurables directement. Par conséquent, l'analyse du mouvement humain a recours à cette approche inverse.

Trois sources d'informations sont nécessaires pour estimer les forces musculaires qui permettent d'accomplir un mouvement: les mesures anthropométriques, cinématiques et dynamométriques. Les forces de réaction internes et les moments articulaires sont calculés en appliquant les lois de Newton-Euler (Fig. 3.1). [ALLARD 2000, VAUGHAN 1999]. Pour cela, le corps ou les membres sont décomposés en segments indépendants faisant apparaître toutes les forces et les moments agissant sur chaque segment (Fig. 3.2). En procédant par le segment sur lequel les forces extérieures sont connues, il est possible de passer d'un segment à l'autre et de résoudre l'ensemble des systèmes d'équations.

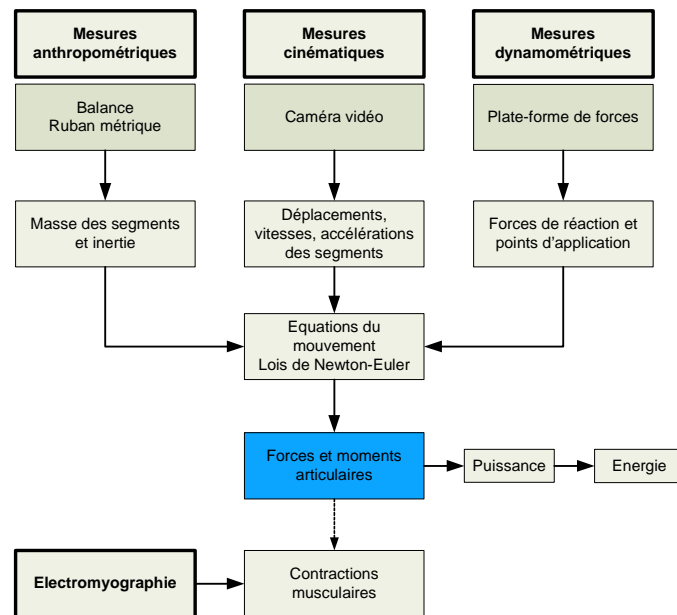


Figure 3.1 Schéma bloc de la dynamique inverse appliquée à l'analyse du mouvement. [ALLARD 2000, VAUGHAN 1999]

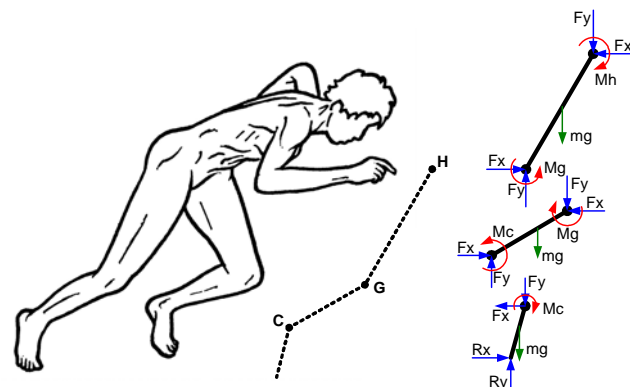


Figure 3.2 Modèle géométrique segmentaire du membre inférieur [KAPANDJI 2000 pour l'athlète].

3.2 Anthropométrie

Afin de quantifier les forces mises en jeu dans les articulations, il est nécessaire de réunir les caractéristiques de taille et de poids de l'être humain, en particulier la masse, la longueur et la position des centres de masse pour chaque segment corporel. Les mesures anthropométriques sont souvent présentées sous forme de tableaux où les valeurs sont normalisées, c'est-à-dire généralisées à l'ensemble des individus d'âges, de poids et de sexes différents.

3.2.1 Masses segmentaires, centres de masse et moments d'inertie

Il existe deux approches pour réunir les paramètres massiques segmentaires dont nous avons besoin:

1. Consulter des tableaux de masse segmentaire normalisée en fonction du poids de l'individu. En général, ils indiquent également les points de repère des articulations ainsi que la position des centres de masse segmentaire. Ces valeurs sont extraites de différentes études réalisées sur un nombre restreint de cadavres [DEMPSTER 1955] et par radiographie, tomographie ou système à résonance magnétique [ALLARD 2000, VAUGHAN 1999]. Cependant, ces données proviennent d'un nombre

limité d'observations et ne tiennent pas compte du type morphologique. Les valeurs normalisées que l'on retrouve dans les tableaux anthropométriques sont donc approximatives. Dans un premier temps, elles peuvent être suffisantes et adéquates selon les besoins. Le Tableau 3.1 donne un exemple de tableau anthropométrique.

Tableau 3.1 Masse segmentaire et centre de masse (CdM) [WINTER 1990]

Membres	Segment	Masse seg. / Masse corp.	Dist. prox. du CdM / longueur segment
Pied	Malléole lat. / Tête métatarse II	0.0145	0.500
Jambe	Genou / Malléole méd.	0.0465	0.433
Cuisse	Hanche / Genou	0.1000	0.433
Membre inférieur	Hanche / Malléole méd.	0.1610	0.447
Membre supérieur	Epaule / Poignet	0.0500	0.530
Tête, cou et tronc	Oreille / Hanche	0.578	0.660

2. Appliquer un modèle géométrique du corps humain prenant en compte la forme des différents segments et leur densité. Les paramètres massiques sont alors en partie individualisés. Le corps est divisé en un certain nombre de segments ou de volumes de densité connue. Des équations de régression permettent ensuite d'estimer la masse d'un segment à partir de quelques mesures anthropométriques. Les modèles sophistiqués comportent jusqu'à 17 segments avec plus de 200 mesures anthropométriques; cela demande un temps non négligeable [ALLARD 2000]. Un modèle plus simple décrit le corps par des formes cylindriques ou coniques (Fig. 3.3) dont les masses sont exprimées par:

$$m_{\text{cylindre}} = \rho \cdot \frac{\pi d^2}{4} \cdot l \quad \rho: \text{densité, } d: \text{diamètre, } l: \text{longueur}$$

$$m_{\text{pyramide}} = \frac{1}{3} \cdot \rho \cdot S \cdot h \quad S: \text{base, } h: \text{hauteur}$$

De la même manière [VAUGHAN 1999] pose une expression de la forme:

$$\text{Masse d'un segment} = C1 \cdot \text{masse corporelle totale} + C2 \cdot \text{longueur}^3 + C3$$

où C1, C2 et C3 sont des coefficients de régression. Basé sur une étude de six cadavres, les équations suivantes ont été obtenues (indices 1, 2, 3 pour respectivement: cuisse, jambe, pied: Fig. 3.4):

Masses:

$$\begin{aligned} m1 &= 0.1032 \cdot \text{mct} + 12.76 \cdot L1 \cdot \text{Cic}^2 - 1.023 \\ m2 &= 0.0226 \cdot \text{mct} + 31.33 \cdot L2 \cdot \text{Cij}^2 + 0.016 \\ m3 &= 0.0083 \cdot \text{mct} + 254.5 \cdot Lma \cdot L3 \cdot L4 - 0.065 \quad (3.1) \end{aligned}$$

Inerties:

$$\begin{aligned} I1 &= 0.00762 \cdot \text{mct} \cdot (L1^2 + 0.076 \cdot \text{Cic}^2) + 0.01153 \\ I2 &= 0.00347 \cdot \text{mct} \cdot (L2^2 + 0.076 \cdot \text{Cij}^2) + 0.00511 \\ I3 &= 0.00023 \cdot \text{mct} \cdot (4 \cdot L3^2 + 3 \cdot L4^2) + 0.00022 \quad (3.2) \end{aligned}$$

Avec:

mct: masse corporelle totale [kg]

Cic: circonférence de la cuisse à mi-longueur [m]

Cij: circonférence de la jambe à mi-longueur [m]

Lma: largeur de la malléole [m]

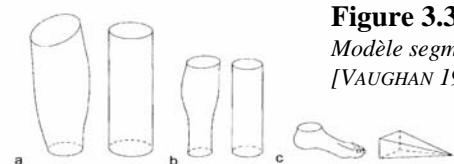


Figure 3.3
Modèle segmentaire
[VAUGHAN 1999]

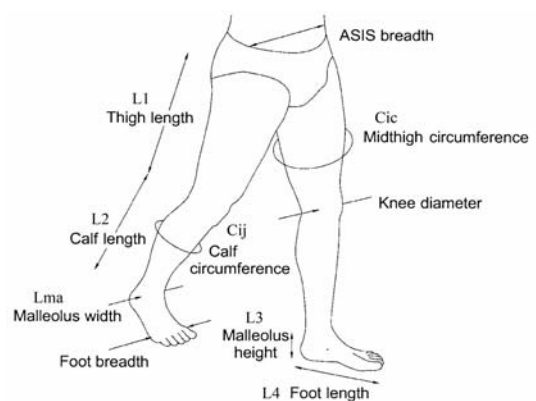


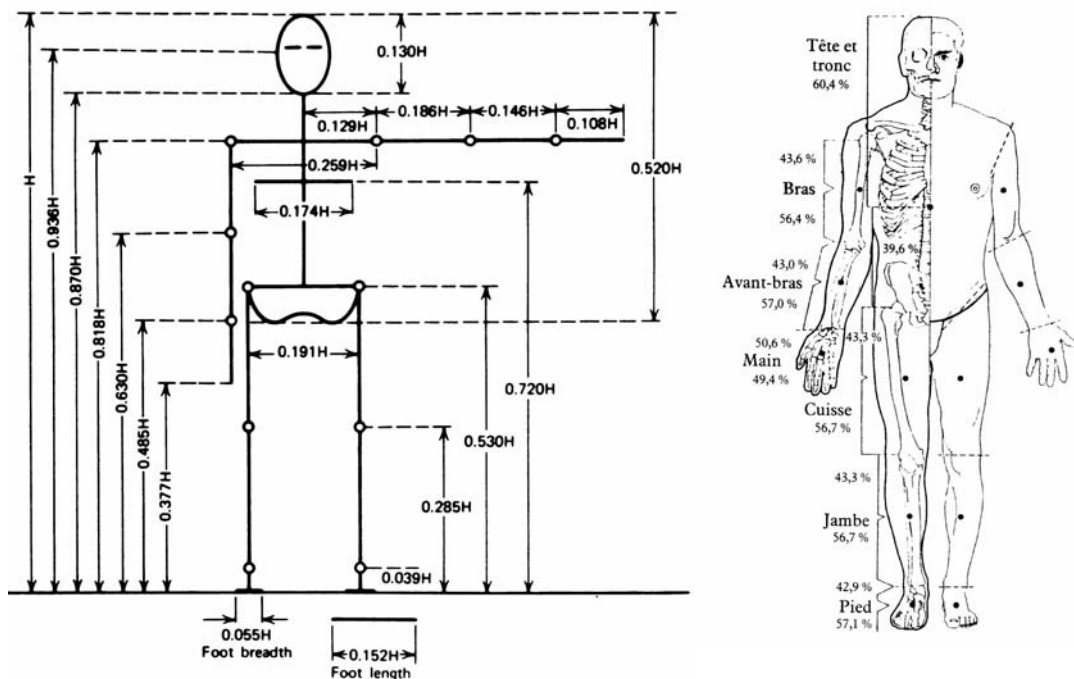
Figure 3.4 Mesures anthropométriques
[VAUGHAN 1999]

Rapport distance proximale des CdM / longueur du segment:

cuisse:	0.39	
jambe:	0.42	
pied dans le sens de la hauteur (mal. lat.- tête métatarse II):	0.50	
pied dans le sens de la longueur (talon-pointe du pied):	0.44	(3.3)

3.2.2 Longueurs segmentaires

Il existe aussi des proportions segmentaires normalisées qui peuvent être prises comme indication (Fig. 3.5). Cependant, comme pour les paramètres massiques, les mesures individualisées sont préférables. Elles sont faites avec un simple ruban métrique.



a) Longueur segmentaire en fonction de la taille [WINTER 1990]

b) Position des CdM en % [ALLARD 2000]

Figure 3.5 Longueurs segmentaires normalisées

Remarque: il existe des différences dans l'estimation des grandeurs anthropométriques entre les nombreuses publications. Elles sont dues à la diversité des caractéristiques anthropométriques des sujets d'expériences qui ne sont pas pareils d'une étude à l'autre. Par conséquent, il est important de s'en tenir à une seule source de référence et de ne pas mélanger les critères d'estimation des différentes études. Ces études ne mentionnent d'ailleurs pas si ces valeurs sont valables pour les enfants.

3.3 Cinématique de la marche

Les mesures cinématiques donnent une description des déplacements segmentaires en termes de positions, vitesses et accélérations angulaires des articulations. La technique employée est en général optique; des caméras numériques sont utilisées avec des cibles réfléchissantes corporelles. Une analyse des informations recueillies permet d'établir les trajectoires tridimensionnelles des segments [VICON]. Il existe aussi des systèmes utilisant les ultrasons réfléchis par des marqueurs corporels [ZEBRIS].

Tout d'abord, il est utile de définir les paramètres spatio-temporels de la marche et d'apprendre la terminologie de base d'un cycle de marche.

3.3.1 Paramètres spatio-temporels de la marche

3.3.1.1 Pas et foulée

La Fig. 3.6 ci-contre donne la définition d'un pas et d'une foulée. Enjambée, pas double ou pas complet sont des synonymes de foulée.

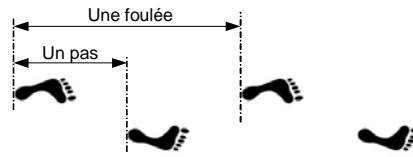


Figure 3.6
Pas et foulée

3.3.1.2 Phases et caractéristiques de la marche

Il est usuel de commencer le cycle de la marche (CM) par le contact du talon (0%) d'un pied et de terminer le cycle avec le prochain contact du même pied (100%). Dans une marche normal et symétrique, le décollement du pied (toe-off) intervient à 60-62% du cycle divisant celui-ci en 2 phases: appui et oscillation (Fig. 3.7).

<i>Stance:</i>	<i>appui</i>
<i>Swing:</i>	<i>oscillation</i>
<i>DSP (double support phase):</i>	<i>double support</i>
<i>SSP (single support phase):</i>	<i>appui unilatéral</i>
<i>RHC (right heel contact):</i>	<i>contact talon droite</i>
<i>LTO (left toe off):</i>	<i>envol pied gauche</i>
<i>RFF (right foot flat):</i>	<i>pied droit à plat</i>
<i>LHC (left heel contact):</i>	<i>contact talon gauche</i>
<i>RTO (right toe off):</i>	<i>envol pied droit</i>
<i>LFF (left foot flat):</i>	<i>pied gauche à plat</i>
<i>LHO (left heel off):</i>	<i>décollement talon gauche</i>
<i>Loading response:</i>	<i>réception du poids</i>
<i>Support:</i>	<i>appui intermédiaire</i>
<i>Push phase:</i>	<i>phase de poussée</i>

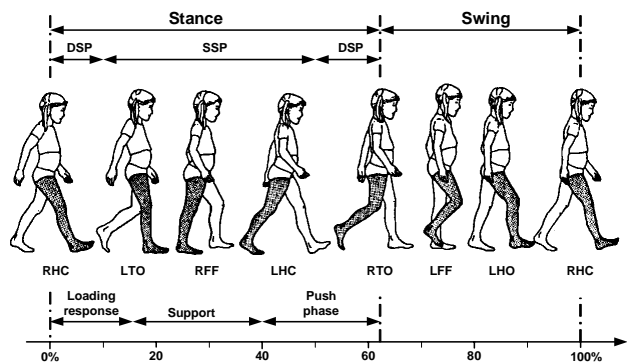


Figure 3.7 Phases du cycle de marche [POPOVIC 2000]

Remarques:

- les doubles supports (DSP) sont également répartis, env. 10% du cycle. Lorsqu'une jambe est en double support initial, l'autre est en double support terminal. A tout autre moment, la jambe est en appui unilatéral ou en oscillation pour une durée de 40% du cycle.
- La réception du poids (loading response) est délimitée par le contact initial et le moment où le genou de la jambe opposée est en flexion maximale, env. à 15%. L'appui intermédiaire se termine lorsque le talon quitte le sol, env. à 40%. Finalement, la période de poussée correspond à la propulsion de la jambe vers l'avant, soit 20% du cycle.

Un résumé des valeurs de marche normale pour adulte et enfant se trouve dans le Tableau 3.2 [POPOVIC 2000]. La définition même de marche normale est assez floue. Les auteurs des différentes études utilisent des termes variés pour caractériser la marche normale, libre, confortable ou optimale, avec des chiffres variant de 1,3 à 1,6 m/s. Il n'y a pas semble-t-il de bon consensus sur les critères de normalisation des valeurs mesurées. La vitesse de marche est très dépendante de l'environnement; nous ne marchons pas à la même vitesse dans un couloir étroit ou dans un espace libre [KIRTLEY 2006]. L'Annexe A.2.1 donne un ensemble de valeurs trouvées dans la littérature spécialisée.

Tableau 3.2 Paramètres de la marche normale

Caractéristiques	Femme	Homme	Enfants (5 ans)
Vitesse [m/s]	1.4 ± 0.15	1.5 ± 0.2	1.05 ± 0.05
Durée du cycle [s]	1.03 ± 0.08	1.06 ± 0.09	0.77 ± 0.06
Cadence [pas/min.]	117 ± 9	113 ± 8	153 ± 11
Longueur de la foulée [m]	1.37 ± 0.1	1.60 ± 0.18	0.86 ± 0.08
Durée phase d'appui [s]	0.64 ± 0.06	0.65 ± 0.07	non mesurée

3.3.2 Cinématique des jambes

Les angles articulaires sont représentés à la Fig. 3.8. C'est une convention qui est largement employée dans les publications. L'angle de la hanche est défini entre une droite prolongeant le tronc et la droite formant la cuisse. Par définition, ces angles sont relatifs et n'indiquent rien sur la position absolue des segments dans l'espace. Malgré cela, le tronc peut être considéré presque vertical. Il arrive parfois que les mesures soient relatives à la position du bassin; il faut alors tenir compte de son inclinaison, environ 8-10°, dans la détermination de θ_H .

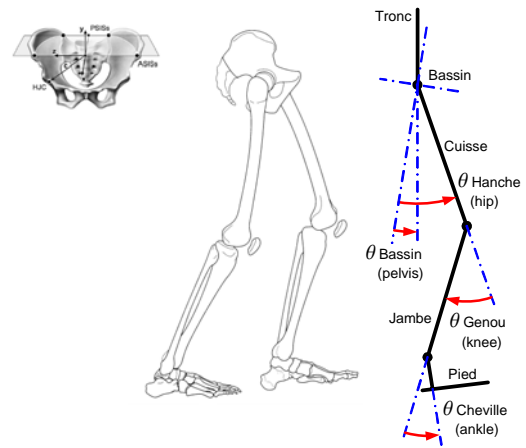


Figure 3.8 Angles articulaires de la jambe

Les sens articulaires sont les suivants:

Angle	positif	négatif
Hanche	flexion	extension
Genou	flexion	hyper-extension: max. -10°
Cheville	flexion dorsale	flexion plantaire

Un enregistrement de courbes typiques des mouvements articulaires pendant le cycle de marche est montré à la Fig. 3.9: l'angle de la hanche est donné par rapport au bassin et l'angle du genou est indiqué positif dans le sens trigonométrique inverse.

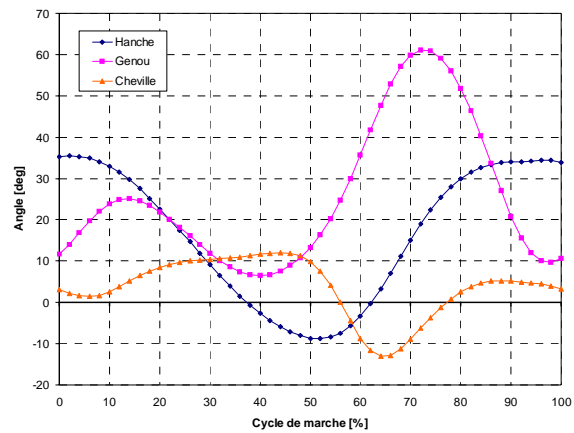


Figure 3.9 Courbes des mouvements articulaires, marche normale, sujets valides [CGA-Cf. Annexe A.3.2].

3.3.3 Cinématique du bassin

La Fig. 3.10 est une représentation intéressante des mouvements pelviens avec des courbes montrant comment un point spécifique du bassin bouge temporairement dans les trois plans principaux. Le temps n'est pas inclus explicitement. Par contre, les diagrammes montrent la nature répétitive du mouvement. Les points ronds indiquent le contact des talons et les carrés le décollement des orteils.

La dénomination des mouvements pelviens varie entre les études. En référence au repère défini par l'International Society of Biomechanics (ISB) [WU 1995], nous adoptons celles données dans le Tableau 3.3.

Les études de mesures biomécaniques du bassin donnent des chiffres variables en fonction des sujets d'expériences (adultes, hommes, femmes, enfants, personnes âgées) et des conditions de mesures souvent peu précisées. L'Annexe A.2.2 donne les valeurs des amplitudes de ces mouvements trouvées dans un certain nombre de publications. Leurs ordres de grandeur sont les suivants:

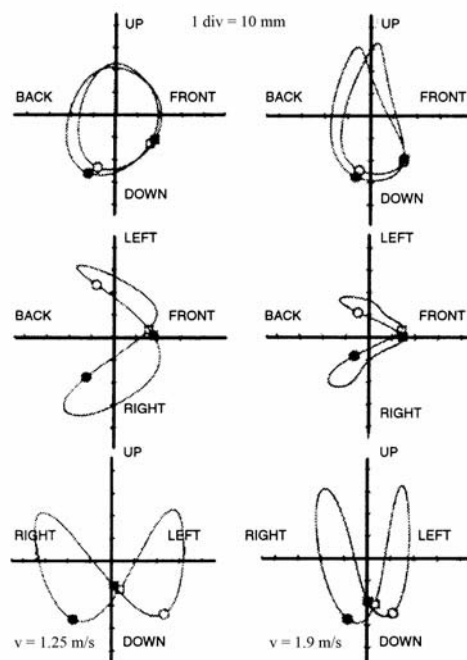


Figure 3.10 Mouvements pelviens projetés dans les plans principaux [CAPPOZZO 1991]

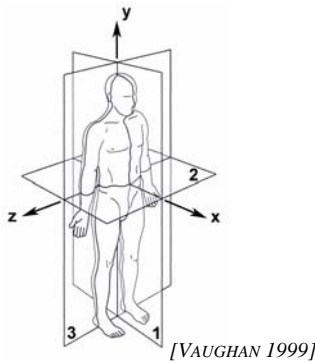


Tableau 3.3 Mouvements pelviens: repère anatomique ISB, dénominations et amplitudes

Mouvement	Amplitudes	Unité
δx : déplacement antéro-postérieur	± 15	mm
δy : déplacement vertical	± 25	mm
δz : déplacement transverse	± 30	mm
θx : obliquité	± 5	deg
θy : rotation	± 8	deg
θz : tilt	± 1	deg

Le déplacement antéro-postérieur du Tableau 3.3 ci-dessus est déduit d'une étude concernant un système portable de mesure de la vitesse de marche en temps réel qui donne une courbe permettant d'extrapoler cette amplitude [WEIR 1997]. Nous n'avons pas trouvé d'autres informations pertinentes sur le déplacement antéro-postérieur. La Fig. 3.11 donne l'allure des courbes des six mouvements pelviens; amplitudes et phases pour une vitesse moyenne de 1,4 m/s. Les déplacements sont un extrait de nos propres mesures effectuées au LSRO (Cf. section 8.5). Les rotations proviennent aussi de nos mesures et de celles publiées par la Clinical Gait Analysis [CGA].

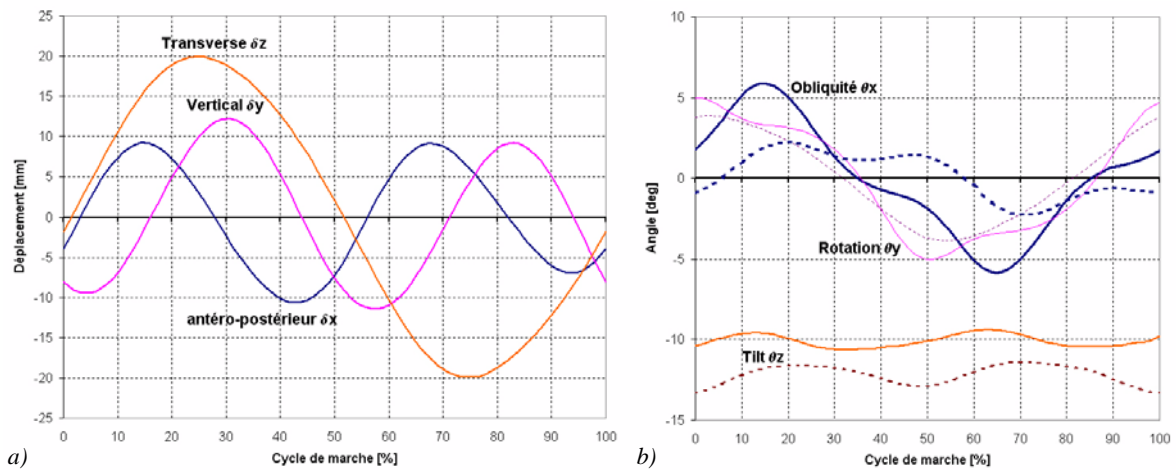


Figure 3.11 Mouvements de la ceinture pelvienne: a) translations. b) rotations: traits continus [CGA], traits interrompus [LSRO], lire le texte pour la convention de signe

Remarque: lors du contact talonnier, il y a un amortissement *contralatéral* du bassin pour absorber le choc. Cela se traduit par un abaissement de la hanche opposée au contact du talon. Dans les études, c'est en général la jambe droite qui initie le cycle de marche. L'obliquité est donc négative au début du cycle selon le repère anatomique de l'ISB. Cependant, les études donnent en général la courbe d'obliquité du bassin inversée (Fig. 3.12). C'est le cas pour les courbes de la CGA ci-dessus (Fig. 3.11b). Nous avons également inversé notre courbe par cohérence. Les différences illustrent les écarts de mesure entre les études.

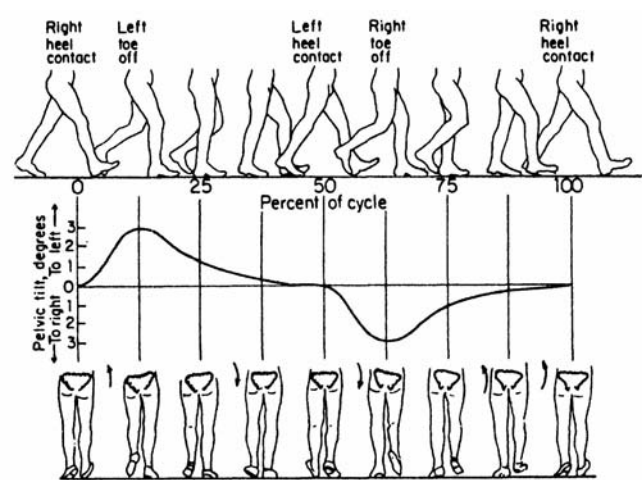


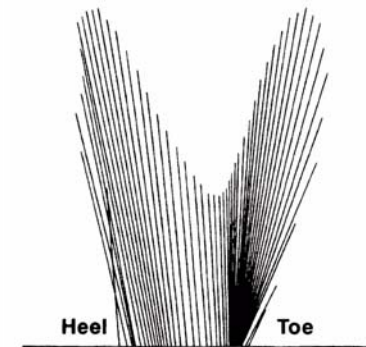
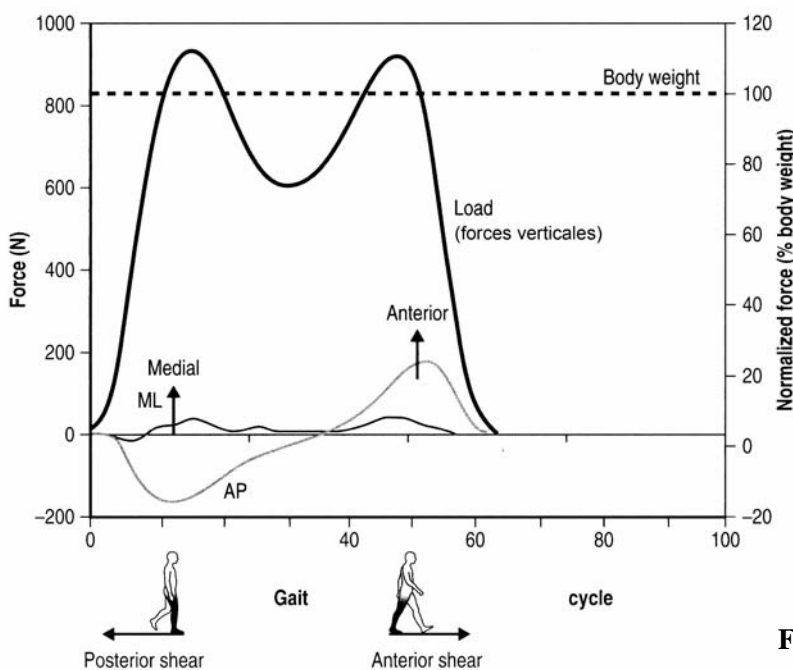
Figure 3.12 Obliquité du bassin [MCMAHON 1984]

3.4 Dynamique de la marche

Les forces internes, celles développées par les muscles, sont distinguées des forces externes d'interfaces entre le corps humain et son environnement. Celles-ci sont des forces de contact telle que la poussée du système de contrepoids d'un appareil de musculation leg presse [CYBEX] ou lorsque le talon touche le sol durant la marche.

3.4.1 Forces de réaction au sol

Les forces de réaction au sol sont mesurées à l'aide de plate-forme dynamométrique [KISTLER, AMTI]. Elles sont mesurées dans les trois directions: forces antéro-postérieures AP (axe x), forces médio-latérales ML (axe z) et forces verticales (axe y). La Fig. 3.13 montre les courbes typiques obtenues pour un cycle de marche normale. Au cours de la phase d'appui, le membre portant exerce une action de freinage jusqu'au moment où la hanche passe à la verticale de la cheville. Ensuite, c'est une action de propulsion du membre qui se termine quand le pied quitte le sol. C'est alors que la force nécessaire à la progression est développée [BOUISSET 1995]. Le coefficient de frottement entre pied et sol détermine les conditions de freinage et de propulsion; si la force antéro-postérieure est supérieure à la force de frottement, le pied glisse sur le sol.



a) Projection sur le plan sagittal du vecteur de force de réaction du sol à intervalle de 10 ms [WHITTLE 2003].

b) Les trois composantes de forces de réaction du sol durant le cycle de marche normale [KIRTLEY 2006].

Figure 3.13 Forces de réaction du sol

La mesure de la distribution de pression de long de la plante du pied est également courante dans les publications de biomécanique (Fig. 3.14). Ce type de mesure se fait de plus en plus dans les centres cliniques de rééducation et d'analyse de la marche pathologique en même temps que les mesures des caractéristiques spatio-temporelles de la marche. Ceci, essentiellement dans un but de diagnostic [GaitRide].

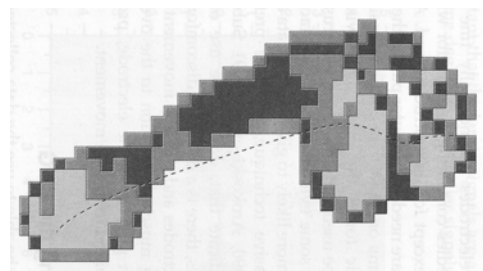
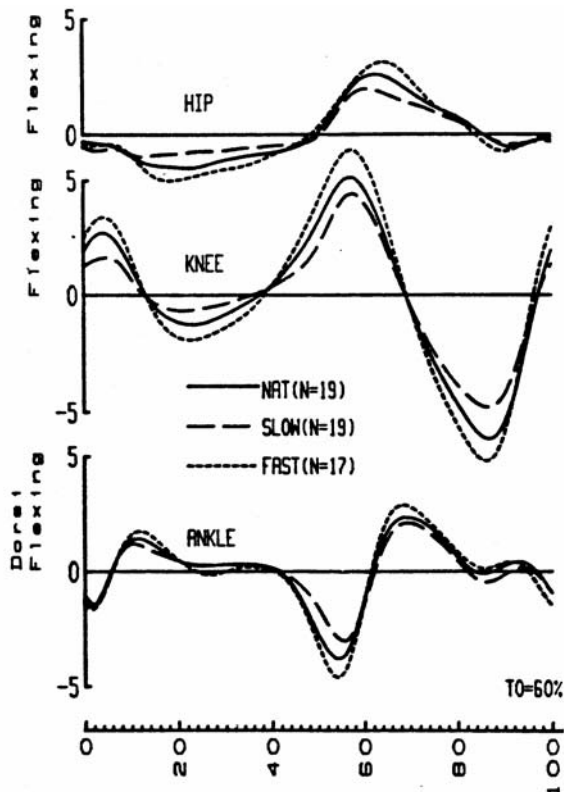


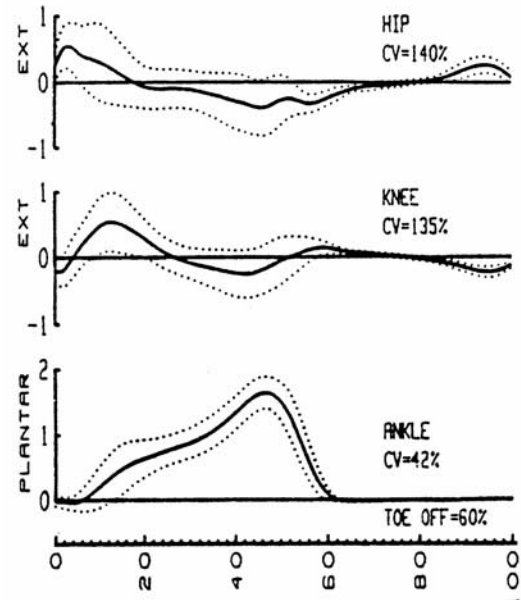
Figure 3.14 Distribution de la pression le long de la plante du pied durant la marche. Les zones claires représentent les plus hautes pressions. [TREW 2003]

3.4.2 Moments et puissances articulaires

Connaissant les forces de réaction (Fig. 3.13) du sol et les positions angulaires de la jambe (Fig. 3.9), les moments articulaires se déterminent par les équations de Newton-Euler. Les vitesses angulaires sont connues directement par les mesures cinématiques ou par dérivée des courbes de position. La puissance articulaire est ensuite calculée par le produit des valeurs de moment et de vitesse angulaire de chaque articulation. La Fig. 3.15 donne des courbes normalisées typiques des moments, vitesse et puissance articulaire. Il est à remarquer que la vitesse angulaire du genou et de la cheville atteint des pics de l'ordre de 300°/s.



a) Courbes moyennes des vitesses articulaires en rad/s pour trois cadences de marche: naturelle (NAT), lente (SLOW) et rapide (FAST). N: nombre de sujets.



b) Moments articulaires en Nm/kg déduits des mesures de forces podales. Cadence de marche naturelle, 19 sujets.

Figure 3.15 Courbes normalisées de vitesse (a), moment (b) et puissance articulaire (c) sur un cycle de marche (100%). TO: toe off (envol du pied) [WINTER 1991].

Les courbes en trait fort représentent les moyennes. Les courbes en pointillé représentent les déviations standards (ou écarts types ou écarts quadratiques moyens). CV est le coefficient de variation. C'est un indicateur de dispersion. Plus il est élevé plus la dispersion des mesures est grande. Il est calculé par la relation suivante:

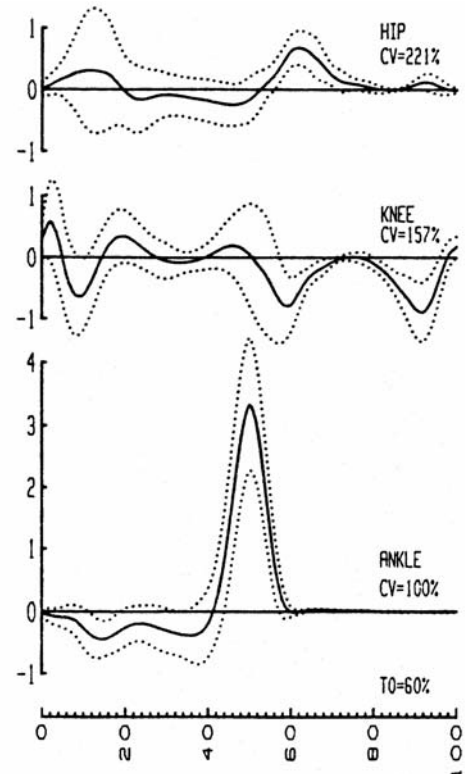
$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |\bar{x}_i|} \quad \sigma_i = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x}_i)^2}$$

N: nombre d'intervalles de mesure sur la foulée

\bar{x}_i : moyenne de la variable à l'intervalle i

σ_i : déviation standard de la variable x à l'intervalle i

n: nombre de mesure



c) Puissances articulaires en W/kg (produit moment-vitesse). Cadence de marche naturelle, 19 sujets.

3.5 Activité musculaire

3.5.1 Chaîne articulée ouverte et fermée

Une chaîne articulée désigne un système mécanique constitué de plusieurs articulations successives et des segments corporels qui les relient entre elles. Une chaîne articulée est dite ouverte lorsque son extrémité distale est libre, soumise à aucune résistance extérieure autre que les forces dues à la gravité qui limitent ou empêchent son mouvement. Par exemple, la flexion du coude avec la main libre ou le membre inférieur au cours de la phase oscillante du cycle de marche.

Une chaîne articulée est dite fermée lorsque ses deux extrémités sont fixes. C'est le cas du mouvement de "pompe" effectué avec les mains et les pieds en appui sur le sol ou lors de la phase d'appui du membre inférieur, dans la marche (double support).

3.5.2 Contraction isométrique, concentrique ou excentrique

Il existe trois types de contraction musculaire:

Contraction isométrique ou statique: le muscle ne change pas de longueur. La contraction du muscle produit une force équivalente à la charge extérieure. Les leviers osseux ne bougent pas. Exemple: position de squat jambe fléchie maintenue quelques secondes (Fig. 3.16).

Contraction concentrique anisométrique: production d'un mouvement, le muscle se raccourcit, la contraction musculaire fournit une force supérieure à la charge. Exemple: phase de propulsion d'un saut ou redressement du squat.

Contraction excentrique anisométrique: production d'un mouvement, le muscle s'allonge, la contraction musculaire donne une force inférieure à la charge. Exemple: phase de réception au sol d'un saut ou lorsque les fesses se rapprochent du sol au squat.

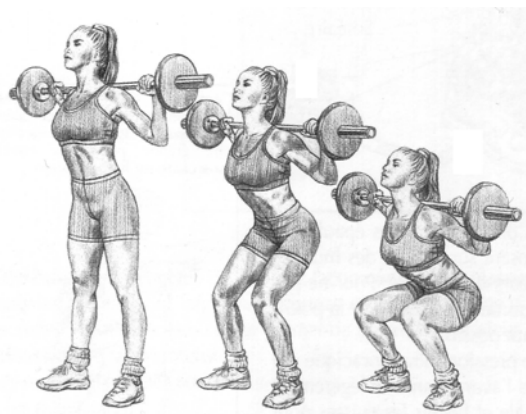


Figure 3.16 Le squat: mouvement de culture physique [DELAVER 2001]

3.5.3 Electromyographie

L'électromyographie (**EMG**) est basée sur les variations de potentiels électriques de la membrane des fibres musculaires résultant de leur dépolarisation lors de contraction musculaire (Cf. section 2.1.1). Il est possible d'enregistrer cette activité électrique au niveau du muscle avec des électrodes placées à la surface de la peau et reliées à un amplificateur. Les signaux obtenus par cette méthode dans différentes conditions permettent d'établir des relations entre les phénomènes électriques mesurés et l'activité nerveuse et musculaire, volontaire et réflexe. Ces phénomènes électriques sont mesurés en microvolts (μV) [KONRAD 2005]. L'EMG permet de mesurer l'activité musculaire relative à la marche ou à d'autres mouvements. Cette technologie est utilisée en orthopédie, en réhabilitation, en ergonomie, en analyse du mouvement (sport).

3.5.4 Séquence musculaire de la marche

La marche résulte de l'excitation de nombreux muscles dont l'identification n'est pas encore définitive, particulièrement en ce qui concerne les muscles profonds de la hanche et du pied [BOUISSET 1995]. L'activité électromyographique de la plupart des muscles du membre inférieur et du bassin est décrite dans de nombreux ouvrages de biomécanique. La Fig. 3.17 donne, en exemple, un graphique pour les groupes musculaires principaux et la Fig. 3.18 illustre cette activité.

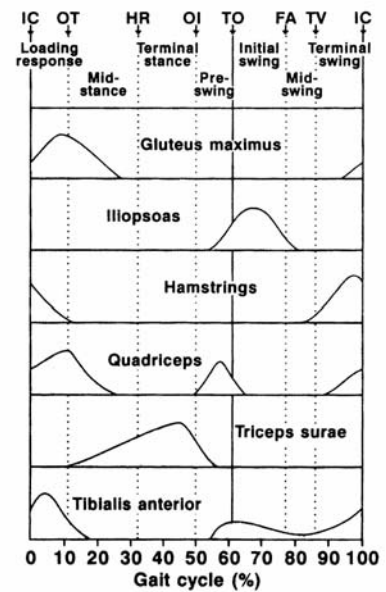


Figure 3.17 EMG: activité typique des groupes musculaires majeurs durant le cycle de marche (IC: initial contact, OT: opposite toe off, HR: heel rise, OI: opposite initial contact, TO: toe off, FA: feet adjacent, TV: tibia vertical [WHITTLE 2003])

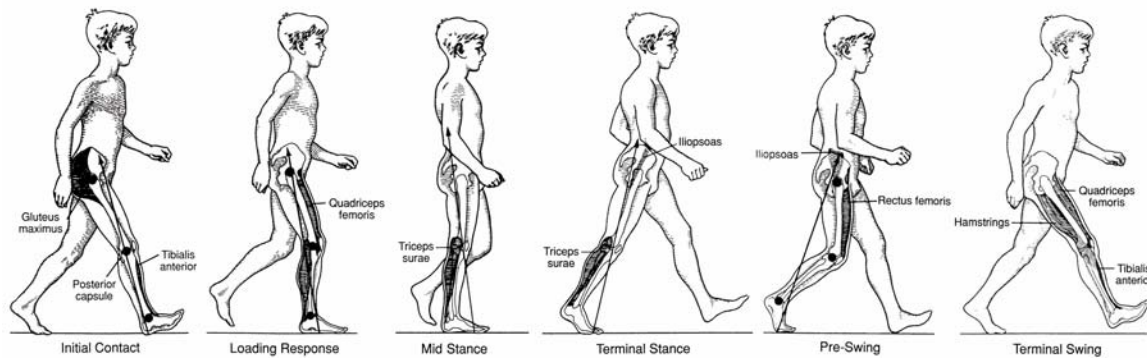


Figure 3.18 Activité musculaire et vecteur de force de réaction du sol [ROSE 1994]

3.5.5 Modélisation du muscle

La SEF par électrodes de surface permet une contraction progressive et sélective d'un muscle. Il est donc possible de contrôler des contractions musculaires de façon artificielle pour produire des mouvements simples comme le maintien de la posture verticale [JAIME 2002], se lever et s'asseoir [RIENER 2000] ou plus complexes comme le leg presse [MÉTRAILLER 2006] et le pédalage [ESER 2003, GFÖHLER 2000]. Pour y parvenir, un modèle du muscle est indispensable, ainsi que les modèles géométriques et dynamiques de l'ensemble des membres stimulés [GUIRAUD 2003].

Le modèle du muscle, stimulé ou pas, est également le sujet de nombreuses recherches et publications. Ne faisant pas partie des travaux de cette thèse, ce sujet n'est pas traité. Dans le cadre du LSRO, [MÉTRAILLER 2005] a fait une étude détaillée de la question. Il faut simplement savoir que la modélisation de la contraction musculaire électroinduite est inspirée des connaissances de la contraction volontaire.

Hill a établi un modèle simple d'une fibre musculaire constituée de plusieurs éléments: contractile (EC), ressort en série (RS), ressort en parallèle (RP), amortisseur (AP) placé en parallèle (Fig. 3.19). Ce modèle de Hill [HILL 1938, FUNG 1993] représente le 90% des publications.

Les contractions volontaires ou électroinduites dépendent du temps, de la longueur du muscle et de sa vitesse de contraction. Avec SEF, les paramètres de la stimulation: amplitude de courant, fréquence et durée des impulsions, s'ajoutent au modèle du muscle. La partie passive du muscle, son élasticité et son amortissement, n'est pas modifiée par la stimulation électrique.

Voici quelques références sur le sujet: [SCHAUER 2005, EL-MAKSSOUD 2004, FERRARIN 2001, FERRARIN 2000, RIENER 1998, HUNT 1998, DURFEE 1994].

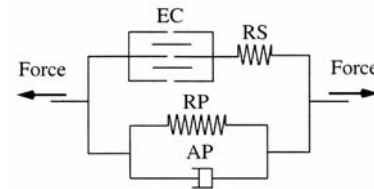


Figure 3.19 *Modèle de Hill d'une fibre musculaire*
[MÉTRAILLER 2005, DORGAN 1997].

3.6 Conclusion

La variété descriptive et l'abondance des informations collectées dans ce chapitre illustrent la complexité de la marche bipède. Il est donc raisonnable de penser que le développement d'orthèse fonctionnelle capable d'assister les mouvements locomoteurs des membres inférieurs avec un mimétisme étroit est un réel défi. A cela s'ajoute l'immense diversité du genre humain. Diversité qui se traduit par des écarts-types importants dans les courbes de caractérisation des mouvements.

Le but de cette recherche est de concevoir des systèmes de rééducation pour une population hétérogène, tant par sa diversité anthropométrique que pathologique. Les orthèses fonctionnelles doivent donc s'adapter à un grand nombre de personnes différentes et satisfaire leurs critères biomécaniques.

Ce chapitre a présenté les données biomécaniques relatives aux mouvements des membres inférieurs et du bassin. Ces données sont nécessaires pour les calculs de dimensionnement d'orthèses et sont utilisées pour les simulations réalisées dans le cadre de cette recherche. Les valeurs numériques des variables anthropométriques, cinématiques et dynamiques des segments corporels pour la marche ainsi que ses paramètres spatio-temporels se trouvent à l'Annexe A. Ces valeurs sont des moyennes; elles permettent de déterminer les ordres de grandeurs des caractéristiques mécaniques que les actionneurs pour des orthèses fonctionnelles doivent développer lors de l'assistance de mouvements des membres inférieurs.

En conclusion, les notions élémentaires de biomécaniques présentées dans ce chapitre donnent les bases suffisantes pour développer des orthèses fonctionnelles des membres inférieurs.

Etat de la Recherche sur les orthèses

Ce chapitre présente un certain nombre de descriptions relatives aux recherches déjà effectuées ou en cours dans le domaine des systèmes de rééducation et d'assistance de la locomotion. Les projets sont nombreux et les approches de la réhabilitation sont variées. Seule une sélection des travaux les plus pertinents est présentée ici en couvrant une grande partie des solutions envisagées. Etant souvent plus simple et direct, les titres et la terminologie anglo-saxonnes des projets sont conservés. Les dispositifs pris en compte sont les suivants:

- Orthèses passives
- Orthèses fonctionnelles
 - orthèse de cheville (AFO)
 - orthèse du genou
 - orthèse de marche, exosquelette
 - orthèse de marche sur tapis roulant
- Orthèse de mobilisation
- Autres systèmes de réhabilitation

4.1 Orthèses passives

4.1.1 Orthèses AFO, KAFO

Les abréviations sont issues de la terminologie anglo-saxonne: Knee-Ankle-Foot-Orthosis. Il existe une variété d'orthèses mécaniques, que l'on appelait autrefois appareils orthopédiques, et qui continue d'être utilisées et développées. L'avènement des matériaux ultra-légers a permis des progrès significatifs dans ce domaine. Les AFO sont des semelles semi-rigides qui limitent la flexion plantaire (dorsiflexion). Elles sont réalisées en matériaux composites ou en polypropylène (Fig. 4.1). En neurorhéabilitation, elles sont utilisées pour limiter la dorsiflexion non contrôlée chez les hémiplegiques afin de faciliter le retour de la jambe lors de la phase d'oscillation. Les AFO peuvent avoir des caractéristiques élastiques qui sont mises à profit pour améliorer la dynamique du pied pendant le cycle de marche [SHEFFLER 2006, DE WIT 2004, DANIELSSON 2004, CHU 2001, BECKERMAN 1996].



Figure 4.1 Orthèse AFO
[www.ossur.com]

Les orthèses KAFO (Fig. 4.2) permettent de stabiliser le genou et la cheville. Le genou peut être verrouillé et déverrouillé par un mécanisme manuel et/ou automatique pour la posture verticale, la phase d'appui de la jambe pendant le cycle de marche ou pour s'asseoir. Lorsque le genou est en extension maximale, le verrou bloque automatiquement l'articulation avant que le talon ne touche le sol. Le sujet peut se mettre en charge sur sa jambe d'appui en sécurité. Pour la phase pendulaire, le sujet déverrouille l'articulation du genou en faisant une dorsiflexion de l'articulation *astragalocalcanéenne* au moment où les orteils quittent le sol. La jambe peut alors fléchir pour effectuer son retour. Ces orthèses sont indiquées pour des parésies ou des paralysies incomplètes et unilatérales de la jambe [OTTOBOCK]. Elles sont également employées pour des applications orthopédiques de personnes atteintes de poliomyélite [CONIL 2001] et en pédiatrie pour prolonger la mobilité autonome des enfants atteints de l'atrophie musculaire de Duchenne [GARRALDA 2006]. Les orthèses AFOs et KAFOs sont encore le sujet de recherches et de publications récentes [YAKIMOVITCH 2006, YAMAMOTO 2005, BUCKON 2004, ZANCAN 2004]. Elles ont aussi été l'objet de recherches et d'application pour les paraplégiques [POPOVIC 2000]. Mais, dans ce cas, elle sont complétées par des systèmes additionnels de stabilisation de la ceinture pelvienne et du tronc. Il s'agit alors d'orthèses HKAFO ou RGO. Les HKAFOs ont d'abord été développées en pédiatrie.



Figure 4.2 Orthèse KAFO [OTTOBOCK]

4.1.2 Orthèses HKAFO et Reciprocating Gait Orthoses (RGO)

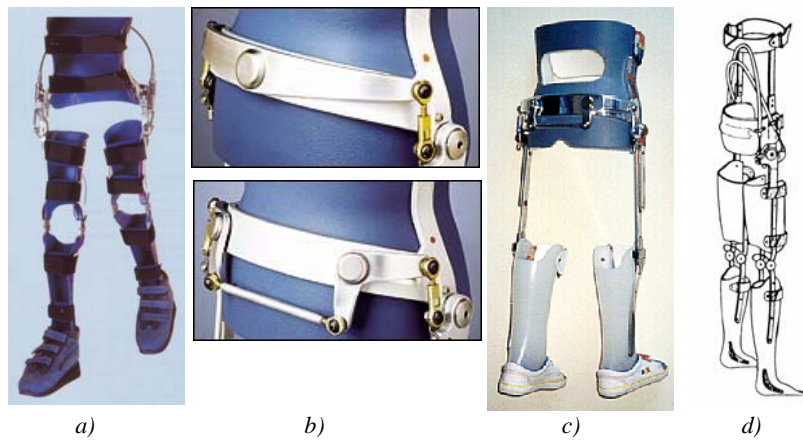
HKAFO est l'abréviation pour Hip-Knee-Ankle-Foot-Orthosis. Fin des années 1970, [ROSE 1979] a évalué un dispositif de stabilisation du tronc. Le système comprenait un soutien orthopédique du tronc relié à deux KAFOs par des articulations limitant l'abduction de la hanche par rapport au tronc. Cette orthèse était appelée initialement **Hip Guidance Orthosis** (Fig. 4.3). Elle fut développée pour les enfants atteints de spina bifida [ROSE 1981]. [FERRARIN 1993] utilise aussi ce type d'orthèse pour une étude avec des paraplégiques. Elle est aussi connue sous le nom de **Parawalker** [SUMMERS 1988].

Fin des années 60 déjà, le développement de principe de liaison entre les hanches commence. Le but est de contrôler le mouvement de ciseau, ou "réciproque", des jambes. [SCRUTTON 1971] décrit l'utilisation d'un câble dans ce but, pour des systèmes HKAFO à l'attention du spina bifida d'enfants. Ces orthèses sont connues sous l'abréviation RGO (Reciprocating Gait Orthosis) ou LSU-RGO pour Louisiana State Université qui a contribué à son étude [Solomonow in STEIN 1992] (Fig. 4.4a). Le couplage des hanches par un câble prévient une flexion simultanée des deux hanches en posture verticale. Ce câble impose la flexion d'une hanche avec l'extension simultanée de l'autre lorsqu'un pas est engagé. Il peut être découplé pour s'asseoir. Un grand nombre d'études, de développements, d'améliorations et de tests ont été réalisés à propos des RGOs. L'excellent ouvrage de [POPOVIC 2000] présente les contributions principales.

Un exemple de ce type d'orthèse est illustré par la firme Otto Bock Healthcare qui commercialise une RGO pour des cas de spina bifida, IMC, et autres (Fig. 4.4a). Elle est conçue pour des sujets dont le poids n'excède pas 65 kg. La même figure montre également d'autres principes développés par les orthopédistes: systèmes RGO isometric et biometric (Fig. 4.4b et c).



Figure 4.3 Hip Guidance Orthosis pour enfant avec spina bifida [www.cbi.dongnocchi.it]

**Figure 4.4**

Principe d'orthèses RGO:

- a) RGO [OTTOBOCK],
- b) RGO isometric et biometric [www.beckerorthopedic.com],
- c) RGO biometric, vue d'ensemble [www.nrcaldesign.com]
- d) LSU-RGO [STEIN 1992]

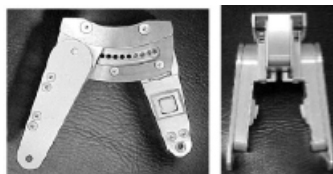
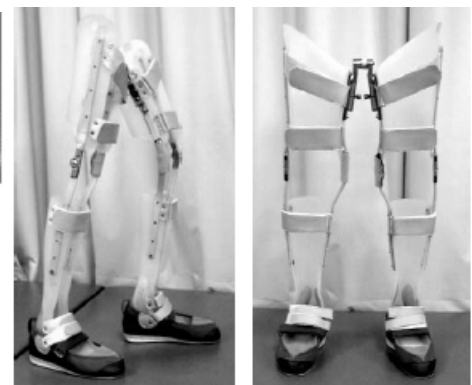
Les équipements sont utilisés avec des cannes ou des cadres de marche afin de sécuriser le sujet. Une déambulation avec le genou bloqué dans une orthèse KAFO pendant la phase d'appui provoque une élévation du centre de masse corporel à chaque pas. Avec le travail des bras, qui reprend souvent une grande partie du soutien, l'effort de marche est important pour des vitesses faibles (Fig. 4.5).

Afin de réduire l'effort physique de marche avec orthèse, l'utilisation combinée de la SEF fut suggérée dans les années 70. **Orthèse mécanique et SEF** ont donné la dénomination **Hybrid Assistive System** ou **Hybrid Orthosis** [TOMOVIC 1973, POPOVIC 2000]. Fin des années 80, les premières études de SEF avec orthèse sont publiées [POPOVIC 1989, PHILLIPS 1988], notamment des études comparatives d'orthèse RGO avec ou sans SEF [HENDERSHOT 1988]. Les résultats montrent des distances de marche de 150-400 m sans SEF et 200-1400 m avec SEF chez des paraplégiques complets. La vitesse de marche est cinq fois inférieure à la vitesse normale [THOUMIE 1995]. Les études de RGO, avec ou sans SEF, se sont multipliées et continuent:

[ABE 2006, TO 2004, SCIVOLETTO 2003, YOU 2003, SOLOMONOW 2000-1997, CHEN 2000, ROBB 1999, STALLARD 1998, BENEDETTI 1998].

**Figure 4.5** Déambulation avec orthèse Parawalker et cannes [POPOVIC 2000]

Un système entre-jambes a vu le jour fin des années 90: RGO Primewalk [MATSUNAGA 1999] (Fig. 4.6). Malgré les faibles vitesses de déambulation obtenues, ce dispositif fait encore l'objet d'étude [SUSUKI 2005]. On le trouve aussi sous le nom de Medial Linkage KAFO [SHIMADA 2006].

**Figure 4.6** RGO Primewalk [MINATO 2001]

Remarque: chez les paraplégiques, les dispositifs orthopédiques actuels ne permettent pas une utilisation autonome et fonctionnelle. Leur utilisation est limitée à des exercices physiques, dont les bénéfices n'ont été démontrés qu'avec la stimulation électrique fonctionnelle sur le reconconditionnement cardiovasculaire [PLASSAT 2005, THOUMIE 1995].

4.1.3 Orthèse hybride de flexion du genou et de la cheville

Les mouvements corrects de flexion du genou et de la cheville durant la phase d'oscillation de la marche sont essentiels. Leurs limitations par des appareils orthopédiques pour paraplégiques impliquent un gros effort de marche et un appui important des bras sur des cannes. Une flexion du genou inférieure à 40° est contre-productive pour effacer le pied durant sa phase de retour. [GREENE 2000] a suggéré

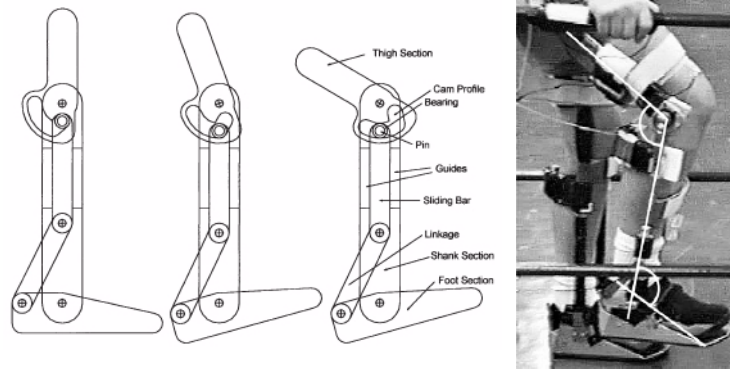


Figure 4.7 Orthèse genou-cheville couplé [GREENE 2003]

qu'une combinaison de la flexion du genou et de la cheville améliore le passage de la jambe libre. Il propose une orthèse pour paraplégiques qui couple la flexion de la cheville avec celle du genou par un mécanisme de came et de glissière [GREENE 2003]. Par ce moyen, l'articulation de la cheville est dépendante de celle du genou et ainsi seulement le genou a besoin d'être contrôlé par SEF. Cette orthèse a été implantée sur une jambe d'une THKAFO. Deux études de cas ont été menées avec deux paraplégiques incomplets. Le prototype a, semble-t-il, montré une fonctionnalité plus ou moins correcte. Des tests cliniques sur un plus grand nombre de paraplégiques avec mesures de caractéristiques physiologiques (consommation d'oxygène, force d'appui des bras, etc.) ont été recommandés pour comparaison avec des systèmes RGO. Nous n'avons pas trouvé de publication plus récente à ce sujet.

4.2 Orthèses fonctionnelles

4.2.1 Ankle-Foot-Orthoses

4.2.1.1 Powered Ankle-Foot Orthosis (McKibben pneumatic muscle)

Pour la rééducation de la marche, les entraînements locomoteurs demandent l'assistance manuelle de plusieurs thérapeutes, souvent à l'aide d'une décharge corporelle et d'un tapis roulant [BEHRMAN 2000]. Les exosquelettes robotisés ou orthèses fonctionnelles peuvent réduire le travail pénible des thérapeutes. Les chercheurs sont en train de mettre au point et de tester des équipements pour l'entraînement intensif de la marche [REINKENSMEIER 2004, AOYAGI 2004, ICHINOSE 2003, HESSE 2003, COLOMBO 2000]. Cependant, aucun de ces systèmes ne contrôle le moment de la flexion plantaire de la cheville. Pourtant la cheville produit un plus grand travail mécanique que le genou et la hanche (Cf. Fig. 3.15c).

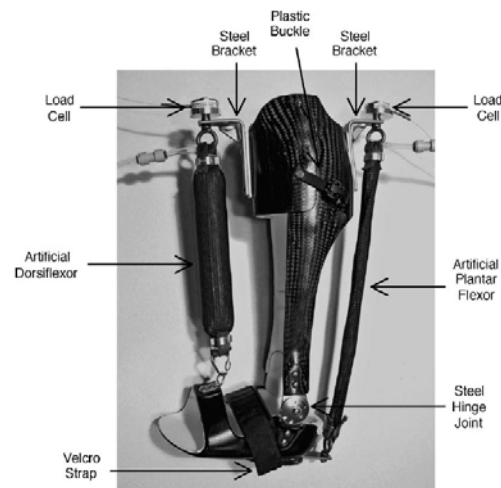


Figure 4.8 Orthèse de la cheville avec deux muscles pneumatiques [FERRIS 2005]

Pour combler ce manque, [FERRIS 2006-2005] a conçu une orthèse fonctionnelle uniquement pour la cheville (Fig. 4.8). Celle-ci est destinée à la rééducation après un traumatisme neurologique, mais aussi pour les études biomécaniques de la cheville en rapport avec le cycle de marche. Cette AFO est constituée de deux muscles artificiels pneumatiques capables de générer une flexion plantaire et une dorsiflexion orthétique. Le muscle artificiel pneumatique - ou muscle de McKibben [TONDU 2000,

[KLUTE 1999] - est un tube élastique étanche entouré d'une tresse textile (nylon). C'est un actionneur pneumatique original capable de produire une force de contraction présentant une analogie avec celle produite par un muscle du squelette et dont la valeur par rapport au poids propre de l'actionneur est très élevée en comparaison avec les actionneurs classiques [TONDU 2000-1997]. Pour cette application, la pression de contrôle est de 0 à 6.2 bar, ce qui permet d'atteindre une pointe de 50.7 Nm en flexion plantaire, soit environ 1/3 du moment physiologique naturel, et 20,7 Nm en dorsiflexion, soit environ 120% du moment physiologique. Cela pour un poids total de l'orthèse de 1.7 kg. Un contrôle "myoelectric" en temps réel régule la pression d'air dans le muscle artificiel proportionnellement à l'activation musculaire physiologique. Activation qui est mesurée par électromyographie (EMG) sur le muscle soléaire pour la flexion plantaire et sur le tibial antérieur pour la dorsiflexion. Lorsque le signal EMG atteint un certain niveau, l'activation du muscle artificiel est inhibée, en dessous elle est active.

Une étude clinique est sortie récemment, réalisée avec cinq sujets paraplégiques incomplets, sur tapis roulant et incluant une décharge corporelle [SAWICKI 2006]. La synchronisation de la flexion plantaire produite à l'aide des muscles artificiels pendant le cycle de marche s'est faite manuellement à l'aide d'un bouton de commande activé par le sujet ou par un thérapeute. L'orthèse produisait 50% du moment articulaire, La vitesse de marche programmée était au maximum de 0.9 m/s (3.2 km/h). La conclusion est une amélioration de la poussée de la cheville sans réduire substantiellement l'activation musculaire volontaire résiduelle. Cette orthèse fonctionnelle de la cheville peut donc être recommandée pour l'assistance de la flexion plantaire durant les exercices de rééducations sans risque de passivité du sujet. Pour cela, la clinique doit posséder l'air comprimé.

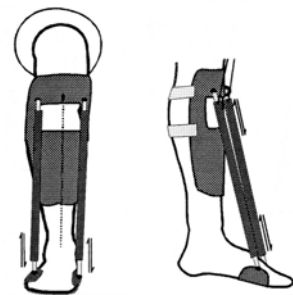


Figure 4.9 AFO et muscles pneumatiques sur un sujet ASIA D [SAWICKI 2006].

4.2.1.2 Spring Over Muscle (SOM) actuator for ankle stroke rehabilitation

[BHARADWAJ 2005-2004] utilise également un muscle artificiel pneumatique de type McKibben qu'il place en parallèle avec un ressort de compression. Ce ressort est placé à l'intérieur du tube pneumatique. Dans cet arrangement, le ressort résiste aux forces de compression extérieures, alors que le tube élastique pressurisé résiste aux forces de tension. Cette combinaison améliore la rigidité. Le comportement présente une meilleure linéarité et moins d'hystérèse. Un de ces actionneurs SOM est placé sur la face interne et un autre sur la face externe de la cheville (Fig. 4.10). Cette disposition permet la flexion-extension plantaire et l'inversion-éversion du pied. Ce dispositif a été testé sur un sujet valide. Le contrôle est une commande prédictive basée sur une trajectoire angulaire de la cheville désirée qui détermine la position linéaire des SOMs, position mesurée par des potentiomètres. Des valves régulent en temps réel la pression des muscles pneumatiques pour atteindre et suivre la trajectoire angulaire de la cheville. Les résultats montrent que cette orthèse suit étroitement la consigne de position articulaire en flexion-extension plantaire. Par contre, l'inversion-éversion, étant faible, elle n'est pas montrée.

Figure 4.10 AFO avec deux SOM [BHARADWAJ 2005-04]



4.2.1.3 Active Ankle Foot Orthosis (AAFO)

Le "Biomechanics Group" du "Massachusetts Institute of Technology" (MIT) travaille sur une AFO conventionnelle complétée d'un "Series-Elastic-Actuator" (SEA) [BLAYA 2004, PRATT 1995]. Cet SEA est composé d'un moteur électrique (DC brushless) et une vis à bille, en série avec un élément ressort. La déflexion du ressort est mesurée par un potentiomètre linéaire et 6 capteurs de force capacitif sont placés dans la semelle (Fig. 4.11). Cette AAFO pèse 2.6 kg (sans batterie, l'alimentation provient du réseau par un câble).

Le contrôle est spécifique à trois phases distinctes:

- 1/ de l'appui du talon au milieu de la phase d'appui,
- 2/ du milieu de la phase d'appui au décollement du pied,
- 3/ durant la phase de retour du pied.

Les déclenchements actifs ou passifs de l'orthèses sont effectués en temps réel à partir des informations des capteurs de forces et de la position angulaire de la cheville définissant des états logiques. Le but est de compenser les défauts du pied traînant (foot drop) et d'améliorer le contact du pied (foot slap) lors du cycle de marche chez les hémiplegiques. La SEF n'est pas utilisée.

Une évaluation clinique a été conduite sur deux sujets avec des résultats intéressants et prometteurs.

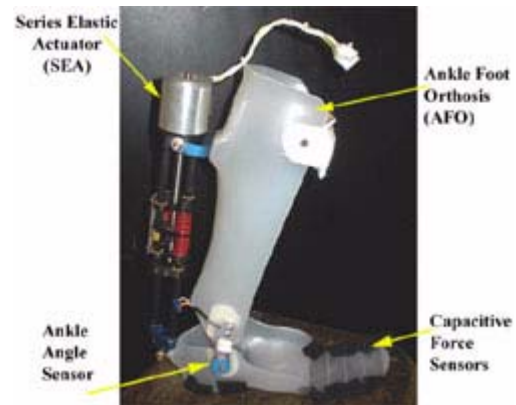


Figure 4.11 Active Ankle Foot Orthosis
[<http://biomech.media.mit.edu>]

4.2.2 Orthèses du genou

4.2.2.1 The Roboknee

[PRATT.J 2004] de l'"Institute for Human and Machine Cognition" [www.ihmc.us] utilise aussi un "Series-Elastic-Actuator" (SEA) pour un exosquelette du genou. Ce SEA lie les segments inférieur et supérieur du genou créant ainsi un moment (Fig. 4.12). Deux capteurs de force sont placés dans la semelle rigide d'une chaussure de sport pour le cyclisme. La position angulaire du genou est déduite par un potentiomètre linéaire fixé parallèlement à l'axe du SEA. L'algorithme de contrôle, qui définit le moment à produire, est simplifié en assumant une force de réaction du sol purement verticale. La distance de l'axe articulaire du genou au point d'application de cette force verticale est aussi déduite en supposant que la hanche est en permanence alignée au-dessus du genou. Le moment ainsi calculé est amplifié ou réduit par un facteur linéaire. Le système pèse moins de 3 kg. Les essais montrent des performances de moment articulaire augmentées (sujets valides). Une vitesse de marche "casual" est possible. Les liaisons orthopédiques ne semblent pas créer de problème d'escarre car les forces sont distribuées sur au moins 10 cm². Un avertissement est tout de même donné concernant la résistance osseuse car les forces transitent par le squelette. Il ne faut donc pas porter des charges supérieures à 60 kg sur le dos, aidé par Roboknee. Cette orthèse aurait une autonomie de 30-60 min. avec un sac à dos comprenant le système de commande et 4kg de batteries. Elle est conçue pour compenser les faiblesses musculaires du quadriceps ou les augmenter. Elle serait applicable pour la rééducation. Cependant, elle reste trop encombrante et n'a qu'une faible autonomie entre les recharges de batteries pour être vraiment utilisée à large échelle.

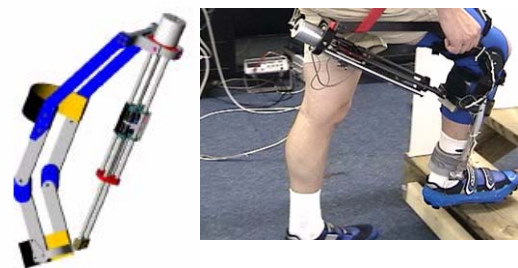


Figure 4.12 Roboknee [PRATT 2004]
[www.yobotics.com]

4.2.2.2 Knee orthosis with electro-rheological fluid (ERF)

Le "Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation" publie un article de [MAVROIDIS 2005] qui utilise un actionneur à fluide électrorhéologique¹ pour une orthèse du genou. L'avantage des actionneurs ERF est qu'ils sont compacts et fournissent de grands couples résistifs contrôlables et ajustables électriquement. Ils peuvent être utilisés pour transmettre des forces. Un prototype a été construit (Fig. 4.13). Une courbe expérimentale montre une courbe de moment jusqu'à 10 Nm en fonction d'un champ électrique. Cependant, l'auteur ne donne aucune explication sur une source éventuelle d'énergie donnant un couple à transmettre, ni d'explication sur la fonction de freinage articulaire en relation avec une application thérapeutique.



Figure 4.13 KO-ERF

4.2.2.3 Exoskeletal Knee & EMG

Une étude réalisée par [FLEISCHER 2006-2005] montre un exosquelette du genou actionné par un vérin électrique. Celui-ci est capable de produire une flexion et une extension du genou. Il supporte le sujet qui porte cet exosquelette en fournissant un couple additionnel au genou. Ce système est prévu pour la rééducation, l'assistance des personnes âgées et l'aide au portage de charge. Contrairement à d'autres projets, où le contrôle se fait au travers d'un pattern connu du mouvement et d'un modèle dynamique inverse, le genou est piloté avec des signaux EMG en temps réel. La contribution du sujet est estimée à l'aide de tables de correspondance entre EMG et moment articulaire du genou en fonction de sa position angulaire. Cette valeur est comparée à un modèle biomécanique qui définit le couple à atteindre en relation avec le mouvement exécuté. L'actionneur fournit la différence. Il est constitué d'une vis à billes couplé à un moteur standard DC (Maxon RE35, 90 W). Un capteur de force est placé axialement sur la vis, la position angulaire est mesurée par un capteur à effet Hall. La course angulaire est comprise entre 0 (jambe tendue) et 98°. Des tests expérimentaux ont été réalisés avec un sujet valide. Un exercice assis-debout et une montée d'escalier montrent que le sujet peut réaliser ces mouvements correctement en recevant un support de l'exosquelette. Cependant, l'interaction entre le sujet et l'exosquelette conduit à une oscillation indésirée. Une mise au point est encore nécessaire, en particulier concernant le modèle du muscle.

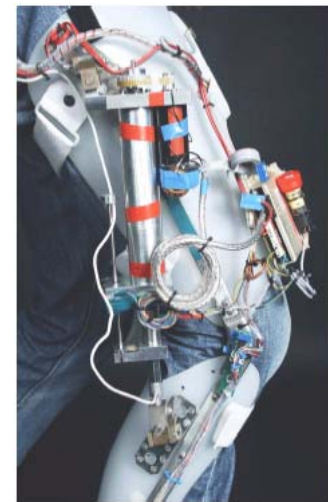


Figure 4.14 Exoskeletal Knee [FLEISCHER 2006]

4.2.3 Orthèses de marche, exosquelette

4.2.3.1 Self Fitting Modular Orthosis (SFMO)

La première orthèse hybride de jambe possédant des éléments actifs articulaires fut introduite à la fin des années 70 [TOMOVIC 1978, POPOVIC 1979]: l'orthèse SFMO (Self-Fitting Modular Orthosis). Elle comprenait des freins contrôlés par des micromoteurs ou des articulations motorisées dénommées "cybernetic actuator" [POPOVIC 2000, 1981]. On trouve trois publications *IEEE* à son sujet qui montrent quelques figures de mauvaise qualité et donnent quelques explications [POPOVIC 1993, 1990, 1989]. Les résultats sont contradictoires. Les caractéristiques de vitesse de marche, de rythme cardiaque, de consommation d'oxygène, de force de soutien des bras proportionnellement à la masse corporelle totale semblent meilleures en comparaison avec des systèmes hybrides non fonctionnels. Cependant, en

1. Fluide dont les propriétés rhéologiques (viscosité) change en présence d'un champ électrique.

absolu, le système requiert trop d'efforts pour beaucoup de paraplégiques. Il semble que l'orthèse SFMO pouvait être utilisée de façon autonome à domicile. Mais, dans un autre document elle est jugée trop compliquée et inacceptable pour les paraplégiques. Un point important dans les résultats est la diminution des valeurs des caractéristiques citées ci-dessus avec l'augmentation de la vitesse de marche. Ce résultat montre l'importance de la vitesse pour une marche autonome économique, assistée ou pas. Aucune publication récente n'a été trouvée au sujet de ce projet.

4.2.3.2 Controlled brake orthosis (CBO)

Deux restrictions majeures pénalisent les possibilités de rééducation avec orthèses et SEF combinée: 1) la fatigue musculaire rapide qui résulte des contractions électroinduites et limite le temps de verticalisation et la distance de marche, 2) des pas irréguliers résultant du mauvais contrôle de la dynamique articulaire.

Pour contourner ces inconvénients [DURFEE 1988-1991, GOLDFARB 1996-2003] ont réalisé un concept d'orthèse comportant des freins articulaires asservis par un système de friction contrôlée de particules magnétiques jusqu'à 50 Nm, au genou et à la hanche (Fig. 4.15). Les articulations sont équipées de capteurs de position et de moment nécessaires au contrôle en boucle fermée. Elles peuvent ainsi être bloquées, freinées ou libérées de façon synchronisée avec le cycle de marche et les impulsions de SEF. Les résultats montrent une réduction significative de la fatigue musculaire sous SEF et de meilleures trajectoires de marche comparées à la SEF utilisée seule. Cependant, la puissance articulaire insuffisante rend le contrôle délicat. Une amélioration de la conception et une étude complémentaire furent requises, mais aucune publication plus récente n'a été trouvée.

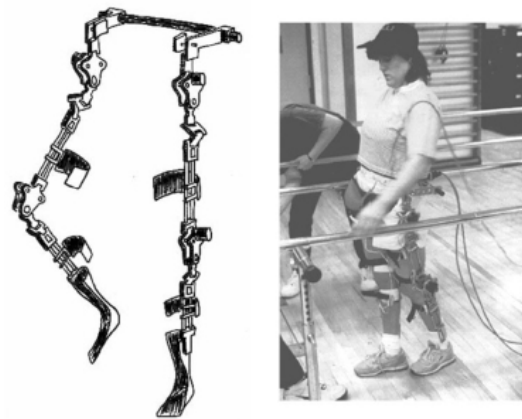
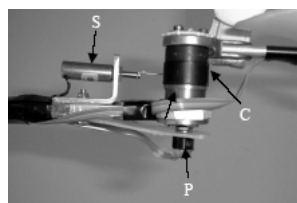


Figure 4.15 *Controlled Brake Orthosis*
[GOLDFARB 2003]

Un concept similaire a été présenté par [KOBETIC 2001]. Une orthèse hybride THKAFO (T: trunk) a été conçue avec des freins de type embrayage à ressort à la hanche et au genou. Ils sont pilotés par une bobine électrique qui bloque ou libère l'articulation durant les mouvements de flexion. En mouvement d'extension, elles sont libres. Un potentiomètre dans l'axe articulaire permet de synchroniser la commande avec le cycle de marche détecté par un capteur dans la semelle.

Les essais ont montré une mauvaise tenue du corset entraînant un déplacement de l'orthèse au niveau des hanches. Le sujet est alors incapable de maintenir une position verticale sans un support important des bras, comme on peut le voir à la Fig. 4.16, à droite. En dehors de cette étude de cas, il ne semble pas que d'autres résultats, expérimentaux ou cliniques, ont été publiés depuis.



*S: Bobine de commande
C: embrayage ressort
P: potentiomètre*

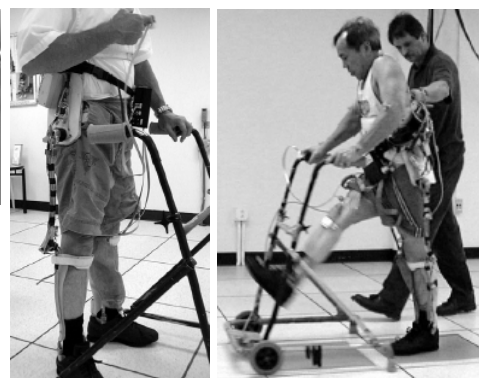


Figure 4.16 *Controlled Brake Orthosis* [KOBETICS 2001]

4.2.3.3 Pneumatic active gait orthosis

[BELFORTE 2001] a écrit une excellente introduction sur la problématique des orthèses actives pour paraplégiques. Il propose une orthèse pneumatique qui actionne et contrôle les articulations de la hanche et du genou. Il présente dans sa publication un prototype du genou placé dans une structure RGO modifiée. L'articulation de la cheville est bloquée par une AFO. Des potentiomètres rotatifs se trouvent directement sur les axes articulaires pour connaître la position angulaire. La pression pneumatique est aussi mesurée afin d'évaluer le couple d'actionnement. Le type de compresseur portable pouvant être connecté à l'orthèse n'a pas été analysé. L'article ne mentionne d'ailleurs pas quel niveau de pression est nécessaire, seule une description

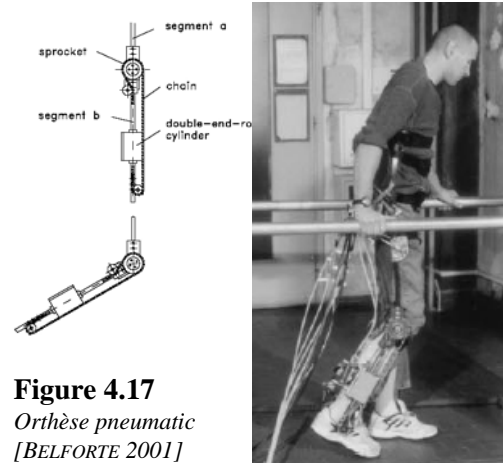


Figure 4.17
Orthèse pneumatique
[BELFORTE 2001]

du circuit électro-pneumatique est donnée, mais aucun détail sur la physique et la mécanique du système. Des tests expérimentaux ont été conduits sans sujet, avec une personne âgée et avec un sujet paraplégique, lésion T3. Il semblerait que l'actionnement fut difficile sans une participation du sujet, fournissant une partie de l'énergie, volontairement ou par SEF (ce point n'est pas clair dans cet article). La coordination avec le cycle de marche semble aussi avoir posé quelques difficultés. Des améliorations étaient suggérées, mais aucune publication postérieure à 2001 n'a été trouvée.

4.2.3.4 Energy Storing Orthosis

En utilisant également une technologie pneumatique, [DURFEE 2005, 2004] propose le concept Energy Storing Orthosis (ESO). Cette orthèse est prévue avec SEF. La description est la suivante:

"Elastic energy-storage elements on the orthosis hip and knee joints hold the leg in a flexed equilibrium position (Fig. 4.18a) Stimulation of the quadriceps extends the knee, placing excess energy in both the equilibrium spring and an energy transfer element (Fig. 4.18b). The stored energy is transferred to the hip where it is discharged and used to extend the hip against its equilibrium spring, and to aid in forward progression (Fig. 4.18c). A new step is initiated by releasing the hip and knee joints from the straight leg position to the flexed position shown in Fig. 4.18a. The realization of the ESO concept is shown in Fig. 4.18right. Gas springs crossing the hip and knee joints are the flexed equilibrium energy-storage elements. Their energy is used locally and not transferred to other joints. A pneumatic fluid power system implements the energy-storage and transfer system. An air cylinder at the knee acts as a compressor while a matching cylinder at the hip acts as a joint actuator. An accumulator stores compressed air energy, and three-way-controlled valves selectively connect the piston ports to the accumulator and to the atmosphere." [DURFEE 2005].

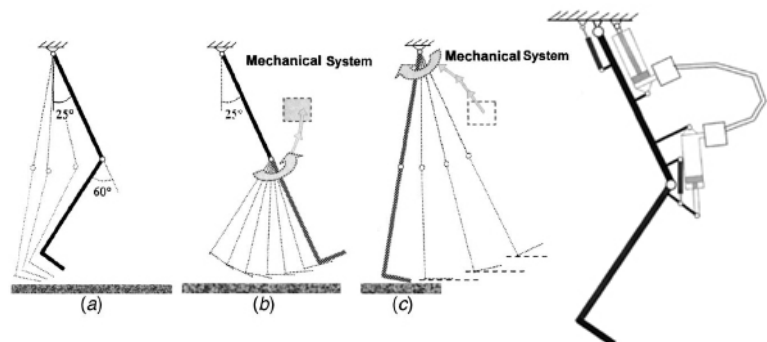


Figure 4.18 Schéma de l'Energy Storing Orthosis [DURFEE 2005]

Un modèle dynamique théorique de ce concept a été établi et un banc de test prototype fut réalisé pour des mesures. Les résultats montrent le potentiel du concept ESO et la validité du modèle de simulation. Aucune étude n'a encore été menée sur des sujets. Aucune publication n'est parue depuis fin 2005.

4.2.3.5 Orthèse Hydraulique

[SAITO 2005] a développé une orthèse fonctionnelle commandée par un "mécanisme de pseudo-muscles biarticulaires" utilisant des servo-actionneurs à transmission hydraulique bilatérale. L'idée ici est d'agir sur les articulations de la hanche et du genou comme les muscles bi-articulaires droit de la cuisse et gastrocnémien. Le système hydraulique d'un servo-actionneur est constitué de deux cylindres fonctionnant en maître-esclave. La pression renseignée sur les forces en action et le déplacement des pistons donne une information de position permettant le contrôle de l'ensemble (Cf. Fig. 4.19, schéma de gauche). Le diamètre du cylindre de l'orthèse est de 30 mm, celui qui pilote le mouvement est de 50 mm. Il n'y a aucune indication sur le placement de ce dernier. Le poids de cette orthèse serait de 7 kg. Une modélisation du système a été faite et des caractéristiques de déplacement et de force ont été mesurées sur un appareil expérimental. Un équipement de laboratoire a été construit (Fig. 4.19, milieu). Aucun résultat fonctionnel n'est présenté. Seul le commentaire suivant est donné: "*Because bilateral servo system has a brake function, a patient in our externally powered lower limb orthosis can walk naturally.*" Cette orthèse est envisagée pour la réhabilitation des hémiplegiques et des paraplégiques. Une note est faite pour la combiner à un "*gait training equipment*" (Fig. 4.19, schéma à droite). Par contre, la SEF n'est pas mentionnée.

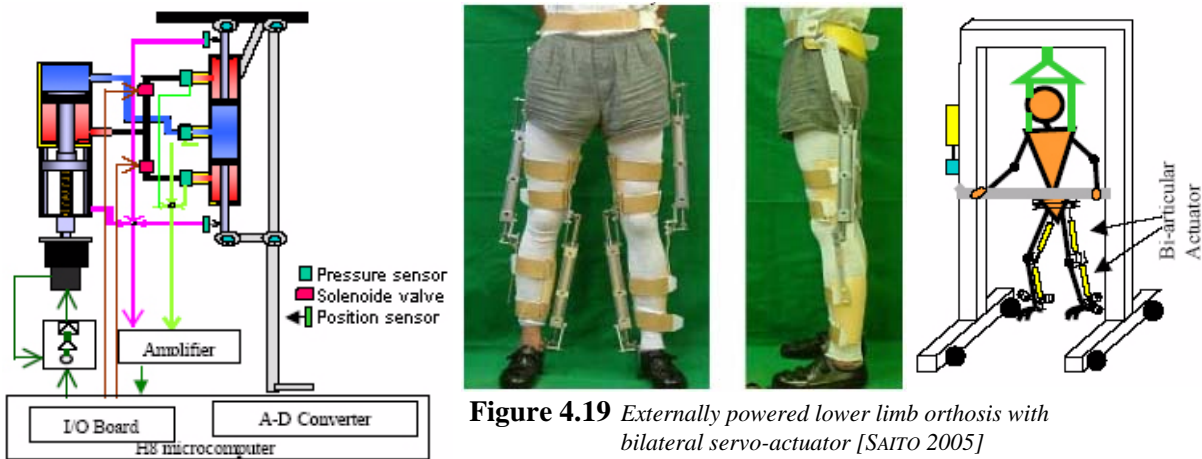


Figure 4.19 Externally powered lower limb orthosis with bilateral servo-actuator [SAITO 2005]

4.2.3.6 Hybride Assistive Leg: HAL-3

Début des années 2000 est apparu HAL-3 [Sankai Lab., University of Tsukuba, Japan]. Ce dispositif est destiné aux personnes avec des troubles de la marche ou trop faibles pour marcher normalement comme les personnes âgées [KAWAMOTO 2003]. L'exosquelette permet 3DDL: flexion-extension hanche, genou et cheville (Fig. 4.20). Des moteurs CC couplés à des réducteurs "Harmonic Drive" [www.harmonicdrive.net] sont utilisés comme actionneur à la hanche et au genou. Des potentiomètres sont placés à ces articulations pour la mesure des positions angulaires. Les forces de réaction du sol (FRS) sont détectées par des capteurs de pressions spécialement développés pour cette application. Des batteries fournissent la puissance. Elles sont portées sur le dos, dans un sac en ABS préformé, avec le contrôleur, les convertisseurs A/D & D/A et les cartes de commande des moteurs. Le poids total de HAL-3 est d'environ 15 kg [LEE 2003]. Le contrôle des mouvements est réalisé à l'aide des EMG récoltés sur les muscles extenseurs et fléchisseurs du genou et de la hanche. Les phases de la marche sont détectées par les capteurs et l'activité musculaire est enregistrée par EMG. L'assistance des articulations est déduite d'une analyse en temps réel des EMG et des FRS [KAWAMOTO 2004]. Des essais concluants ont été réalisés sur des personnes valides. Cependant, les publications ne donnent aucun détail sur les performances réelles du dispositif, comme la vitesse de marche par exemple. Nous ne savons pas non plus quel type de



Figure 4.20 HAL-3
<http://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp/HAL>

moteur CC équipe cet exosquelette. Les seules informations chiffrées sont la puissance des cartes de commande des moteurs: 750 W [LEE 2003], la taille du sujet qui pourrait porter cet exosquelette: 160 cm et la durée d'utilisation sur batterie: 2h40 [www.cyberdyne.jp].

4.2.3.7 Berkeley Lower Extremity Exoskeleton

Le "Mechanical Engineering Department, University of California, Berkeley" développe depuis 2000 un exosquelette de la jambe possédant 7 DDL (hanche: 3, genou: 1, cheville: 3). 4 de ces DDL sont actionnés par des vérins hydrauliques à double effet (add-abduction et flex-extension de la hanche, flex-extension du genou et de la cheville). Ce système de deux jambes anthropomorphiques est conçu pour le portage de charge à dos d'homme sur de longues distances (Fig. 4.21a).

Le Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) est donc un robot autonome. Un moteur à combustion a été spécialement développé pour fournir l'énergie hydraulique et électrique nécessaire (monopropellant-powered free piston hydraulic pump [RAADE 2005]). Cette unité de puissance est incluse dans la charge portée, elle pèserait 27 kg [AMUNDSON 2006]. Des essais expérimentaux effectués à l'U.C. Berkeley ont démontré la possibilité d'une charge utile de 34 kg pour une vitesse de marche de 1.3 m/s (4.7 km/h) [KAZEROONI 2006]. Il semblerait que cette technologie puisse aussi être développée pour assister des personnes limitées dans leur capacité musculaire pour une marche optimale [Sarah Yang in U.C. Berkeley News, March 2004, www.berkeley.edu]. Les articles de [ZOSS 2006 et CHU 2005] donnent une description détaillée de l'exosquelette (Fig. 4.21b). Le contrôle utilise un modèle dynamique de l'exosquelette et un certain nombre de capteurs pour résoudre ce modèle en temps réel et piloter les actionneurs. Chaque articulation fonctionnelle contient un décodeur et une paire d'accéléromètres linéaires pour déterminer la position, la vitesse et l'accélération angulaire. Un inclinomètre donne l'orientation générale par rapport à la gravité. Des capteurs de force fournissent l'information de rétroaction pour un contrôle en boucle fermée des actionneurs. Finalement, des "foot switch" déterminent quand l'exosquelette touche le sol et des capteurs de pression informent sur la répartition du poids.



a)

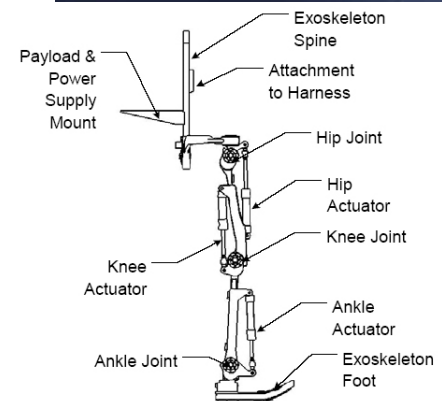


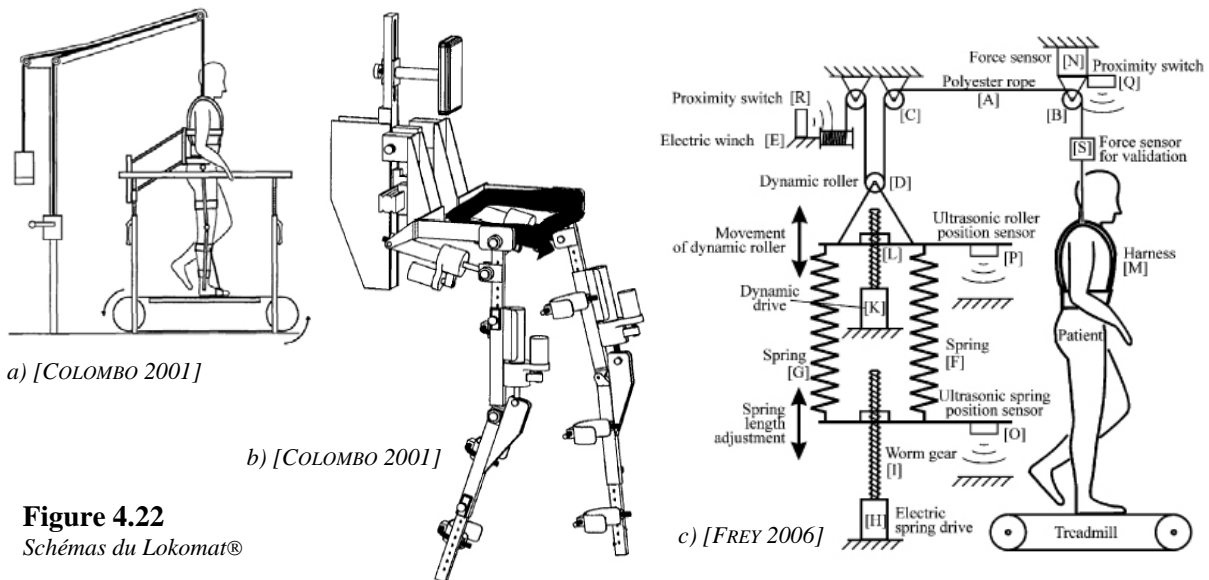
Figure 4.21 b) [CHU 2005]
Berkeley Lower Extremity Exoskeleton

4.2.4 Orthèses de marche sur tapis roulant

4.2.4.1 Lokomat®

L'entraînement rééducatif de la marche sur tapis roulant (TR) est une technique thérapeutique établie [WINCHESTER 2006, BARBEAU 2002-1999, DIETZ 2004-1995]. Pour améliorer ces techniques et réduire la charge physique contraignante des thérapeutes, [COLOMBO 2000] a développé un "Driven Gait Orthosis" (DGO) fin des années 1990 au Paraplegic Center ParaCare, University Hospital Balgrist, Zürich. Ce dispositif est maintenant connu sous le nom de Lokomat®. Il est produit par la société Hocoma en Suisse (Fig. 4.23). Les avantages recherchés avec une robotisation de la marche sur TR sont un prolongement des séances d'entraînements grâce à une orthèse fonctionnelle et un pattern de marche reproductible qui respecte mieux la physiologie du mouvement.

L'orthèse est anthropomorphiquement ajustable. Elle est équipée d'actionneurs au genou et à la hanche. Ceux-ci sont constitués d'un moteur CC, d'une transmission et d'une vis de translation avec écrou à billes (Fig. 4.22b). La dorsiflexion de la cheville est assurée par un système élastique qui relève le pied pendant la phase d'oscillation de la jambe afin d'éviter un contact avec le tapis. Le mouvement oscillant vertical de la ceinture pelvienne est guidé par une liaison en forme de parallélogramme [COLOMBO 2001](Fig. 4.22a). Un dispositif de décharge corporelle actif, comprenant des ressorts, des vérins de tension et un treuil, complète l'ensemble [FREY 2006] (Fig. 4.22c).



Le Lokomat® permet une mobilisation des jambes du sujet sans aucune contribution de sa part et sans assistance d'un thérapeute. L'asservissement des mouvements de l'orthèse se fait par un contrôle de position. Les spécifications techniques indiquent des vitesses de marche de 1 à 3.2 km/h (0.3 à 0.9 m/s) et un poids du sujet de 135 kg maximum. Cette locomotion robotisée est destinée à l'amélioration de la mobilité de sujets suite à un AVC, un TCC, un traumatisme médullaire, atteints de sclérose en plaque ou de la maladie de Parkinson [www.hocoma.ch]. Une version pédiatrique du Lokomat® est aussi disponible pour la mobilisation des enfants IMC en particulier (Fig. 4.23).

Le Lokomat® a été testé cliniquement pour son homologation et des évaluations sont encore en cours. Il existe maintenant un certain nombre de publications à son sujet. La plupart démontrent les bénéfices du système [LÜNENBURGER 2006, HORNBY 2005, MIRBAGHERI 2005, WIRZ 2005, HIDLER 2004, JEZERNIK 2004]. D'autres émettent une réserve en relation avec la passivité du sujet, l'importance de la décharge corporelle et le manque de contrôle des mouvements du bassin [HIDLER 2005, WERNIG 2005, WALL 2004].



Figure 4.23 Lokomat®

4.2.4.2 AutoAmbulator

Dans son article sur la robotique pour l'entraînement de la marche après un traumatisme médullaire, [GALVEZ 2005] mentionne un système similaire au Lokomat®: l'AutoAmbulator. Des bras robotisés guident les jambes par des attaches à la cuisse et à la cheville, contrôlés selon un pattern de mouvements de marche. Les moments articulaires sont également sous contrôle et une sécurité peut déclencher le système en cas de spasmes sévères.

Développé par Healthsouth aux USA [www.healthsouth.com], ce dispositif serait installé dans 26 centres de réhabilitation, tous aux Etats-Unis (chiffre 2005). A part [WINCHESTER 2006], aucune publication n'a été trouvée au sujet de ce dispositif sur les moteurs de recherches à disposition.



Figure 4.24 AutoAmbulator [www.gatewaynewspapers.com]

4.2.4.3 HARTHuR et PAM

ARTHuR (Ambulation assisting Robotic Tool for Human Rehabilitation) est un robot conçu pour la mesure et la manipulation du pied sur tapis roulant. C'est une structure parallèle 2 DDL pouvant assister ou suivre les mouvements du pied dans le plan sagittal. Deux moteurs linéaires électriques commandent les extrémités d'une tringlerie triangulée liée au pied par un axe tournant (Fig. 4.25).

Les positions des moteurs linéaires sont mesurées par un capteur linéaire optique permettant de définir la position du pied dans le plan sagittal. Un relevé de la trajectoire obtenue sur un sujet valide marchant sur un tapis roulant à 0.9 m/s (3.2 km/h) montre que le système en mode suiveur ne perturbe pas le mouvement (Fig. 4.26). En mode assistance, les forces sont de 116 N en continu et de 285 N en pointe pour les barres de liaison à 45° (pied à 5.5 cm au dessus du tapis). Comparée à un exosquelette, cette disposition est flexible dans le sens où elle s'accommode à différentes tailles de jambes sans aucun ajustement mécanique. Ce projet est conduit par le "Biomechanics Laboratory, University of California, Irvine" [REINKENSMEIER 2002]. Le site internet du laboratoire montre un film pour une application thérapeutique d'entraînement de la marche après un traumatisme médullaire [http://gram.eng.uci.edu] mais aucune publication n'a été trouvée à ce sujet.

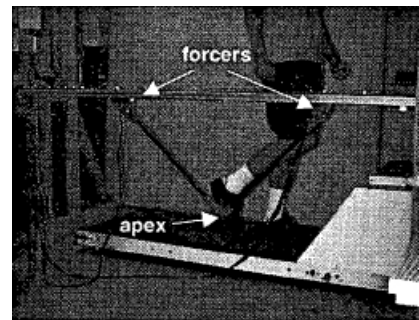


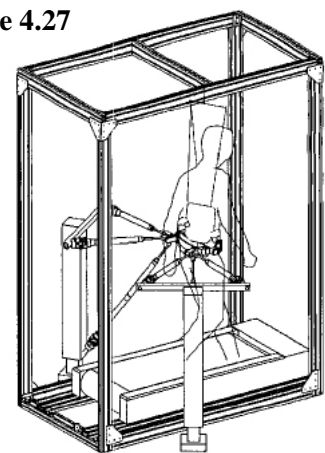
Figure 4.25 Ambulation assisting Robotic Tool [REINKENSMEIER 2002]



Figure 4.26 Trajectoire de la cheville relevée par HARTHuR [REINKENSMEIER 2002]

Le même laboratoire a développé un robot pour mesurer et manipuler les mouvements de marche du bassin sur tapis roulant. "PAM" (Pelvic Assist Manipulator) est constitué de deux tripodes 3DDL fixés sur le sujet par une ceinture pelvienne morphologiquement ajustable (Fig. 4.27). Chaque tripode possède deux vérins coplanaires dans le plan horizontal, le troisième vérin est oblique pour reprendre les forces verticales. Les liaisons au support et à la ceinture pelvienne sont des rotules. Cette disposition contrôle 5 DDL du bassin: les trois translations (antéro-postérieure, verticale et transverse) et deux rotations (obliquité du bassin autour de l'axe de marche, rotation autour de l'axe vertical). Une rotation n'est pas contrôlée: le tilt du bassin (rotation autour de l'axe transverse). Les actionneurs linéaires choisis sont pneuma-

Figure 4.27
PAM



[REINKENSMEIER 2002]

tiques. Quand les cylindres sont pressurisés, une commande prenant en compte les effets de non-linéarité dynamique induits par l'air sous pression a été développée (Hierarchical, Nonlinear, Pneumatic Control Law). Elle permet un contrôle des forces et des positions. Le robot peut fonctionner en mode zéro force, i.e. suivre les mouvements du bassin sans interférence, pour des mesures du mouvement pelvien. Un prototype de ce système est montré dans différents films du laboratoire [<http://gram.eng.uci.edu>]. Les publications suivantes donnent quelques informations de conception, notamment sur le contrôle: [AOYAGI 2005-2004, REINKENSMEYER 2004, ICHINOSE 2003].

PAM et ARTHuR peuvent être combinés [<http://gram.eng.uci.edu>]. L'ensemble est prévu pour la rééducation de la marche des traumatisés médullaires. Aucune publication sur des tests cliniques n'a été trouvée pour l'instant. [REINKENSMEYER 2006, GALVEZ 2005] mentionnent également un dispositif nommé POGO (Pneumatically Operated Gait Orthosis) en cours d'étude, dont la fonction est similaire à ARTHuR, mais avec deux actionneurs pneumatiques agissant au niveau du genou et de la cheville. Le site du laboratoire (University of California, Irvine) [<http://gram.eng.uci.edu>] montre un film avec POGO en action (Ph.D. project of Daisuke Aoyagi). Ce sont les seuls documents trouvés sur ce projet.

4.2.4.4 Projet LOPES (Lower-extremity Powered ExoSkeleton)

Le Laboratory of Biomechanical Engineering de l'université de Twente, Pays Bas, a développé un exosquelette pour un dispositif d'entraînement sur tapis roulant à l'attention des personnes touchées par un AVC. Les articulations de la hanche et du genou sont motorisées par une transmission à câbles comprenant un système de tension réalisé par des ressorts placés en série (Fig. 4.28). Les servomoteurs sont fixés sur la structure porteuse. Ils sont ainsi déportés permettant de construire un exosquelette léger. Le robot possède 8 DDL: flexion/extension du genou et de la hanche, add/abduction de la hanche (sur les deux jambes) et deux mouvements pelviens. Contrairement à la Fig. 4.28, un film présenté sur le site internet du laboratoire [www.bw.ctw.utwente.nl] ne montre pas de mouvement transverse mais un mouvement antéro-postérieur en plus du mouvement vertical. L'étude conclut qu'un tel système est applicable avec des câbles de transmission à friction élevée. Malgré la perte de puissance, de gros moteurs peuvent être choisis. Des améliorations semblent toutefois nécessaires.

Ce projet définit deux modes d'utilisation: un premier mode "robot in charge" où l'exosquelette fournit une assistance légère aux mouvements des jambes et du bassin, sans exclure une intervention manuelle supplémentaire par un thérapeute, et un deuxième mode "patient in charge" dans lequel les forces d'interaction entre l'exosquelette et le sujet sont contrôlées pour être nulles; le système suit le mouvement humain sans l'influencer. Un petit film montre ce mode avec un sujet qui court sur tapis roulant. Les études [VENEMAN 2006-2005, EKKELENKAMP 2005] ne donnent pas de précision sur les caractéristiques mécaniques et biomécaniques obtenues ni de description sur le type de servomoteurs choisis. Seules des considérations concernant le contrôle et la modélisation sont abordées. Il n'existe pas non plus, à notre connaissance, d'étude clinique avec un tel système.

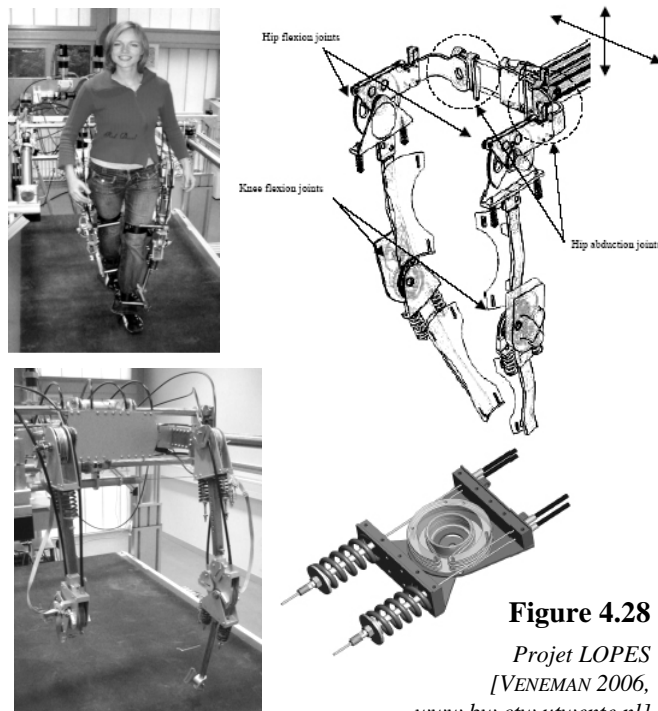


Figure 4.28

Projet LOPES
[VENEMAN 2006,
www.bw.ctw.utwente.nl]

4.2.5 Orthèse de mobilisation

4.2.5.1 TEM & BRMS

Le groupe "Yaskawa Electric Corporation" en collaboration avec le "Tsukigase Rehabilitation Center, Keio University, Japan" a développé deux systèmes de mobilisation des jambes. Le TEM (Therapeutic Exercise Machine) [SAKAKI 1999] et le BRMS (Bio Responsive Motion System) [HIRATA 2002]. Ces appareils sont conçus pour des exercices de flexion et d'extension des trois articulations hanche, genou et cheville. Un mécanisme de bras articulés robotisés permet des mouvements 3 DDL du membre inférieur dans le plan sagittal. Les positions angulaires du robot sont mesurées par des potentiomètres et connaissant le modèle géométrique, les angles articulaires du membre sont déduits. Les moments articulaires physiologiques sont aussi estimés en utilisant un modèle dynamique inverse et les informations données par des capteurs de force, en particulier les pseudo forces de réaction du sol à l'extrémité du robot manipulateur. Le BRMS peut effectuer des trajectoires articulaires correspondant à la marche. Un biofeedback est donné au sujet par des sons l'avertissant sur sa posture (phase d'appui, phase d'oscillation, etc.). Ce système est conçu pour assister activement les mouvements de sujets ayant une insuffisance musculaire (par exemple pour la prise en charge des personnes âgées ayant des troubles de la locomotion, population qui est de plus en plus importante au Japon). Il serait aussi indiqué pour la réhabilitation de sujets ayant eu un AVC. Le TEM serait aussi indiqué pour le traitement de la spasticité [OKADA 2000]. Il semblerait qu'un système TEM LX2 soit récemment sorti sur le marché japonais [www.yaskawa.co.jp] mais aucune publication n'a été trouvée hormis les trois références citées dans ce paragraphe.

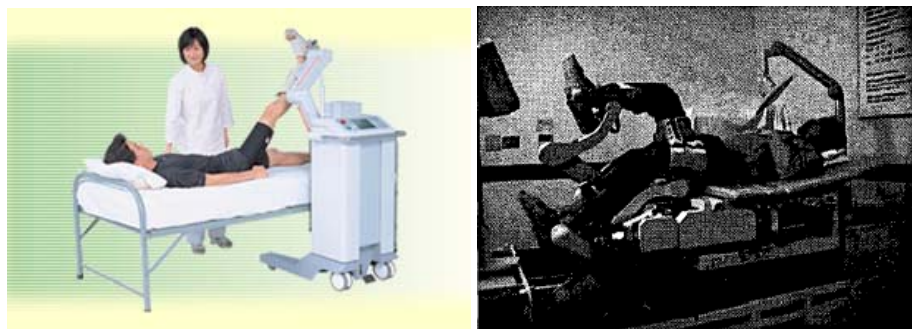


Figure 4.29 Orthèse de mobilisation: TEM LX2 [www.yaskawa.co.jp] (à g.), BRMS [HIRATA 2002] (à d.)

4.3 Déambulateur de rééducation

Il existe des systèmes de déambulation comprenant seulement une potence de décharge corporelle avec harnais. Etant simple, ce type de déambulateur ne sera pas détaillé. Un exemple illustré par LiteGait® [LiteGait, Arizona, USA, www.litegait.com] donne par l'image une bonne représentation de ces systèmes (Fig. 4.30).

Par contre, deux systèmes différents ont retenu notre attention. Le premier parce qu'il présente un système orthétique de la ceinture pelvienne et du tronc. Le deuxième parce qu'un appareil orthopédique pour les jambes est combiné à un déambulateur sur 4 roues. Il est conçu pour les enfants. Ces deux systèmes sont décrits ci-dessous.



Figure 4.30 LiteGait®

4.3.0.1 KineAssist™

Ce système est conçu pour sécuriser l'équilibre du sujet en le laissant libre de ses mouvements de marche sur le sol et en conservant une interaction étroite avec le thérapeute (Fig. 4.31). La base mobile est motorisée afin de suivre les déplacements du sujet dans toutes les directions, sans le gêner et sans que celui-ci tire le système. Les déplacements du sujet sont détectés par des capteurs de force intégrés dans la ceinture pelvienne. Le harnais est conçu en deux parties: un élément supérieur pour maintenir le tronc et un élément inférieur au niveau du bassin. Ces éléments sont attachés à leur mécanisme tronc et bassin respectif. Ces deux mécanismes permettent tous les mouvements corporels naturels du tronc et du bassin (Fig. 4.32 b et c). Ils sont supportés par un bras qui peut se déplacer verticalement sur la colonne de la base mobile. Cette colonne est motorisée, elle peut produire une force verticale permanente de 68 kg (150 pounds) pour une décharge corporelle partielle. KineAssist™ est aussi conçu pour porter une personne de 158 kg (350 pounds) en cas de chute [PESHKIN 2005]. Un prototype a été construit et testé en milieu clinique avec approbation de la FDA. Ce dispositif a été développé par Chicago PT, société créée entre autres par le "Rehabilitation Institute of Chicago". Le site [www.chicagopt.com] montre un grand nombre de photos du dispositif et des films très explicatifs.

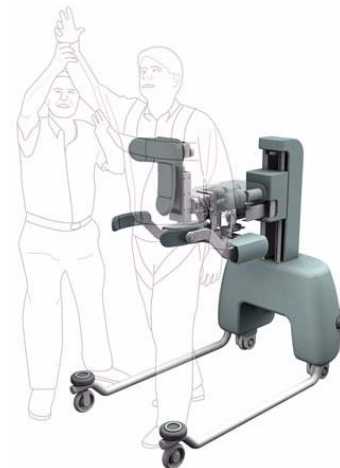


Figure 4.31 KineAssist
[PESHKIN 2005]

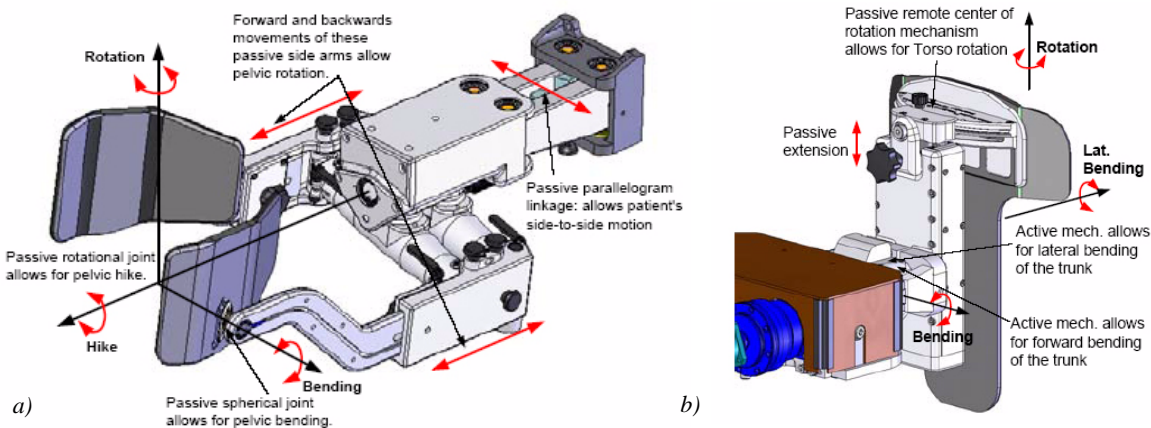


Figure 4.32 a) mécanisme de contrôle du bassin, b) mécanisme de contrôle du tronc (vue arr.) [PESHKIN 2005]

4.3.0.2 NF-Walker

Le NF-Walker est un équipement conçu pour l'assistance locomotrice des enfants atteints de troubles neuromusculaires. Le châssis de ce petit déambulateur est équipé d'un appareil orthopédique personnalisé. Il est ajustable pour des tailles de 75 cm à 140 cm. Le châssis et les orthèses sont adaptables en permanence en fonction de l'accroissement de l'enfant et de l'évolution de sa mobilité. Il possède 4 roues: deux roues castor à l'avant et 2 roues arrières munies d'un frein. L'axe arrière est muni d'une suspension réglable en fonction du poids de l'enfant. L'appareil a été conçu en 1989 par le docteur David Hart (UK). Il a été amélioré depuis. On trouve des informations sur internet sous le nom EO-Funktion (Fig. 4.33).

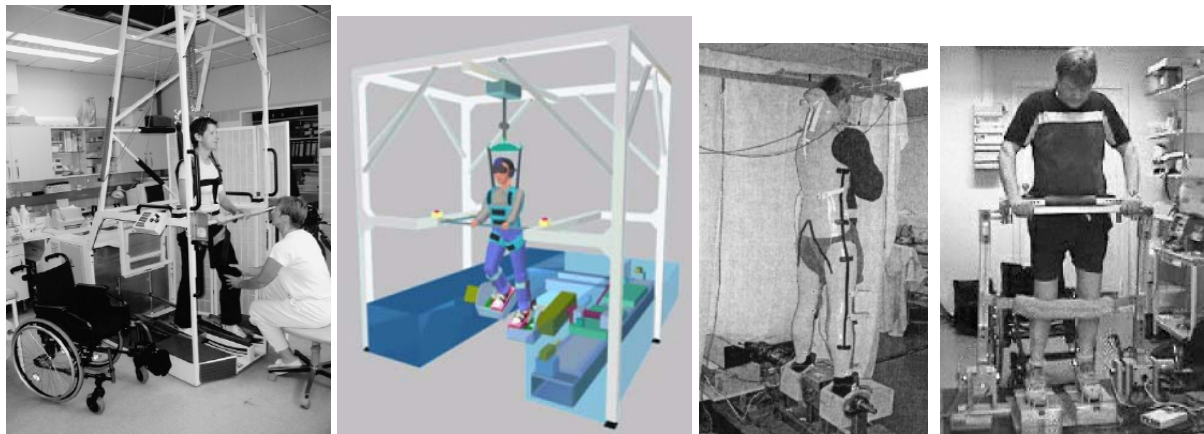
Figure 4.33
NF Walker
[www.eo-funktion.ch]



4.4 Autres systèmes de rééducation

La littérature est abondante dans le domaine des appareils de rééducation des membres inférieurs. Les sections précédentes se sont concentrées sur les orthèses. Cependant, il est intéressant de savoir qu'il existe encore une grande variété de systèmes de rééducation. Il est utile de les connaître car les articles à leur sujet sont une source d'informations qui peuvent être intéressantes. Ces "autres" systèmes sont mentionnés ci-dessous sans description, mais avec quelques références bibliographiques et des figures en fin de cette section. [MÉTRAILLER 2005] a décrit ces différents systèmes. Certains utilisent clairement la SEF pour une participation active musculaire du sujet dans le processus de rééducation.

- Gangtrainer: [WERNER 2002, www.reha-stim.com] (Fig. 4.34a).
- Haptic walker: [SCHMIDT 2004, SCHMIDT 2002, www.hapticwalker.de] (Fig. 4.34b).
- Verticalisation: [MATJACIC 2003, JAIME 2002] système MRF (Fig. 4.34c).
[GOLLEE 2004, MATJACIC 2003, HUNT 2001] système Wobbler (Fig. 4.34d).
- Lever-asseoir: [KAMNIK 2003-2000, RIENER 2000-1998] (Fig. 4.35a)
- Aviron: [DAVOODI 2004-2002, WHEELER 2002, LASKIN 1993] (Fig. 4.35b)
- Cyclisme: [HUNT 2006-2004, ESER 2003, DONALDSON 2000, GFOHLER 2000],
[www.berkelbike.nl] (Fig. 4.35c).



a) Gangtrainer [WERNER 2002] b) Haptic Walker [SCHMIDT 2004] c) MRF [MATJACIC 2003] d) Wobbler [GOLLEE 2004]

Figure 4.34

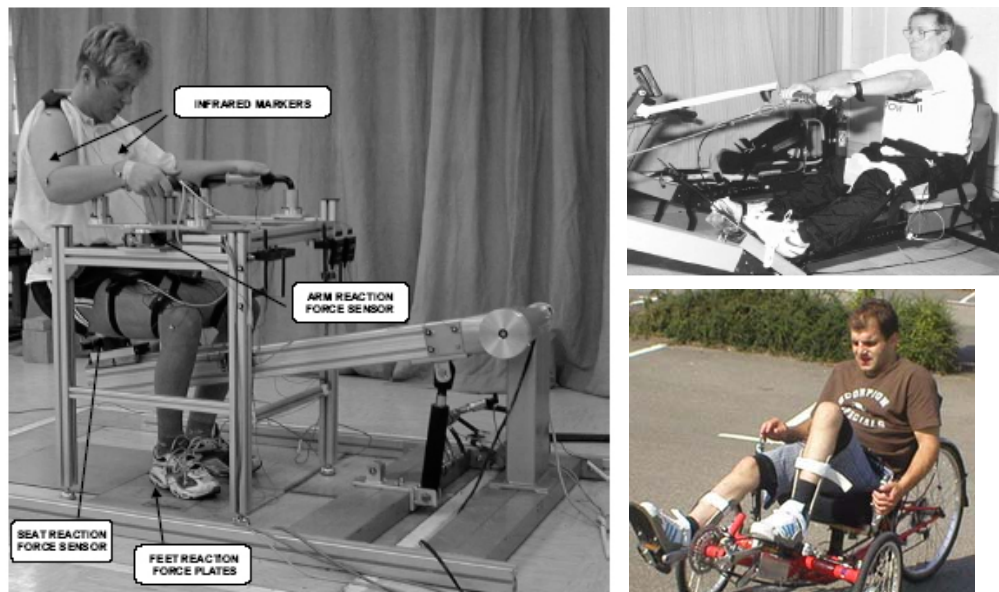


Figure 4.35 a) Standing UP [KAMNIK 2000]
b) Aviron [DAVOODI 2002]
c) Cycling [University College London: www.ucl.ac.uk]

a) b)
c)

Pour terminer cet état de la recherche le projet SRING-MAN peut être cité [SURDILOVIC 2004] (Fig. 4.36). C'est un robot fait de sept câbles reliant le tronc du sujet. Le système réalise une décharge corporelle et permet une manipulation selon 6DDL. Le principe est utilisé pour tester l'équilibre.

On peut encore citer en tout dernier un projet sans orthèse fonctionnelle. Seuls des capteurs et la SEF sont utilisés: dans le cadre d'un projet de recherche nommé WALK de l'université de Munich, un contrôle en boucle fermée de la SEF a été tenté (Fig. 4.37). Le système comprend un goniomètre pour mesurer l'angle du genou et des capteurs de force plantaire pour déterminer par un modèle dynamique inverse les moments articulaires. La stimulation se fait avec des électrodes de surfaces sur les muscles quadriceps, ischio-jambiers, fessiers (Fig. 2.7) et sur le nerf péroné. Le contrôle module la largeur d'impulsion de la stimulation dont l'amplitude reste constante. Les résultats sont intéressants, des personnes paraplégiques ont pu marcher 300 à 1000 pas avec des béquilles [FUHR 2002, FUHR 2001, RIENER 2000].

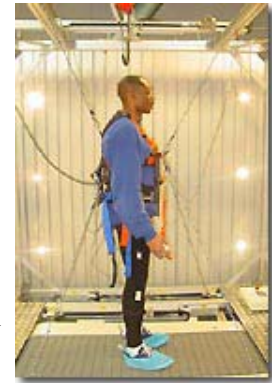


Figure 4.36
STRING-MAN
[SURDILOVIC 2004]



Figure 4.37
Projet Walk [Institut
für Automatisierungs-
technik und Autonome
System, Technische
Universität München]

4.5 Conclusion

Suite à cet état de la recherche, les conclusions suivantes sont faites:

- Il n'existe pas encore d'orthèse fonctionnelle de marche autonome sur le sol pour le neuroréhabilitation qui soit commercialisée.
- Le Lokomat® (section 4.2.4.1) et le AutoAmbulator (section 4.2.4.2) sont les seuls dispositifs commercialisés avec une orthèse de jambe pour l'entraînement sur tapis roulant et décharge corporelle contrôlée. A ce jour, il semblerait que plus de 70 Lokomat® sont en service dans des unités de réhabilitation à travers le monde et 26 AutoAmbulator uniquement aux USA (chiffre 2005).
- Les recherches sont très inventives en ce qui concerne les sources de puissance des actionneurs. Tous les types classiques d'énergie ont été utilisés: électrique, pneumatique, hydraulique et même à combustion. Les transmissions présentent également un large éventail: vis de mouvement, Harmonic Drive, câbles de transmission, chaîne, moteur linéaire, frein magnétique, embrayage ressort, fluide électro-réologique. Aucune technologie n'a vraiment percé et il n'y a pas non plus de système "révolutionnaire".
- Les articles décrivent en général les méthodes de contrôle (force et position). Par contre, des informations détaillées sur les aspects purement mécaniques de conception sont plus difficiles à trouver (puissance, moment, vitesse, géométrie, etc.).
- Un aspect est quasiment occulté partout: l'interaction jambe-orthèse. Dans tous les articles parcourus, il n'y a que [KOBETIC 2001] qui mentionne un problème de tenue de corset. Ce point est pourtant essentiel, en particulier en raison des risques d'escarres chez les paraplégiques. Si les liaisons orthopédiques sont instables, l'assistance orthétique et par conséquent le mouvement de la jambe seront perturbés. Des problèmes de cet ordre sont déjà présents avec des orthèses non fonctionnelles de type THKAFO ou RGO (Cf. remarque fin de la section 4.1.2). Il semble logique de les retrouver sur des orthèses pilotées par des actionneurs. Les auteurs ne présentent pas non plus les aspects de mettre et d'enlever une orthèse fonctionnelle, ni les procédures de transfert et de réglages anthropométriques.

- Un déambulateur avec orthèses fonctionnelles - jambes et bassin - et décharge corporelle n'existe pas encore. La seule figure qui se rapproche de cet objectif a été trouvée dans [SAITO 2005] (Fig. 4.19).
- Il n'existe pas d'étude concernant un appareil de mobilisation pensé pour un usage à domicile. Il y a bien les cycles d'intérieurs, mais ceux-ci ne sont pas polyvalents (vous ne pouvez faire que du pédalage).
- Les cinématiques parallèles sont quasiment absentes dans ce domaine des orthèses fonctionnelles. Le seul groupe utilisant de telles structures est le Biomechatronics Laboratory, University of California, Irvin (<http://gram.eng.uci.edu>), projet HARTuR et PAM, Fig. 4.25). C'est d'ailleurs le seul groupe qui a étudié une orthèse fonctionnelle pour les mouvements du bassin sur tapis roulant (PAM, Fig. 4.27).

Les quatre derniers points renforcent la pertinence de ce travail de thèse.

Orthèse de mobilisation des jambes

MotionMakerTM

Ce chapitre documente en détail la conception et le principe de fonctionnement des orthèses fonctionnelles devant équiper le dispositif stationnaire de mobilisation et de musculation des membres inférieurs (MotionMakerTM, Fig. 1.4). Deux types d'orthèses pour la hanche, le genou et la cheville (3DDL) sont décrits: sérielle et parallèle. Les modèles de simulation sont développés et les performances mécaniques des deux types de structures sont comparées.

5.1 Orthèse sérielle

5.1.1 Conception

Les orthèses sérielles de type exosquelette comprenant les trois articulations hanche, genou et cheville (orthèse HGC, Fig. 5.1a) sont placées de part et d'autre des membres inférieurs, côté externe (Fig. 1.4). Chaque articulation est pilotée par un mécanisme de type bielle manivelle et une transmission motorisée (Fig. 5.1b).

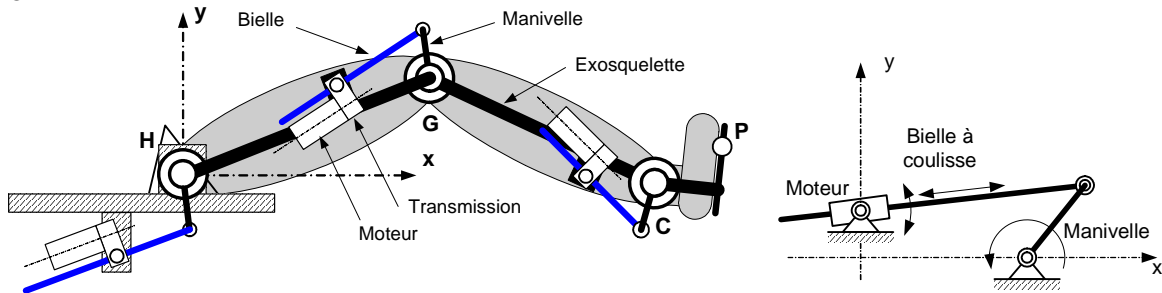


Figure 5.1 a) Orthèse sérielle HGC

b) Mécanisme bielle-manivelle

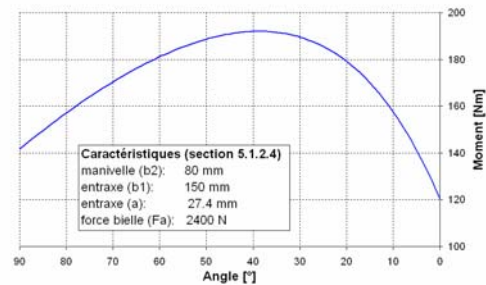
5.1.1.1 Articulation de type bielle-manivelle

Ce mécanisme permet d'actionner une manivelle par l'intermédiaire d'une bielle. Celle-ci est ici une tige filetée qui coulisse comme un vérin. Le mouvement télescopique est obtenu par un écrou dont la rotation est commandée par un moteur. Dans cette disposition, la bielle a une extrémité libre faisant un mouvement de translation associé à un mouvement pendulaire (Fig. 5.1b).

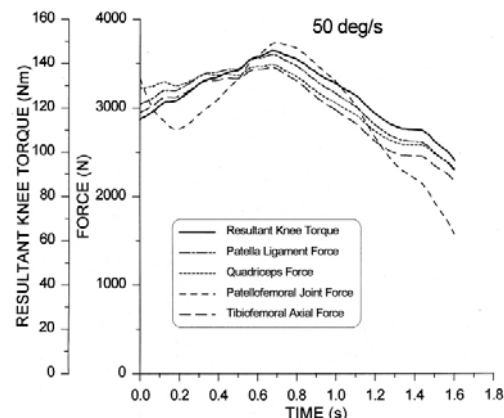
Ce type d'articulation mécanique bielle manivelle a été choisi en raison de sa simplicité et de la possibilité de réduire au maximum la largeur de l'exosquelette. De plus, il permet de placer les moteurs du genou et de la cheville le plus *proximal* possible, réduisant les efforts articulaires dus aux porte-à-faux des masses propres.

Une analyse théorique du système bielle manivelle montre que la courbe du moment en fonction de l'angle fourni par une telle articulation a une forme de cloche pour une force axiale constante dans la bielle. Cette forme est logique étant donné que l'on se rapproche de la singularité d'alignement de la bielle et de la manivelle à chaque extrémité et qu'entre-deux il existe une position orthogonale optimum (Fig. 5.2a). La position angulaire du pic est variable en fonction de la géométrie du système.

Des mesures du moment articulaire du genou produit lors d'exercices d'extensions concentriques (section 3.5.2) isocinétiques montrent aussi une courbe en forme de cloche pour le moment développé par le quadriceps en fonction de l'angle articulaire [CHOW 1999-1997, KOUTEDAKIS 1995, BOBBERT 1993] (Fig. 5.2b). Cependant, cette caractéristique physiologique doit être prise avec prudence; le muscle droit antérieur étant bi articulaire, le moment varie en fonction de la position du tronc, du *décubitus dorsal* à assis [HASLER 1994].



a) couple généré par l'articulation du système bielle manivelle. 0°: jambe tendue. 50° correspond à 1 s du graphique ci-dessous.



b) courbes physiologiques des efforts dans le genou [CHOW 1999]

Figure 5.2 Moment du genou durant une extension isocinétique 50°/s

Malgré tout, si la courbe mécanique se calque sur la courbe physiologique des performances du genou, en position assise, le système sera meilleur en produisant l'effort maximum là où il est nécessaire. Pour cela, il faut déterminer le rayon de la manivelle et les entraxes optimum faisant coïncider au mieux les courbes. Cette analyse est un point en faveur de ce type d'articulation orthétique, au moins pour le genou.

5.1.1.2 Autres types d'articulation

- Un système d'entraînement par transmission à engrenage ("Harmonic Drive" et renvoi conique) n'a pas été retenu; les performances dynamiques sont trop faibles et l'encombrement est trop important. Une telle articulation a été développée pour notre première étude de faisabilité de la SEF contrôlée en boucle fermée sur les muscles du quadriceps [SCHMITT 2004] (Fig. 5.3).
- Un entraînement direct nécessiterait un gros moteur couple. Ces moteurs sont lourds ce qui réduit les performances utiles à cause des masses importantes.
- D'autres mécanismes plan à leviers ont été analysés comme le quadrilatère articulé [ARTOBOLEVSKI 1977]. Dispositif qui présente l'avantage d'une poursuite de rigidité (PDR); la barre de commande poursuit le mouvement de l'organe terminal pour rester dans les meilleures conditions de rigidité en conservant des angles proches de l'orthogonalité entre leviers et s'éloigner aussi loin que possible des positions singulières [THURNEYSSEN 2004, HUNT 1978]. Il est aussi utilisé pour augmenter la course angulaire. Un exemple classique est donné par le bras des pelles mécaniques où le godet est commandé par un quadrilatère articulé (Fig. 5.4). Les deux autres articulations du bras de ces machines sont des systèmes bielle manivelle. En fait, le bras d'une pelle mécanique est similaire à une jambe orthétique de type exosquelette. Cependant, à cause du plus grand nombre de pivots et de leviers, cette solution à PDR n'a pas été retenue.

5.1.1.3 Construction de l'exosquelette

la Fig. 5.1a. donne l'architecture générale de l'exosquelette constitué des éléments principaux suivants (Fig. 5.5):

- A chaque articulation, un capteur de position angulaire est placé dans l'axe articulaire et un capteur de force axiale, traction et compression, se situe à l'extrémité de la vis.
- Des butées amovibles qui limitent la plage articulaire en fonction des recommandations médicales relatives aux restrictions articulaires du patient. Sans restriction, elles limitent la course angulaire physiologique totale admissible. Ces butées mécaniques sont nécessaires d'un point de vue sécurité. Elles sont actives en dernier recours en cas de défaut des butées "électroniques" de la commande.

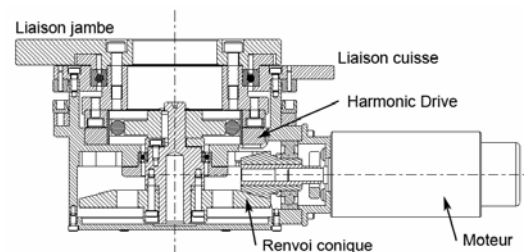
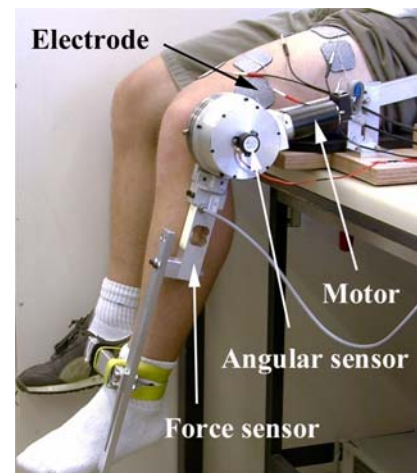


Figure 5.3 Orthèse du genou avec Harmonic Drive et renvoi conique

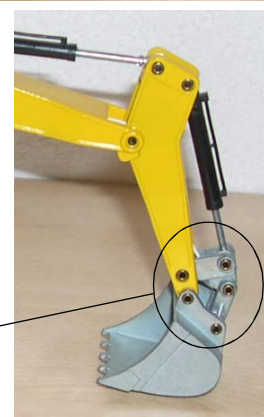


Figure 5.4

Quadrilatère articulé: godet de pelle mécanique

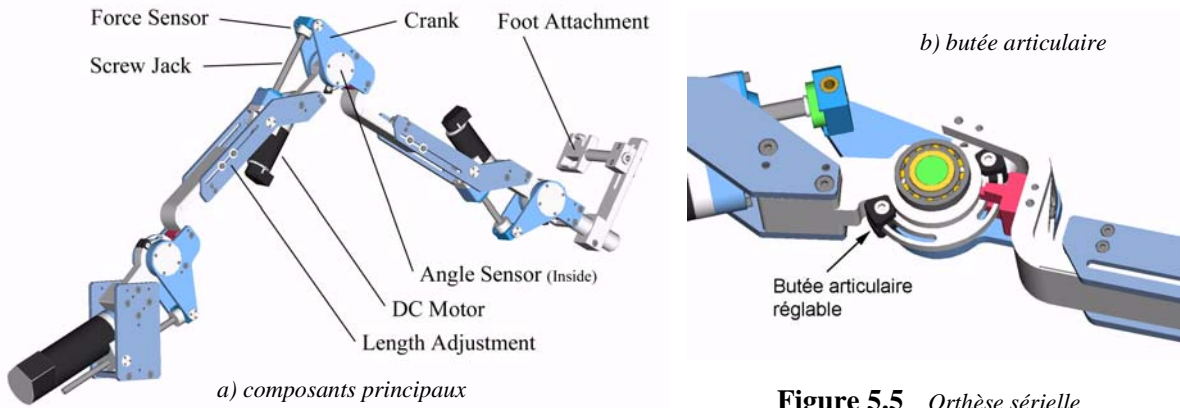


Figure 5.5 Orthèse sérielle

- Des systèmes coulissants qui permettent d'ajuster les longueurs des segments de la cuisse (L1), de la jambe (L2) et du pied (L3, L4, L5). Ces réglages sont manuels et maintenus par des vis de fixation. Le système de réglage des longueurs de la cuisse et de la jambe est compatible avec l'encombrement linéaire et pendulaire des bielles (vis de mouvement). L'orthèse HGC permet ainsi de s'adapter à des personnes de taille 150 à 190 cm (Fig. 5.6).
- Une liaison podale qui est constituée d'une pédale de vélo à fixation automatique dont la rotation a été bloquée. Elle est utilisée avec des chaussures de sport cycliste appropriées. Cette solution a l'avantage de s'adapter facilement aux différentes pointures et fournit une fixation du pied efficace, légère, discrète et éprouvée.

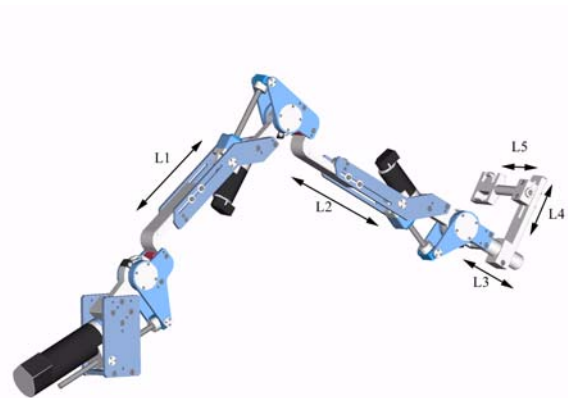


Figure 5.6 Réglages anthropométriques

Les principaux dessins d'ensemble de la construction de cette orthèse HGC se trouvent à l'Annexe E.

5.1.2 Modèle théorique

5.1.2.1 Modèle géométrique inverse

Le MGI est l'ensemble des fonctions qui expriment les variables articulaires du robot "q" en fonction de l'espace opérationnel "P". Pour l'orthèse HGC, il y a trois variables articulaires (Fig. 5.7):

$$\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3] = [T1, T2, T3] = f\{\mathbf{P}\} = f\{[P_x, P_y, T4]\} \tag{5.1}$$

Où T1, T2, T3 sont les angles articulaires (hanche, genou, cheville), P_x, P_y les positions cartésiennes du pied et T4 l'angle du pied par rapport à l'horizontale.

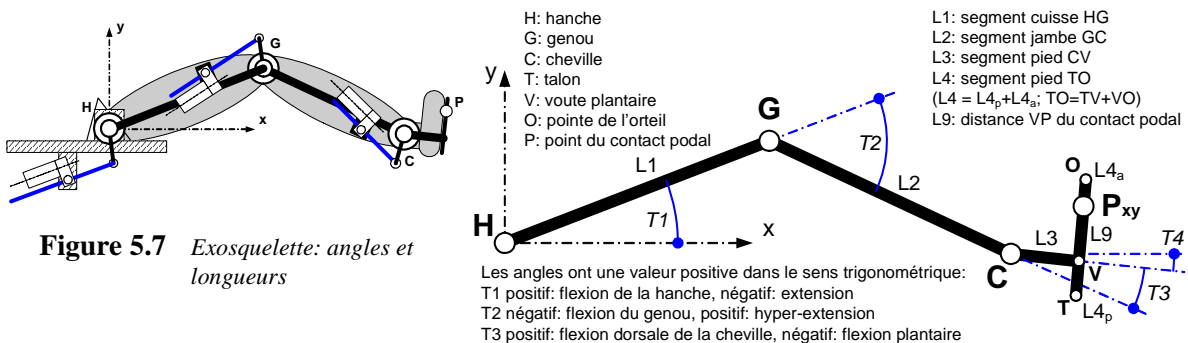


Figure 5.7 Exosquelette: angles et longueurs

Le modèle géométrique direct (MGD)¹ de notre système jambe est simple à formuler:

$$\begin{aligned} P_x &= L1 \cdot \cos(T1) + L2 \cdot \cos(T1+T2) + L3 \cdot \cos(T1+T2+T3) - L9 \cdot \sin(T1+T2+T3) \\ P_y &= L1 \cdot \sin(T1) + L2 \cdot \sin(T1+T2) + L3 \cdot \sin(T1+T2+T3) + L9 \cdot \cos(T1+T2+T3) \\ T4 &= T1+T2+T3 \end{aligned} \quad (5.2)$$

En introduisant T4 dans les deux premières équations ci-dessus, nous pouvons définir les variables P_x' et P_y' en regroupant les inconnues T1 et T2 d'un côté:

$$\begin{aligned} P_x' &= P_x - \{L3 \cdot \cos(T4) - L9 \cdot \sin(T4)\} = L1 \cdot \cos(T1) + L2 \cdot \cos(T1+T2) \\ P_y' &= P_y - \{L3 \cdot \sin(T4) + L9 \cdot \cos(T4)\} = L1 \cdot \sin(T1) + L2 \cdot \sin(T1+T2) \end{aligned} \quad (5.3)$$

En additionnant le carré des équations (5.3) ci-dessus, en appliquant les relations trigonométriques $\sin^2(\alpha) + \cos^2(\alpha) = 1$ et $\cos(\alpha - \beta) = \cos\alpha \cdot \cos\beta + \sin\alpha \cdot \sin\beta$, nous pouvons extraire $\cos(T2)$:

$$\cos(T2) = \{P_x'^2 + P_y'^2 - L1^2 - L2^2\} / (2 \cdot L1 \cdot L2) \quad (5.4)$$

Par suite:

$$\sin(T2) = \pm \{1 - \cos^2(T2)\}^{1/2} \quad (5.5)$$

Nous éliminons les hyper-extensions du genou en imposant $0 > T2 > -140^\circ$, donc T2 est toujours négatif.

$$\sin(T2) = - \{1 - \cos^2(T2)\}^{1/2} \quad (5.6)$$

Finalement, le quadrant trigonométrique de T2 est trouvé en utilisant la fonction atan2²:

$$T2 = \text{atan2}[\sin(T2), \cos(T2)] \quad (5.7)$$

Poursuivons par la détermination de T1. Pour cela il faut d'abord factoriser les équations (5.3) en termes de $\cos(T1)$ et $\sin(T1)$:

$$\begin{aligned} P_x' &= [L1 + L2 \cdot \cos(T2)] \cdot \cos(T1) - [L2 \cdot \sin(T2)] \cdot \sin(T1) = k1 \cdot \cos(T1) - k2 \cdot \sin(T1) \\ P_y' &= [L1 + L2 \cdot \cos(T2)] \cdot \sin(T1) + [L2 \cdot \sin(T2)] \cdot \cos(T1) = k1 \cdot \sin(T1) + k2 \cdot \cos(T1) \end{aligned} \quad (5.8)$$

Avec:

$$\begin{aligned} k1 &= L1 + L2 \cdot \cos(T2) = r \cdot \cos(\gamma) \\ k2 &= L2 \cdot \sin(T2) = r \cdot \sin(\gamma) \end{aligned} \quad (5.9)$$

Ces nouvelles variables $k1$ et $k2$ sont exprimées sous forme de coordonnées polaires r, γ définies par:

$$\begin{aligned} r &= + \{k1^2 + k2^2\}^{1/2} \\ \gamma &= \text{atan2}[k2, k1] \end{aligned} \quad (5.10)$$

Cette astuce [CRAIG 2005] permet de réécrire (5.8) comme ceci:

$$\begin{aligned} P_x' &= r \cdot \cos(\gamma + T1) \\ P_y' &= r \cdot \sin(\gamma + T1) \end{aligned} \quad (5.11)$$

En faisant la division P_y' / P_x' , on obtient:

$$P_y' / P_x' = \tan(\gamma + T1) = \sin(\gamma + T1) / \cos(\gamma + T1) \quad (5.12)$$

Finalement, en associant cette dernière relation avec (5.10), nous pouvons expliciter T1:

$$T1 = \text{atan2}[P_y', P_x'] - \gamma = \text{atan2}[P_y', P_x'] - \text{atan2}[k1, k2] \quad (5.13)$$

1. Le MGD est l'inverse du MGI, soit $[P_x, P_y, T4] = f\{[T1, T2, T3]\}$.
2. atan2(y,x) définit l'arc tangent de deux variables x et y. La formule est "arc tangent (y/x)". Les signes des arguments sont utilisés pour déterminer le quadrant du résultat.

Pour terminer, T3 est extrait de (5.2):

$$T3 = T4 - T1 - T2 \quad (5.14)$$

Le Tableau 5.1 ci-dessous résume l'ordre des calculs et les résultats:

Tableau 5.1 $[T1, T2, T3] = f\{Px, Py, T4, L1, L2, L3, L9\}$

N°	Description	Equation	(N°)
1	Calcul intermédiaire	$P_x' = P_x - \{L3 \cdot \cos(T4) - L9 \cdot \sin(T4)\}$ $P_y' = P_y - \{L3 \cdot \sin(T4) + L9 \cdot \cos(T4)\}$	(5.3)
2	Angle du genou T2	$\cos(T2) = \{P_x'^2 + P_y'^2 - L1^2 - L2^2\} / (2 \cdot L1 \cdot L2)$ $\sin(T2) = -\{1 - \cos^2(T2)\}^{1/2}$ $T2 = \text{atan2}[\sin(T2), \cos(T2)]$	(5.4) (5.6) (5.7)
3	Calcul intermédiaire	$k1 = L1 + L2 \cdot \cos(T2)$ $k2 = L2 \cdot \sin(T2)$	(5.9)
4	Angle de la hanche T1	$T1 = \text{atan2}[P_y', P_x'] - \text{atan2}[k1, k2]$	(5.13)
5	Angle de la cheville T3	$T3 = T4 - T1 - T2$	(5.14)

5.1.2.2 Modèle dynamique inverse

Le modèle dynamique inverse (MDI) est un ensemble de fonctions qui lie position, vitesse et accélération de l'organe terminal (espace opérationnel), y compris les forces extérieures qui lui sont appliquées, aux forces et/ou couples des actionneurs du robot (espace articulaire³ désigné par "q").

Concrètement, le MDI permet ici d'exprimer les moments articulaires orthétiques à la hanche, au genou et à la cheville (variables robot) en fonction de la position x et y du pied, de ses accélérations et des forces que la jambe exerce sur l'exosquelette (espace opérationnel). L'interaction entre la jambe et l'exosquelette peut se faire de deux manières:

A/ Une seule liaison *podale* (Fig. 5.8): l'appui de la jambe et les moments articulaires physiologiques (indice p) produits par contractions musculaires créent un moment et une force à cette liaison. Ce moment et cette force doivent être repris par des moments articulaires orthétiques (indice o) et des forces internes à l'exosquelette. Toutes ces forces et moments sont calculables avec les équations de Newton-Euler.

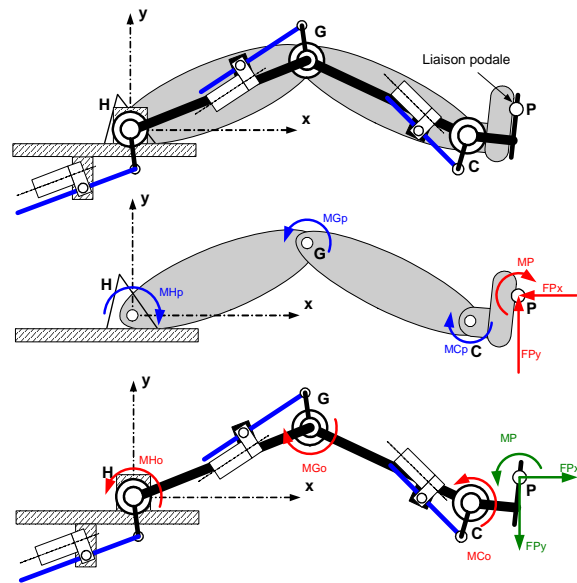


Figure 5.8 Liaison podale: moments et forces

B/ Plusieurs liaisons orthopédiques (Fig. 5.9): l'appui de la jambe et les moments articulaires physiologiques sont repris par plusieurs liaisons fixant la jambe à l'exosquelette. Les forces de liaison ne sont ici plus définissables avec les seules équations de Newton-Euler; le système est indéterminé car il y a un plus grand nombre d'inconnues que d'équations. Pour calculer toutes les forces, il faudrait introduire des hypothèses supplémentaires de répartition des charges, en particulier concernant les caractéristiques élastiques des liaisons orthopédiques.

3. Terme désignant les variables de commande d'un robot. Elles sont en général des consignes angulaires pour ses moteurs, mais peuvent être aussi des variables linéaires. Ne pas confondre avec les articulations physiologiques humaines.

Dans le cas d'exercices monoarticulaires isométriques, isocinétiques ou quelconques, la répartition des charges peut être définie proportionnellement à la distance de chaque liaison par rapport au centre de rotation. Si la répartition est différente, cela n'influence pas le moment articulaire que l'orthèse doit fournir en réponse à un moment physiologique; quelle que soit cette répartition, ces deux moments seront égaux.

Pour des mouvements polyarticulaires, si le nombre de liaisons est supérieur à 1, il n'est pas possible de déterminer comment se répartissent, en intensité et en direction, les forces de liaisons avec l'exosquelette dues aux actions du membre. Des hypothèses de répartition de ces forces d'un segment corporel à l'autre sont impossibles à poser.

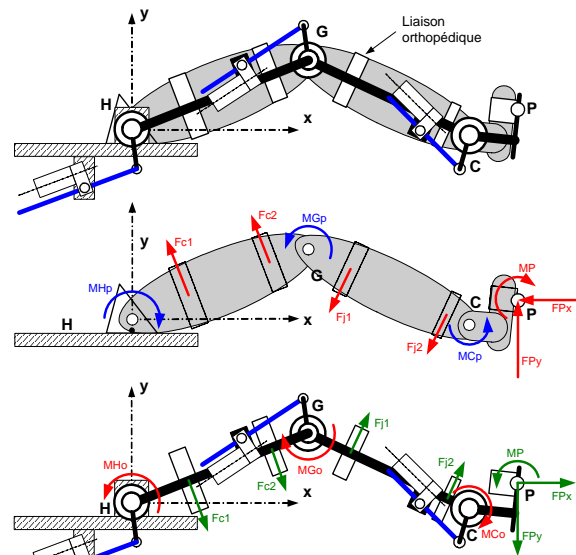


Figure 5.9 Liaisons orthopédiques: moments et forces

La seule hypothèse raisonnable peut être formulée dans le cas où la jambe est fixée uniformément à l'exosquelette (bandage) et pour des mouvements de mobilisation passive: "l'exosquelette est le membre ne font qu'un". A ce moment, les calculs de dynamique peuvent se faire par détermination de centres de masse et d'inerties équivalents ou par addition des deux sous-systèmes: exosquelette et jambe.

La liaison podale unique évite toute indétermination. De plus, elle est conforme aux appareils d'entraînement de type *leg presse* et pédalage dont les contacts sont aussi plantaires. Ce type de liaison correspond bien à la physiologie; nos mouvements de locomotion sont normalement effectués par un contact ponctuel du pied avec le sol. Par conséquent, notre recherche s'est concentrée sur ce genre d'interface. Par la suite, ces liaisons étant des éléments modulaires de l'orthèse, leur type pourra être choisi en fonction des besoins thérapeutiques. Finalement, il est à remarquer que les moments articulaires orthétiques de reprise plantaire du poids de la jambe en mouvement passif sont supérieurs à ceux donnés par un support de la jambe réparti uniformément dans des liaisons orthopédiques (hypothèse de la jambe et de l'exosquelette confondus). La liaison podale est donc le cas le plus défavorable à prendre en compte pour les calculs de dimensionnement des éléments mécaniques.

Une décomposition segmentaire de l'orthèse HGC est effectuée (Fig. 5.10). En appliquant les équations générales de Newton-Euler (5.15) à chacun des trois segments, un système de trois équations à trois inconnues peut être posé et résolu. Les trois inconnues sont: le moment articulaire, les composantes x et y de la force d'interaction entre deux segments. Elles sont signalées en caractères **gras**. Les variables recherchées sont en caractères **gras italiques**. Tous les autres paramètres sont des données explicites. L'ordre des équations est toujours le même:

- | | | |
|--|---------------------------|--------|
| 1. premières lignes, somme des forces en x; | $\sum F_x = m \cdot a_x$ | |
| 2. deuxièmes lignes, somme des forces en y; | $\sum F_y = m \cdot a_y$ | |
| 3. troisièmes lignes, moment par rapport au centre de gravité; | $\sum M = I \cdot \alpha$ | (5.15) |

Les solutions ne sont pas transcrites; les équations ayant un grand nombre de termes, les résultats sont par conséquent très longs, leur lecture n'est pas d'une grande transparence⁴.

4. Ces résultats ont été obtenus en utilisant la fonction `solve(eq1,eq2,...,eqn,var1,var2,...,varn)` de MATLAB, puis copiés directement par les fonctions copier-coller de l'éditeur du logiciel dans les routines utilisées ensuite avec SIMULINK pour la simulation numérique.

Notation: FNj	F: force, N: point d'application (H, G, C, P), j: x,y (composante x ou y)
MNo	M: moment, N: articulation (H, G, C, P), o: orthèse
Ln	L: longueur proximale, n: segment (1..10)
mn	m: masse, n: segment (1..3)
In	I: inertie, n: segment (1..3)
aCdMnj	a: accélération, CdM: centre de masse, n: segment (1..3), j: x,y (composante x ou y)
α_n	α : accélération angulaire, n: angle (1..4)

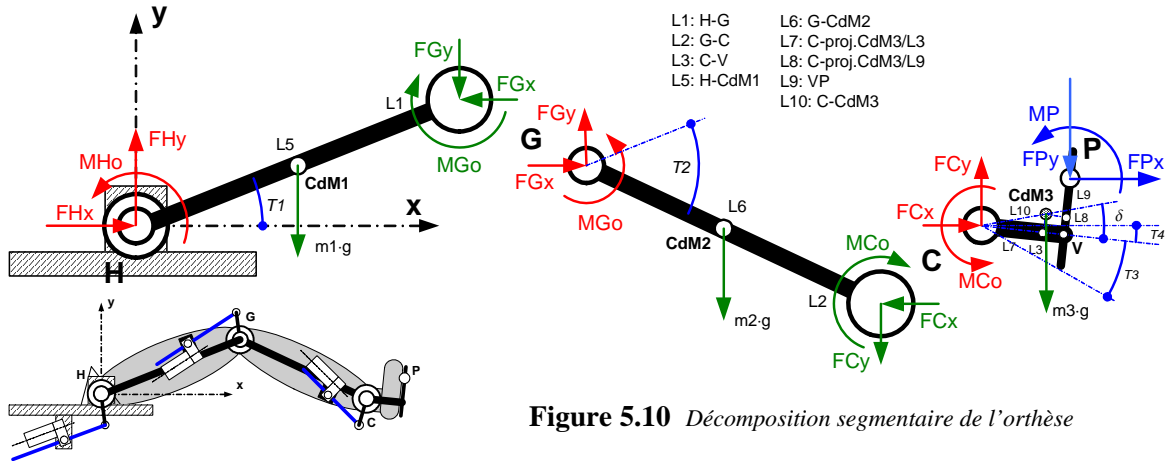


Figure 5.10 Décomposition segmentaire de l'orthèse

A/ Segment 3: pied

$$FC_x + FP_x = m_3 \cdot a_{CdM3x}$$

$$FC_y - m_3 \cdot g - FP_y = m_3 \cdot a_{CdM3y}$$

$$FC_x \cdot L_{10} \cdot \sin(T_4 + \delta) - FC_y \cdot L_{10} \cdot \cos(T_4 + \delta) - FP_y \cdot (L_3 \cdot \cos(T_4) - L_{10} \cdot \cos(T_4 + \delta) - L_9 \cdot \sin(T_4)) - FP_x \cdot (L_3 \cdot \sin(T_4) - L_{10} \cdot \sin(T_4 + \delta) + L_9 \cdot \cos(T_4)) + MP + MCo = I_3 \cdot \alpha_4 \quad (5.16)$$

Avec:

$$\delta = \text{atan}(L_8/L_7), \quad L_{10} = \{L_7^2 + L_8^2\}^{1/2}$$

$$a_{CdM3x} = d^2/dt^2 \{L_1 \cdot \cos(T_1) + L_2 \cdot \cos(T_1 + T_2) + L_7 \cdot \cos(T_4) - L_8 \cdot \sin(T_4)\}$$

$$a_{CdM3y} = d^2/dt^2 \{L_1 \cdot \sin(T_1) + L_2 \cdot \sin(T_1 + T_2) + L_7 \cdot \sin(T_4) + L_8 \cdot \cos(T_4)\}$$

$$\alpha_4 = d^2/dt^2 \{T_1 + T_2 + T_3\} \quad (5.17)$$

Remarque: les forces podales [FPx, FPy, MP] sont produites par le sujet. Une simple poussée horizontale se caractérise par [FPx, 0, 0].

B/ Segment 2: jambe

$$FG_x - FC_x = m_2 \cdot a_{CdM2x}$$

$$FG_y - m_2 \cdot g - FC_y = m_2 \cdot a_{CdM2y}$$

$$FG_x \cdot L_6 \cdot \sin(T_1 + T_2) - FG_y \cdot L_6 \cdot \cos(T_1 + T_2) + FC_x \cdot (L_2 - L_6) \cdot \sin(T_1 + T_2) - FC_y \cdot (L_2 - L_6) \cdot \cos(T_1 + T_2) - MCo + MGo = I_2 \cdot (\alpha_1 + \alpha_2) \quad (5.18)$$

Avec:

$$a_{CdM2x} = d^2/dt^2 \{L_1 \cdot \cos(T_1) + L_6 \cdot \cos(T_1 + T_2)\}$$

$$a_{CdM2y} = d^2/dt^2 \{L_1 \cdot \sin(T_1) + L_6 \cdot \sin(T_1 + T_2)\}$$

$$\alpha_1 = d^2/dt^2 \{T_1\}$$

$$\alpha_2 = d^2/dt^2 \{T_2\} \quad (5.19)$$

C/ Segment 1: cuisse

$$\mathbf{FHx} - \mathbf{FGx} = m1 \cdot a_{CdM1x}$$

$$\mathbf{FHy} - m1 \cdot g - \mathbf{FGy} = m1 \cdot a_{CdM1y}$$

$$\mathbf{FHx} \cdot L5 \cdot \sin(T1) - \mathbf{FHy} \cdot L5 \cdot \cos(T1) + \mathbf{FGx} \cdot (L1 - L5) \cdot \sin(T1) - \mathbf{FGy} \cdot (L1 - L5) \cdot \cos(T1) - \mathbf{MGo} + \mathbf{MHo} = I1 \cdot \alpha1 \quad (5.20)$$

Avec:

$$a_{CdM1x} = d^2/dt^2 \{L5 \cdot \cos(T1)\}$$

$$a_{CdM1y} = d^2/dt^2 \{L5 \cdot \sin(T1)\} \quad (5.21)$$

5.1.2.3 Détermination des forces podales, jambe passive (poids propre)

Il est utile de connaître la charge produite uniquement par le poids propre d'une jambe en appui podale. Ce cas se présente pour de simples exercices de mobilisation, jambe passive. Le calcul est tout à fait similaire aux équations précédentes qui peuvent être reprises avec des inconnues différentes. 9 équations à 9 inconnues sont à nouveau posées. En référence à la Fig. 5.11, ces équations sont détaillées ci-dessous:

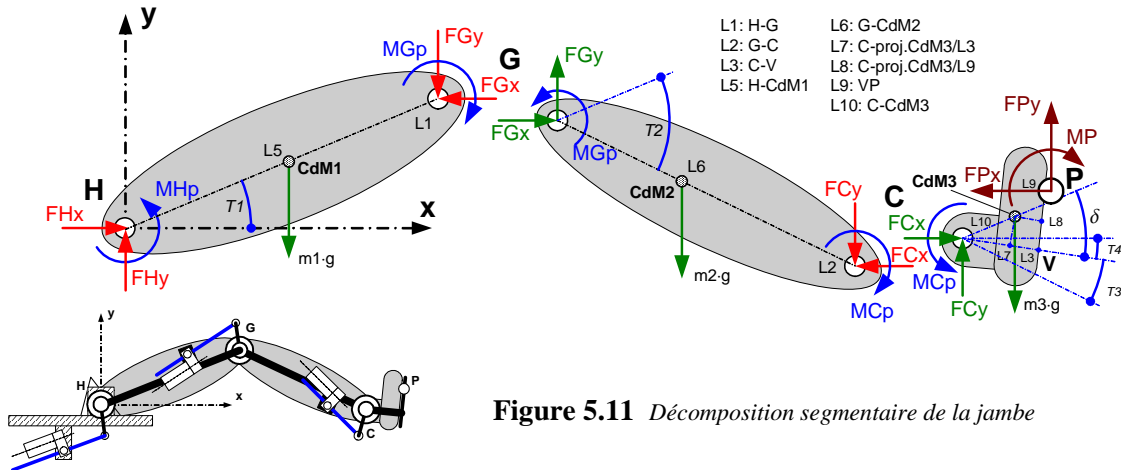


Figure 5.11 Décomposition segmentaire de la jambe

A/ Segment 1 et 2: cuisse et jambe

$$\mathbf{FHx} - \mathbf{FGx} = m1 \cdot a_{CdM1x}$$

$$\mathbf{FHy} - m1 \cdot g - \mathbf{FGy} = m1 \cdot a_{CdM1y}$$

$$\mathbf{FHx} \cdot L5 \cdot \sin(T1) - \mathbf{FHy} \cdot L5 \cdot \cos(T1) + \mathbf{FGx} \cdot (L1 - L5) \cdot \sin(T1) - \mathbf{FGy} \cdot (L1 - L5) \cdot \cos(T1) - \mathbf{MGp} + \mathbf{MHp} = I1 \cdot \alpha1$$

$$\mathbf{FGx} - \mathbf{FCx} = m2 \cdot a_{CdM2x}$$

$$\mathbf{FGy} - m2 \cdot g - \mathbf{FCy} = m2 \cdot a_{CdM2y}$$

$$\mathbf{FGx} \cdot L6 \cdot \sin(T1+T2) - \mathbf{FGy} \cdot L6 \cdot \cos(T1+T2) + \mathbf{FCx} \cdot (L2 - L6) \cdot \sin(T1+T2) - \mathbf{FCy} \cdot (L2 - L6) \cdot \cos(T1+T2) - \mathbf{MCp} + \mathbf{MGp} = I2 \cdot (\alpha1 + \alpha2) \quad (5.22)$$

B/ Segment 3: pied

$$\mathbf{FCx} - \mathbf{FPx} = m3 \cdot a_{CdM3x}$$

$$\mathbf{FCy} - m3 \cdot g + \mathbf{FPy} = m3 \cdot a_{CdM3y}$$

$$\mathbf{FCx} \cdot L10 \cdot \sin(T4+\delta) - \mathbf{FCy} \cdot L10 \cdot \cos(T4+\delta) + \mathbf{FPy} \cdot (L3 \cdot \cos(T4) - L10 \cdot \cos(T4+\delta) - L9 \cdot \sin(T4)) + \mathbf{FPx} \cdot (L3 \cdot \sin(T4) - L10 \cdot \sin(T4+\delta) + L9 \cdot \cos(T4)) - \mathbf{MP} + \mathbf{MCp} = I3 \cdot \alpha4 \quad (5.23)$$

Pour le calcul des forces et du moment [FPx, FPy, MP] dus au poids propre de la jambe uniquement, la valeur de chaque moment physiologique MHp, MGp et MCp doit être nulle.

5.1.2.4 Caractéristiques des transmissions bielle à coulisse - manivelle

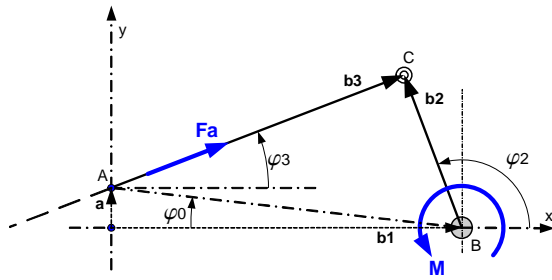


Figure 5.12 Schéma du mécanisme à coulisse

Pour caractériser les charges au niveau des moteurs, une analyse des transmissions des mécanismes bielle coulissante et manivelle est nécessaire. Nous cherchons les forces axiales dans les bielles et leurs vitesses de déplacement en fonction des moments et vitesses articulaires.

Les équations caractérisant ce type de système à coulisse sont les suivantes:

Le MGI, $b_3 = f\{\varphi_2\}$, se déduit par relation trigonométrique dans le triangle ABC (Fig. 5.12):

$$\text{Théorème du cosinus } \Delta ABC: \quad b_3 = \{b_0^2 + b_2^2 - 2 \cdot b_0 \cdot b_2 \cdot \cos(\pi - \varphi_2 - \varphi_0)\}^{1/2} \quad (5.24)$$

$$\text{avec:} \quad \varphi_0 = \text{atan}(a/b_1) \quad (5.25)$$

$$b_0 = \{a^2 + b_1^2\}^{1/2} \quad (5.26)$$

$$\text{La vitesse du coulisseau est obtenue par:} \quad v_c = d/dt \{b_3\} \quad (\varphi_2 \text{ étant une fonction du temps}) \quad (5.27)$$

L'équation algébrique ci-dessous donne le MDI, soit $F_a = f\{M, \varphi_2\}$ (Fig. 5.12):

$$M = F_a \cdot \cos(\varphi_2 - \pi/2 - \varphi_3) \cdot b_2$$

d'où la force axiale:

$$F_a = M / \{b_2 \cdot \cos(\pi/2 - \varphi_2 + \varphi_3)\}$$

$$\text{avec, par projection sur les axes x et y:} \quad \varphi_3 = \text{atan}\{b_2 \cdot \sin(\varphi_2) - a\} / \{b_2 \cdot \cos(\varphi_2) + b_1\} \quad (5.28)$$

Pour notre application, l'angle φ_2 est relatif aux angles T1, T2 et T3 de chaque articulation. Le schéma ci-dessous donne ces relations (Fig. 5.13):

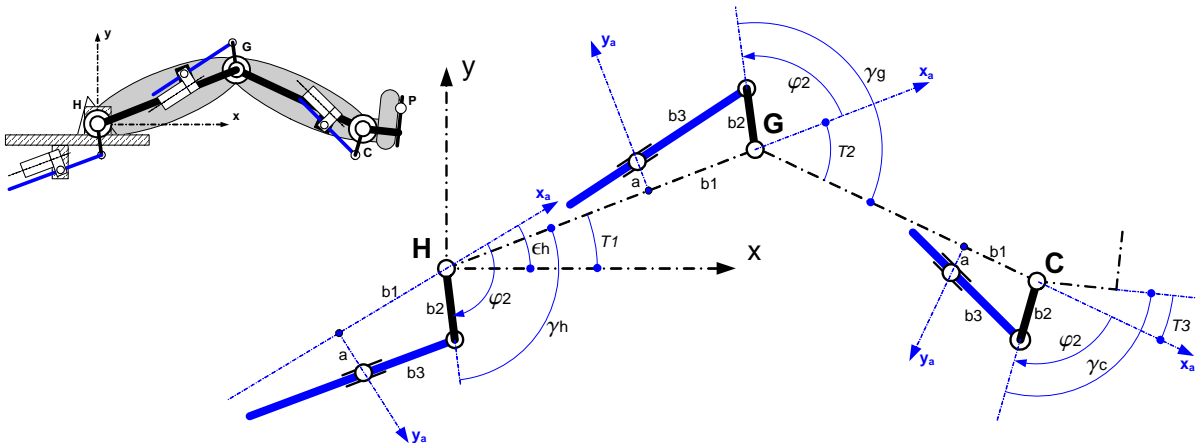


Figure 5.13 Mécanisme bielle à coulisse -manivelle: schéma des angles.

$$\text{Hanche}^5: \quad \varphi_2 = \epsilon_h - T_1 - \gamma_h$$

$$\text{Genou:} \quad \varphi_2 = \gamma_g + T_2$$

$$\text{Cheville:} \quad \varphi_2 = -\gamma_c - T_3$$

$$(5.29)$$

5. Attention au respect du sens trigonométrique dans la détermination des signes: les angles $T_{1,2,3}$; $\varphi_{h,g,c}$ et ϵ_h sont exprimés dans le repère orthèse xy. Les angles φ_2 sont exprimés dans les repères actionneur $x_a y_a$.

Remarque: les angles γ_h , γ_g et γ_c sont des constantes fixées par la construction. Ils permettent de placer les manivelles le plus orthogonalement possible par rapport à leur bielle respective lorsque le moment articulaire est le plus élevé (principe de poursuite de rigidité). Ils permettent aussi de répartir la course angulaire autour de la position idéale. Les entraxes "a" et "b1" ainsi que les rayons de manivelle "b2" jouent aussi un rôle dans cette analyse.

5.1.2.5 Vis de mouvement

Connaissant les forces axiales et les vitesses de translation des vis de mouvement, nous pouvons déterminer les moments et les vitesses de rotation des écrous. Le couple de torsion à fournir sur un système vis-écrou s'obtient par [NICOLET 1971, CLAVEL 2003]:

$$M_s = Fa \cdot \frac{d_m}{2} \cdot \tan(\gamma \pm \rho) \quad (5.30)$$

Avec:

$$\gamma = a \tan\left(\frac{P}{\pi \cdot d_m}\right) \quad \text{angle d'hélice de la vis} \quad (5.31)$$

$$\rho = a \tan(\mu / \cos \alpha_f) \quad \text{angle de frottement} \quad (5.32)$$

d_m diamètre moyen de la vis

P Pas de la vis

Fa Force axiale

μ coefficient de frottement

α_f demi-angle du filet si profil triangulaire

Le signe \pm dans la relation (5.30) indique la montée (+) et la descente (-) sur le plan incliné formé par l'hélice de la vis. Le couple moteur se déduit ensuite avec la formule ci-dessous:

$$M_m = \frac{M_s}{i \cdot \eta_i} \quad (5.33)$$

i rapport de la transmission

η_i rendement de la transmission

La vitesse de rotation du moteur s'écrit comme suit:

$$\omega_m = \frac{i \cdot 2\pi \cdot v}{P} \quad \text{vitesse angulaire du moteur en [rad/s]} \quad (5.34)$$

$$n_m = \frac{60 \cdot \omega_m}{2\pi} \quad \text{rotation exprimée en [tr/min]} \quad (5.35)$$

avec v vitesse de déplacement linéaire de la vis

Finalement, la puissance mécanique nécessaire est calculée par le produit:

$$P_m = M_m \cdot \omega_m \quad (5.36)$$

5.1.2.6 Moment d'inertie réduit

Pour l'étude dynamique d'un moteur, il faut encore tenir compte des éléments faisant partie de la chaîne cinématique de la transmission, en particulier son rotor. Dans notre système, en plus de celui-ci, nous avons principalement un écrou en rotation et une vis en translation (Fig. 5.14). Afin de déterminer leurs effets sur le moment moteur dus aux accélérations, la méthode de réduction du système est utilisée [CLAVEL 2003]. L'énergie cinétique de l'élément réduit s'exprime par la formule suivante:

$$I_r \frac{\omega_m^2}{2} = I_{mot} \frac{\omega_m^2}{2} + I_s \frac{\omega_s^2}{2 \cdot \eta_i} + m_s \frac{v_s^2}{2 \cdot \eta_i \cdot \eta_s} \quad \text{Avec: } \omega_m = i \cdot \omega_s = i \cdot \frac{2\pi}{P} \cdot v_s \quad (5.37)$$

Après remplacement et division par $\frac{\omega_m^2}{2}$

$$I_r = I_{mot} + I_s \frac{1}{\eta_i \cdot i^2} + m_s \frac{P^2}{\eta_i \cdot \eta_s \cdot i^2 \cdot 4\pi^2} \quad (5.38)$$

I_r Inertie réduite
 I_{mot} Inertie du rotor du moteur
 I_s Inertie écrou (ou vis)
 m_s masse en mouvement (vis)
 η_s rendement système vis-écrou

Si le pas de la vis est petit, le 3^e terme de I_r (5.38) peut être négligé. Cette équation s'applique aussi à un système inverse où le moteur commande la vis (écrou en translation). Dans ce cas m_s vaut zéro.

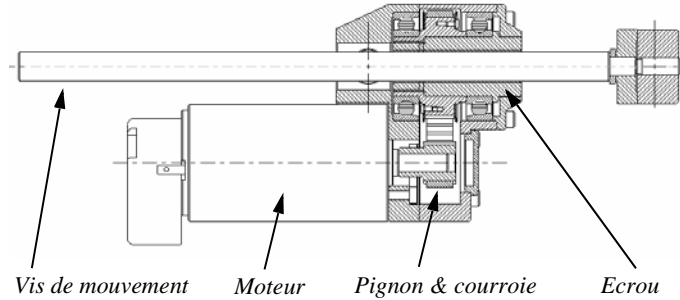


Figure 5.14 Chaîne cinématique de la transmission du système moteur-bielle

Le moment dû à l'inertie réduite est ensuite donné par:

$$M_r = I_r \cdot \dot{\omega}_m \quad (5.39)$$

Finalement le moment moteur total est la somme:

$$M_{mot} = M_m + M_r \quad \text{Moteur} \quad (5.40)$$

et la puissance totale:

$$P_{mot} = (M_m + M_r) \cdot \omega_m \quad (5.41)$$

5.1.2.7 Moteur CC: caractéristiques électriques

Le courant électrique est donné par la constante de couple k_M : $I_{elec} = \frac{M_{mot}}{k_M} \quad (5.42)$

La tension électrique, par la constante de vitesse k_n : $U = \frac{n_m}{k_n} \quad (5.43)$

Les pertes par effet Joule, R est la résistance Ω du bobinage: $PJ = R \cdot I_{elec}^2 \quad (5.44)$

La puissance électrique: $P_{elec} = P_{mot} + PJ \quad (5.45)$

5.1.3 Simulation numérique: leg presse

Le premier mouvement simulé est un déplacement *leg presse* linéaire horizontal, aller-retour: flexion-extension-flexion (Fig. 5.15). Ce mouvement est choisi car c'est un exercice simple d'entraînement physique en vue d'une remise en forme après un traumatisme [GRAHAM 2004, SLAGTER 1994, ENGLE 1983]. C'est également l'exercice ayant servi aux études de CLEMS [MÉTRAILLER 2005].

- L'angle de la cheville avec l'horizontale (T4) est maintenu constant durant la trajectoire. Les autres angles (T1, T2, T3) sont définis pour la position fléchie de départ. L'angle de la hanche (T1) en position tendue est aussi défini. Le mouvement est ainsi complètement caractérisé. Le Tableau 5.2 donne ces angles de même que les autres valeurs décrites ci-dessous.
- Le profil de la vitesse de déplacement du pied est de forme trapézoïdale.

- Les longueurs segmentaires orthétiques sont égales aux longueurs physiologiques. Les longueurs relatives aux actionneurs (manivelles et centres de rotation) sont celles implantées sur les orthèses HGC prototype du MotionMaker™ (Annexe E.1). Elles sont données dans le Tableau 5.3.
- Les grandeurs anthropométriques sont notées sur la feuille de relevés de l'Annexe A.1. Les paramètres massiques des segments physiologiques sont calculés par les relations (3.1), (3.2) et (3.3).
- Les paramètres massiques des segments orthétiques sont fournis par la modélisation du prototype de l'orthèse HGC sur le logiciel de CAO 3D ProENGINEER.
- Les calculs sont effectués pour deux cas d'interaction du sujet sur l'orthèse HGC durant l'exercice:
 - a/ leg presse passif, force nulle; seules les charges de soutien de la jambe existent (section 5.1.2.3).
 - b/ leg presse actif avec une poussée horizontale permanente appliquée à l'aller et au retour.

Figure 5.15

Mouvement Leg
presse aller-retour

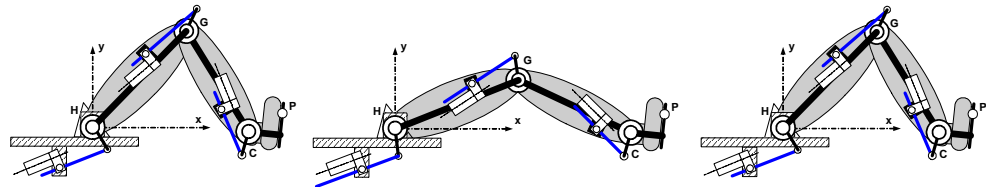


Tableau 5.2 Données de simulation de l'orthèse HGC sérielle pour le leg presse (Sujet PM)

Paramètres	Symbole	Val. num.	Unité
angle hanche: flexion max. / extension max.	T1	70 / 10	deg
angle genou: flexion max.	T2	-120	deg
angle de la cheville: flexion dorsale max.	T3	20	deg
angle constant du pied avec l'horizontale	T4	-30	deg
vitesse du mouvement leg presse	vPx	0.2	m/s
durée de la rampe d'accélération et décélération	tMUA	0.5	s
force horizontale de l'exercice leg presse	FPx	250	N
masse corporelle totale du sujet	mct	67	kg
circonférence de la cuisse à mi-longueur	Cic	0.505	m
circonférence de la jambe à mi-longueur	Cij	0.365	m
largeur niveau malléole	Lma	0.070	m
longueur segment 1: cuisse et orthèse	L1	0.405	m
longueur segment 2: jambe et orthèse	L2	0.412	m
longueur segment 3: hauteur malléole et orthèse	L3	0.115	m
longueur segment 4: pied (talon-orteil)	L4	0.260	m
longueur proximale CdM: cuisse / segment 1 orthèse	L5	0.158 / 0.285	m
longueur proximale CdM: jambe / segment 2 orthèse	L6	0.173 / 0.279	m
longueur proximale CdM: cheville / segment 3 orthèse	L7	0.058 / 0.100	m
longueur proximale CdM: pied / segment 4 orthèse	L8	0.054 / 0.070	m
position du contact podal	L9	0.130	m
masse: cuisse / segment 1 orthèse	m1	7.20 / 2.70	kg
masse: jambe / segment 2 orthèse	m2	3.25 / 2.60	kg
masse: cheville et pied / segment 3 et 4 orthèse	m3	1.02 / 0.72	kg
moment d'inertie: cuisse / segment 1 orthèse	I1	0.105 / 0.036	kg·m ²
moment d'inertie: jambe / segment 2 orthèse	I2	0.047 / 0.035	kg·m ²
moment d'inertie: cheville et pied / segment 3 et 4 orth.	I3	0.004 / 0.003	kg·m ²

5.1.3.1 Cinématique

La Fig. 5.16 montre le déplacement du pied en x et y et le profil de vitesse. Ces mesures sont fournies indirectement par les encodeurs des moteurs articulaires. Ceux-ci sont initialisés grâce aux capteurs absolus de chaque articulation. Les équations (5.2) permettent de déduire les positions P_x et P_y connaissant les angles $T1$, $T2$, et $T3$, donnés par les mesures, et les longueurs $L1$, $L2$, $L3$ et $L9$ de l'exosquelette (Fig. 5.7).

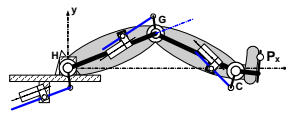
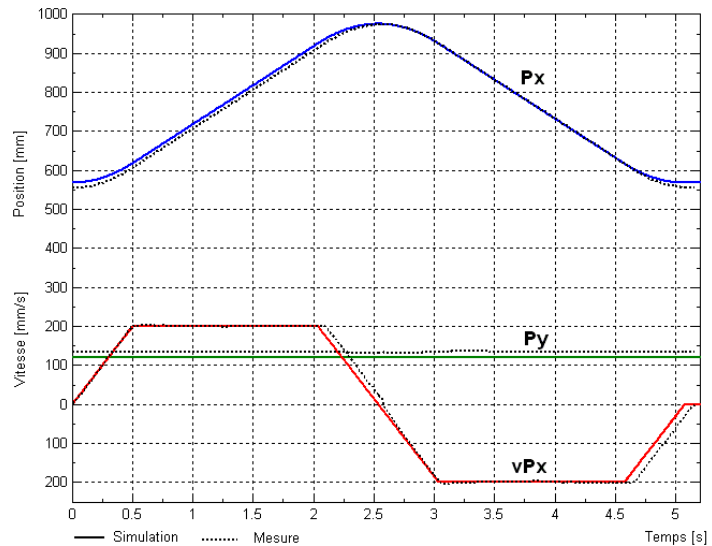


Figure 5.16

Position horizontale du pied et profil de vitesse: mouvement Leg presse horizontal 0.2 m/s

Les courbes des angles $T1$, $T2$, $T3$ et $T4$ sont données ci-contre, Fig. 5.17. Elles montrent que le MGI (Chapitre 5.1.2.1, Tableau 5.1) a été correctement implémenté dans les processus de contrôle des moteurs [MÉTRAILLER 2005].

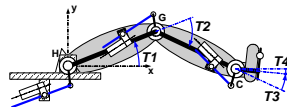
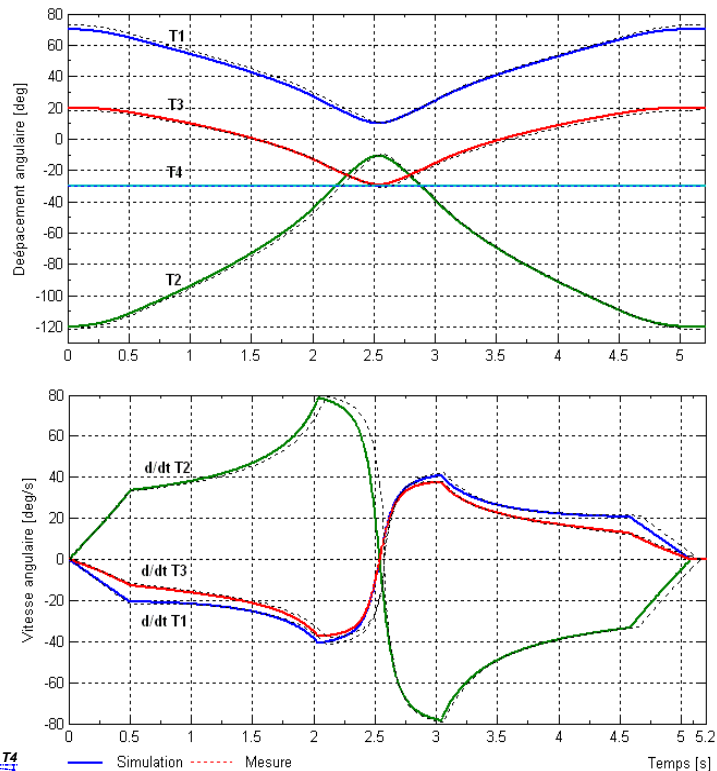


Figure 5.17 Déplacements et vitesses angulaires

5.1.3.2 Dynamique: moments orthétiques dus au poids propre de l'orthèse HGC

Le graphique de la Fig. 5.18 affiche les courbes des moments orthétiques dus au poids propre de l'exosquelette:

- La courbe en trait continu est le résultat de la modélisation, équations (5.16) à (5.21), qui prend en compte les effets dynamique: influence de la gravité ($m \cdot g$), des accélérations des Cdm ($m \cdot a$) et des accélérations angulaires ($I \cdot \alpha$).

- La courbe en trait-point est une simulation qui ne prend en compte que les effets de la gravité: valeur nulle donnée aux accélérations "aCdMnj" et "αn" (notation Fig. 5.10), équ. (5.17), (5.19), (5.21). La différence de ces deux courbes montre que les effets dynamiques sont peu significatifs pour la trajectoire considérée.
- La courbe pointillée représente la mesure. Les moments articulaires sont déduits des valeurs fournies par les capteurs de forces placés sur les axes de bielle des actionneurs (Fig. 5.5) par les relations (5.28).

Les différences simulation-mesures proviennent des éléments non pris en compte dans le poids du modèle de l'exosquelette (visseries, roulements, liaisons orthopédiques,...) et des effets dus à la rigidité des gaines de câblage.

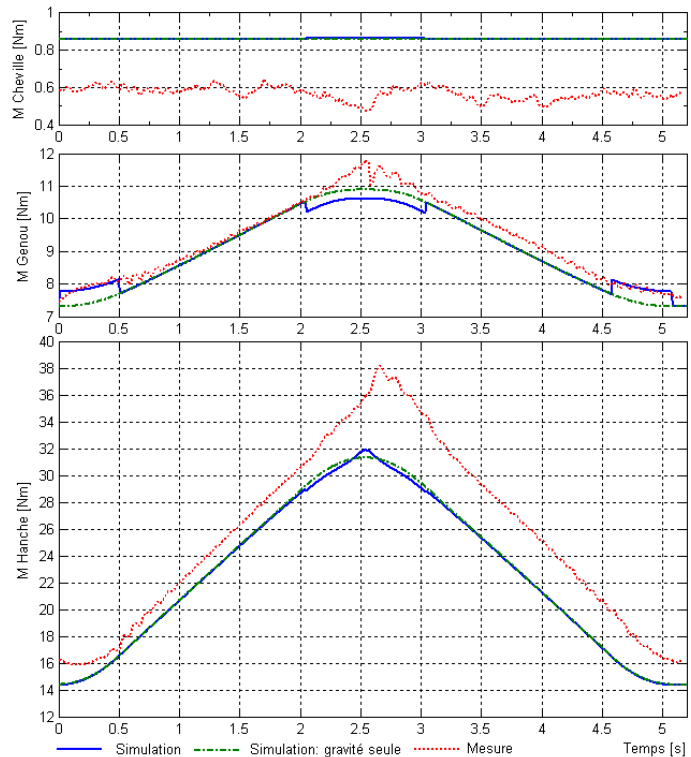


Figure 5.18
Moments articulaires orthétiques dus au poids propre de l'exosquelette

5.1.3.3 Forces de soutien podal

La Fig. 5.19 donne les courbes des forces et du moment qu'il faut produire pour soutenir la jambe inerte par le pied au point "P" lors du mouvement de leg presse passif. FP_x , FP_y et MP sont le résultat des équations (5.22) et (5.23). A l'approche de la jambe tendue, la force horizontale FP_x tend vers une asymptote infinie. Par conséquent, des forces internes importantes sont transmises dans le squelette. De plus, il faut une force de réaction opposée équivalente au niveau de la hanche et du tronc. Cela signifie que la personne doit être bien attachée sur la table d'exercice sinon elle recule. C'est une situation qui est bien ressentie lors d'entraînement de leg presse, particulièrement au moment de l'extension maximum. Cette position est une singularité à éviter.

Ces courbes dépendent aussi de la rampe du profil de vitesse, i.e. à l'accélération et à la décélération du mouvement. Ici, ces valeurs sont de 0.4 m/s^2 (Fig. 5.16).

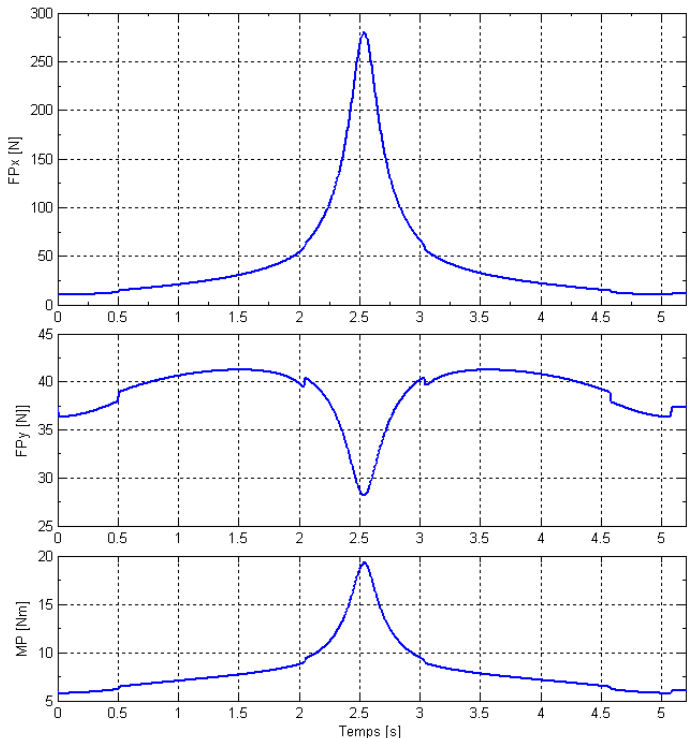
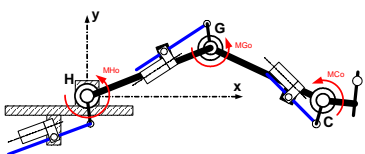
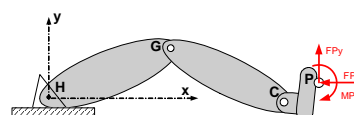


Figure 5.19
Forces et moment d'appui podal de la jambe passive



5.1.3.4 Dynamique: moments orthétiques dus aux forces podales

Les courbes de la Fig. 5.20 sont les moments articulaires que l'orthèse HGC doit produire en réaction à une charge podale [FPx, FPy, MP]:

- Les courbes en traits interrompus représentent les moments orthétiques en réaction aux forces de soutien de la jambe en appui passif données par les résultats de la Fig. 5.19.
- Les courbes en trait continu sont les moments en réaction à une poussée horizontale constante appliquée tout le long de la trajectoire du mouvement leg presse, soit une force podale de [250 N, 0, 0];

Remarque: le moment articulaire orthétique de la cheville est constant le long de la trajectoire. C'est trivial pour une charge constante horizontale. Par contre, pour l'appui de la jambe passive, cela signifie que la combinaison des charges non constantes FPx, FPy et MP (Fig. 5.19) produisent un moment constant à la cheville orthétique. La singularité "jambe tendue" provoquant des forces énormes n'a donc pas de conséquence sur le moment orthétique de la cheville. Cela aura des conséquences uniquement sur les paliers pour reprendre les efforts radiaux. En outre, le sujet devra être correctement retenu pour qu'il ne recule pas sur le plan de travail.

5.1.3.5 Moments physiologiques

En appliquant les équations (5.16) à (5.21) avec les paramètres physiologiques de la jambe, nous pouvons calculer les moments musculaires que le sujet doit produire pour réaliser le mouvement de leg presse. Le graphique de la Fig. 5.21 montre deux cas:

- En trait plein, les moments à fournir contre une poussée horizontale de 250 N. C'est l'action physiologique que le sujet doit exercer contre la résistance de charge produite par l'orthèse (courbes en trait continu de la section 5.1.3.4 ci-dessus);

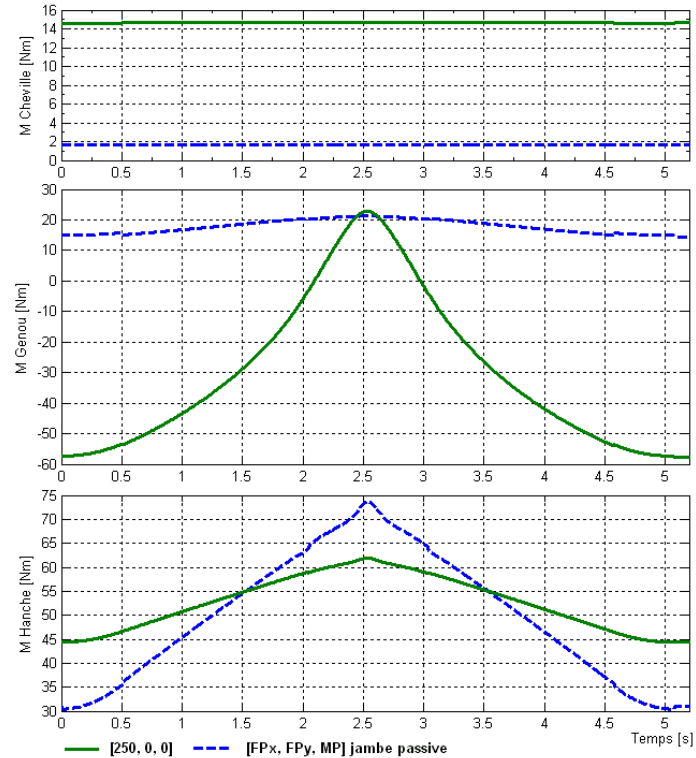


Figure 5.20
Moments orthétiques dus aux forces podales

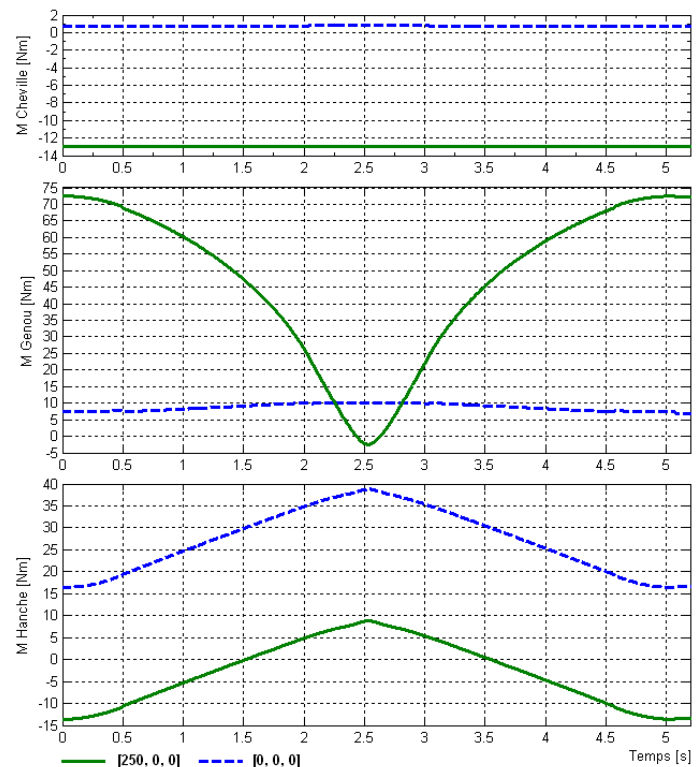
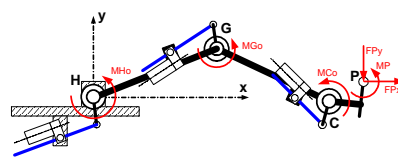
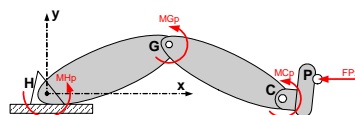


Figure 5.21
Moments physiologiques



- En traits interrompus, les moments pour effectuer le mouvement dans le vide; le sujet ne doit soutenir que le poids propre de ses jambes. Si le sujet est installé dans le MM pour un exercice de CLEMS, alors l'orthèse doit suivre le mouvement sans interférence avec la jambe du sujet. Pour cela les moteurs orthétiques doivent compenser uniquement les effets du poids propre de l'orthèse.

Remarque: les moments physiologiques ne sont pas quantifiables expérimentalement. Il est en effet impossible de mesurer directement les forces musculaires déployées lors d'une activité physique [ALLARD 2000].

5.1.3.6 Puissances

- Les trois courbes PO de la Fig. 5.22 ci-contre montrent les puissances mécaniques articulaires de l'orthèse.
- Les deux courbes PP donnent les puissances musculaires de la jambe.

Les courbes PO-250 et PP-250 mettent en évidence les différences de puissance orthétique et physiologique à fournir pour le même travail effectué dans le même temps. Ce travail mécanique vaut zéro pour un cycle aller-retour⁶. Le signe (-) de la puissance des courbes PO indique que la transmission est en freinage (retenue des vis de mouvement dû à la réversibilité du pas de vis). En ce qui concerne les courbes physiologiques PP, le signe indique une contraction musculaire concentrique (+) ou excentrique (-) [KIRTLEY 2006, WINTER 1991] (Cf. section 3.5.2).

La somme des courbes de puissance en valeurs absolues de chaque articulation peut être comparée à la puissance "utile" (PU) qu'il faut fournir contre une charge podale. Cette PU s'exprime par le produit force vitesse. Appliquée à notre exemple, elle vaut 50 Watt (250 N · 0,2 m/s) lors de la phase à vitesse constante du leg presse (PU, Fig. 5.23). La courbe de puissance physiologique (PP-250) est inférieure à cette valeur. Cela s'explique par la masse de la jambe, qui contribue à la poussée grâce à la gravité. Par contre, la courbe de puissance orthétique (PO-250) est supérieure car le poids propre de l'exosquelette s'ajoute à la charge podale.

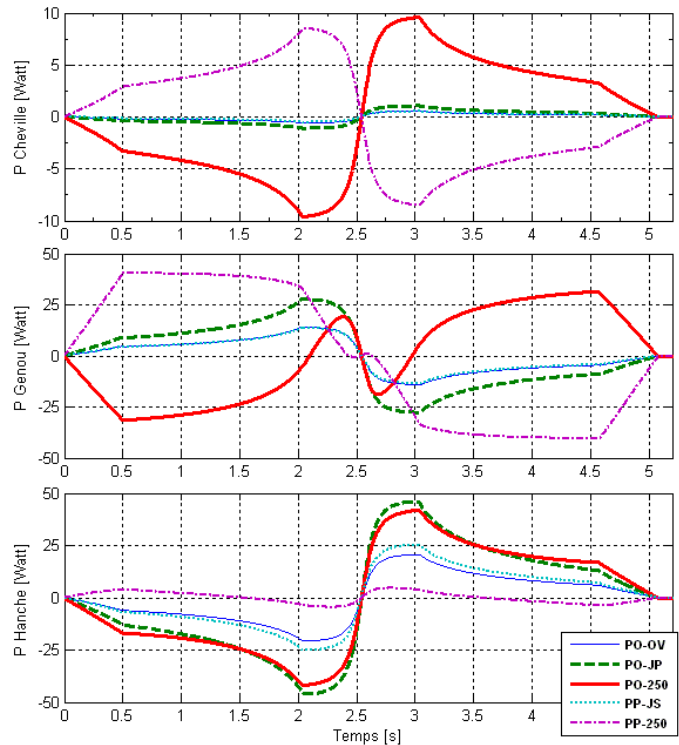


Figure 5.22 Puissances articulaires orthétiques et physiologiques. PO: puissance orthétique, PP: puissance physiologique, 250N: force podale horizontale, JP: jambe passive en appui, JS: jambe seule, OV: orthèse à vide. Remarque: les courbes PO-OV et PP-JS sont confondues au genou et à la cheville.

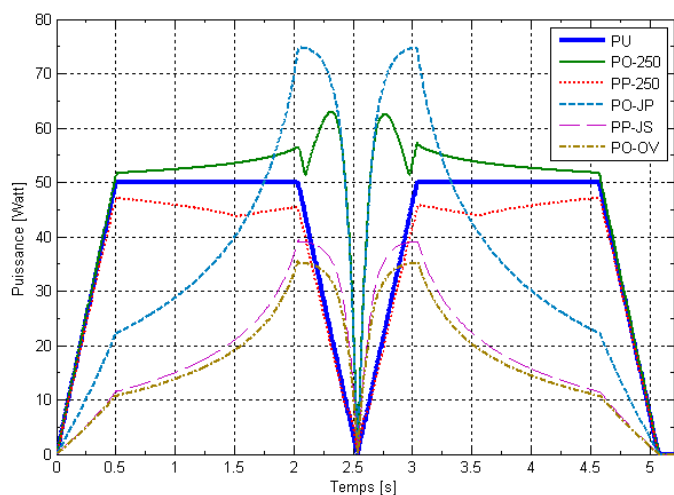


Figure 5.23 Puissance utile et puissance articulaire totale. PU: puissance utile, PO: puissance orthétique, PP: puissance physiologique, 250N: force podale horizontale, JP: jambe passive en appui, JS: jambe seule, OV: orthèse à vide.

6. $W = \int P dt$

Le pic de puissance est atteint avec la jambe passive en appui podal (reprise du poids propre) proche de l'extension. Les courbes PO-OV et PP-JS sont données pour comparaison. Les valeurs pour la jambe dans le vide sont supérieures à l'orthèse à vide; c'est correct car l'orthèse est un peu plus légère avec des centres de masse similaires.

5.1.3.7 Caractéristiques mécaniques des actionneurs

Les caractéristiques mécaniques des actionneurs: puissance, moment, vitesse angulaire et force axiale sont données par les équations (5.24) à (5.41). Les données de simulation sont les valeurs correspondant au prototype (Tableau 5.3). Les inerties des moteurs se trouvent dans le Tableau 5.4. En exemple, la Fig. 5.24 montre en coupe la construction du mécanisme articulaire bielle-manivelle du genou.

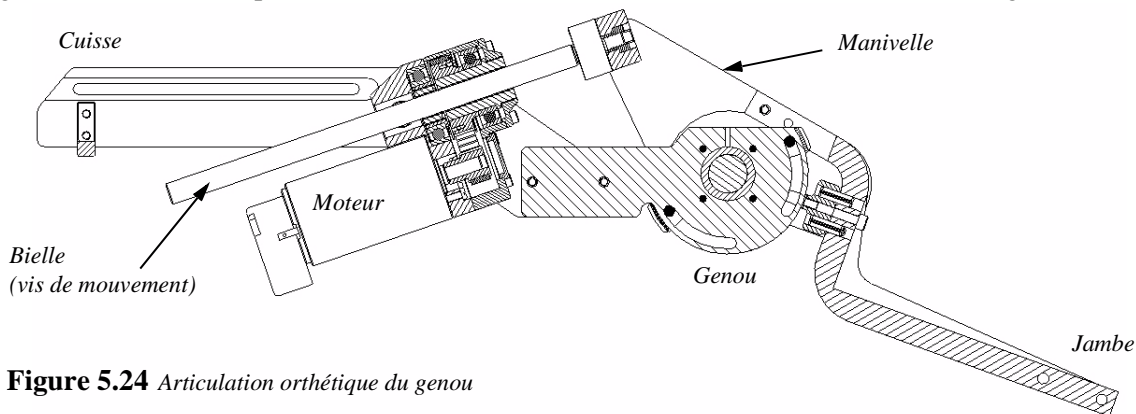


Figure 5.24 Articulatio orthétique du genou

Tableau 5.3 Données de simulation des transmissions articulaires orthétiques (Cf. Fig. 5.13)

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
pas des vis de mouvement	P	3	mm
diamètre moyen des vis	d_m	10	mm
coefficient de frottement équivalent	μ	0.0105	-
rapport des transmissions genou et cheville	i	2.375	-
rapport de transmission hanche	i	1.75	-
rendement des transmissions	η_i	0.9	-
longueurs mécanisme hanche	a, b1, b2	46.175, 170, 100	mm
angles manivelle hanche	φ_h, ϵ_h	-102.5, 45	deg
longueurs mécanisme genou	a, b1, b2	27.364, 150, 80	mm
angle manivelle genou	φ_g	150	deg
longueurs mécanisme cheville	a, b1, b2	27.364, 150, 80	mm
angle mécanisme cheville	φ_c	-115	deg
inertie écrou	I_s	51.7	gcm ²

L'Annexe B.1.1 donne les courbes de ces caractéristiques pour le mouvement de leg presse effectué avec la jambe passive en appui. L'Annexe B.1.2 transcrit ces courbes pour le leg presse contre une force horizontale de 250 N.

Remarques:

1. Une valeur négative de la puissance signifie qu'il faut dissiper de l'énergie à travers le moteur (freinage). Ce phénomène intervient pour des vis de mouvement réversibles⁷.
2. Un saut brusque dans les courbes de moment indique un passage en montée ou en descente sur le plan incliné formé par l'hélice de la vis (5.30).

7. La condition de réversibilité entre vis et écrou est atteinte pour un angle d'hélice plus grand que l'angle de frottement.

5.1.3.8 Caractéristiques électriques des moteurs

Les moteurs sont choisis dans la gamme [MAXON]. Leurs caractéristiques sont données dans le Tableau 5.4. Les pertes par effets Joule, la puissance électrique, le moment RMS⁸, le courant et la tension sont calculés pour les trois moteurs du prototype dans les deux cas de charge: leg presse avec jambe passive et contre une force de 250 N. Les courbes de ces grandeurs se trouvent respectivement à l'Annexe B.1.1 et Annexe B.1.2.

Tableau 5.4 Caractéristiques des moteurs du prototype. RE40: genou et cheville (G&C), EC60: hanche (H)

Paramètres	Symbole	RE40 (G&C)	EC60 (H)	Unité
puissance		150	400	Watt
tension nominale		48	48	V
vitesse nominale		7000	4960	tr/min
couple nominal (permanent max.)		184	747	mNm
courant nominal (permanent max.)		3.12	9.38	A
résistance aux bornes	R	1.16	0.345	Ω
constante de couple	k_M	60.3	84.9	mNm/A
constante de vitesse	k_n	158	113	(tr/min)/V
inertie rotor	I_{mot}	138	831	gcm ²

Ces résultats montrent que la force d'exercice du leg presse est limitée à 250 N. Le moteur RE 40 du genou n'est pas assez performant pour des forces de poussée horizontale supérieures. De plus, la vitesse maximum est de 0.25 m/s. Au delà, la tension d'alimentation dépasse ponctuellement la valeur nominale (48V). Vitesse et couple sont optimisés pour cette configuration. Ils dépendent du pas de la vis de mouvement (i.e. la bielle). Un pas plus petit diminue le couple, mais augmente la vitesse du moteur. Un pas plus grand diminue la vitesse, mais produit un couple plus élevé.

5.1.3.9 Evolution: moteur EC 45

Pour améliorer ces performances, nous pouvons choisir le moteur EC 45. Il fournit un couple nominal supérieur et peut tourner plus rapidement. Par contre il est plus gros et plus lourd. Cependant son intégration reste encore possible; la construction sera simplement plus imposante. Ses caractéristiques sont données dans le Tableau 5.5. Il peut également être utilisé pour la hanche. Le moteur RE 40 est conservé pour la cheville. Les courbes de l'Annexe B.1.3 montrent

Tableau 5.5 Caractéristiques du moteur EC 45

Paramètres	Symbole	EC45	Unité
puissance		250	Watt
tension nominale		48	V
vitesse nominale		10500	tr/min
couple nominal		280	mNm
courant nominal		7.59	A
résistance aux bornes	R	0.35	Ω
constante de couple	k_M	40.6	mNm/A
constante de vitesse	k_n	235	(tr/min)/V
inertie rotor	I_{mot}	209	gcm ²

qu'il est possible, avec cette configuration, d'atteindre une vitesse de **0.5 m/s** et une poussée de **350 N**. Les grandeurs géométriques des mécanismes articulaires restent identiques (Tableau 5.3), excepté le rapport de transmission du genou qui est diminué: $i = 2.25$. La vitesse étant plus rapide, la durée de la rampe d'accélération du leg presse est diminuée à: $tMUA = 0.25$ s (Tableau 5.2). L'accélération est alors de 2 m/s^2 . La durée du leg presse aller-retour est plus courte: 2.13 s au lieu de 5.08 s (Fig. 5.16).

8.
$$M_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{t_n} \sum_{i=1}^n I_i M_i^2}$$
 RMS: root-mean-square.

5.1.4 Simulation numérique: pédalage

Le deuxième mouvement simulé est le pédalage. Cet exercice est à l'étude depuis quelques années en rééducation avec SEF pour les paraplégiques [HUNT 2006, ESER 2003, GFÖHLER 2000, DONALDSON 2000]. C'est également un exercice classique d'entraînement physique. Il est simple à mettre en oeuvre et peut se pratiquer *indoor*; appareil communément appelé hometrainer, ou *outdoor*; système de tricycle en position couchée [Center for Rehabilitation Engineering, University of Glasgow: <http://fesnet.eng.gla.ac.uk/CRE>]. Le Tableau 5.6 donne les valeurs numériques des paramètres nécessaires à la description du pédalage. Les points suivants complètent cette description:

- L'angle de la cheville avec l'horizontale (T4) est variable durant la trajectoire. Sa valeur est identique à l'angle de la pédale (φ_p). Celui-ci varie en fonction de l'angle de la manivelle (φ_m) du pédalier (Fig. 5.25). La courbe de cette variation est donnée à l'Annexe A.4.
- En accord avec les recommandations concernant les postures de pédalage [BURKE 2002], les coordonnées du centre du pédalier (Oxy) sont fixées de manière à conserver une légère flexion du genou lorsque la jambe est en extension maximum⁹. La position du pédalier et de la manivelle permettent alors de calculer la position du pied (5.46). Puis, les angles T1, T2 et T3 sont définis par les équations du Tableau 5.1.
- La vitesse angulaire de pédalage est constante, elle est définie par la fréquence de pédalage. Le sens de rotation est le sens horaire par rapport au repère de l'exosquelette.
- Les grandeurs anthropométriques et robotiques sont identiques à celles définies pour la simulation de l'exercice leg presse (Tableau 5.2, Tableau 5.3). Les moteurs sont le EC 45 pour la hanche et le genou, le RE 40 pour la cheville (section 5.1.3.9).
- Comme pour le leg presse, deux cas d'interactions du sujet sur l'orthèse HGC sont calculés:
 - a/ pédalage passif, force nulle; seule la charge du poids propre de la jambe existe (section 5.1.2.3).
 - b/ pédalage actif avec une poussée horizontale d'amplitude sinusoïdale (5.47) appliquée sur la manivelle fictive de 180° à 360°. Au retour, 0° à 180°, la force est nulle.

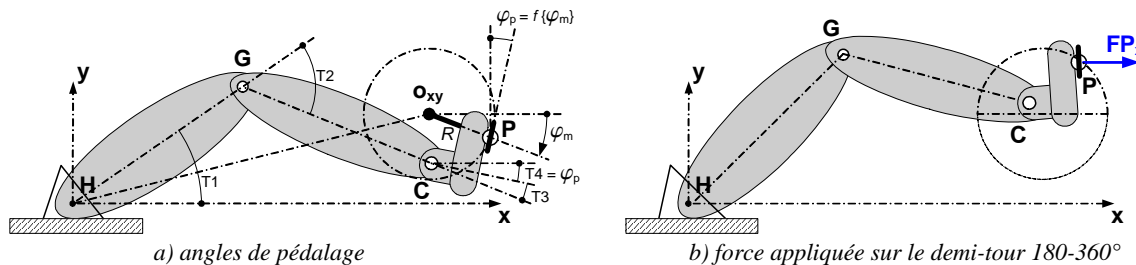


Figure 5.25 Pédalage couché: caractérisation géométrique

La position initiale est la jambe tendue, manivelle en position horizontale. Dans cette position $\varphi_m = 0^\circ$ (Fig. 5.25). $\varphi_p = f\{\varphi_m\}$ est donné à l'Annexe A4. L'angle 180° de la manivelle donné à la Fig. A.A3 correspond à l'angle $\varphi_m = 0^\circ$ de la Fig. 5.25 ci-dessus. Le calcul de la position du pied est donné par les deux relations suivantes :

$$\begin{aligned} P_x &= O_x + R \cdot \cos(\omega_m \cdot t); & t &= \text{temps (rotation de la manivelle en sens horaire)} \\ P_y &= O_x + R \cdot \sin(\omega_m \cdot t); & \text{avec } \omega &= 2 \cdot \pi \cdot f_p; & f_p &= \text{fréquence de pédalage [tr/s]} \end{aligned} \quad (5.46)$$

Calcul de la force pour un pédalage actif:

$$\begin{aligned} FP_x &= -AFP_x \cdot \sin(\omega_m \cdot t); & \text{pour } 180^\circ \leq \varphi_m \leq 360^\circ \\ FP_x &= 0; & \text{pour } 0^\circ < \varphi_m < 180^\circ \end{aligned} \quad (5.47)$$

9. La position du pédalier est ajustable. Les cotes O_x et O_y peuvent s'adapter aux besoins, tout comme le rayon de pédalage.

Tableau 5.6 Données de simulation relatifs au pédalage

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
position du pédalier	Ox/Oy	0.73/0.22	m
rayon de la manivelle	R	0.17	m
fréquence de pédalage	fp	0.6	tr/s
amplitude de la force de poussée horizontale	AFPx	620	N

5.1.4.1 Cinématique et dynamique orthétique

Les courbes des positions angulaires des trois articulations hanche, genou et cheville sont données à la Fig. 5.26. Pour cette configuration de pédalage, la cheville n'est à aucun moment en flexion plantaire ($T3 > 0^\circ$) et le genou ($T2$) reste en flexion de -20° lorsque la jambe est en extension maximum pour une position angulaire (φ_m) de la manivelle de 340° environ (0° Cf. Fig. 5.25 et texte dessous).

Les moments articulaires orthétiques sont représentés à la Fig. 5.27 pour: a) l'orthèse en pédalage à vide, forces podales nulles; b) pédalage passif, mobilisation de la jambe; c) pédalage actif avec une poussée de propulsion. Les courbes b) et c) sont les moments à fournir en réaction aux forces podales de la Fig. 5.28.

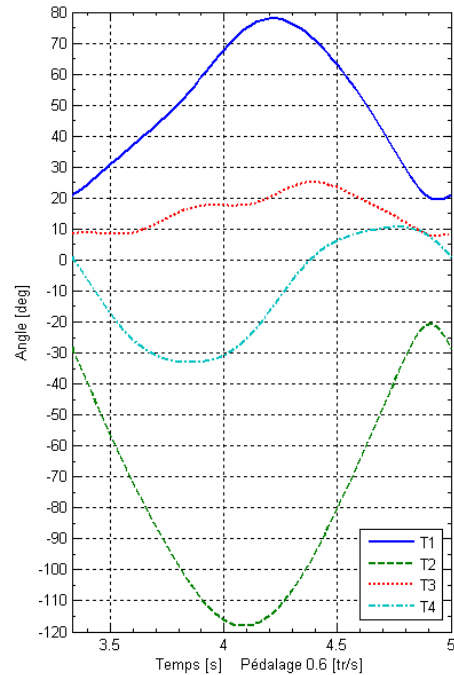


Figure 5.26 Angles articulaires pour une fréquence de pédalage de 0.6 tr/s. Le temps est donné sur une période, soit 1.66 [s], de 3.33 à 5 [s]

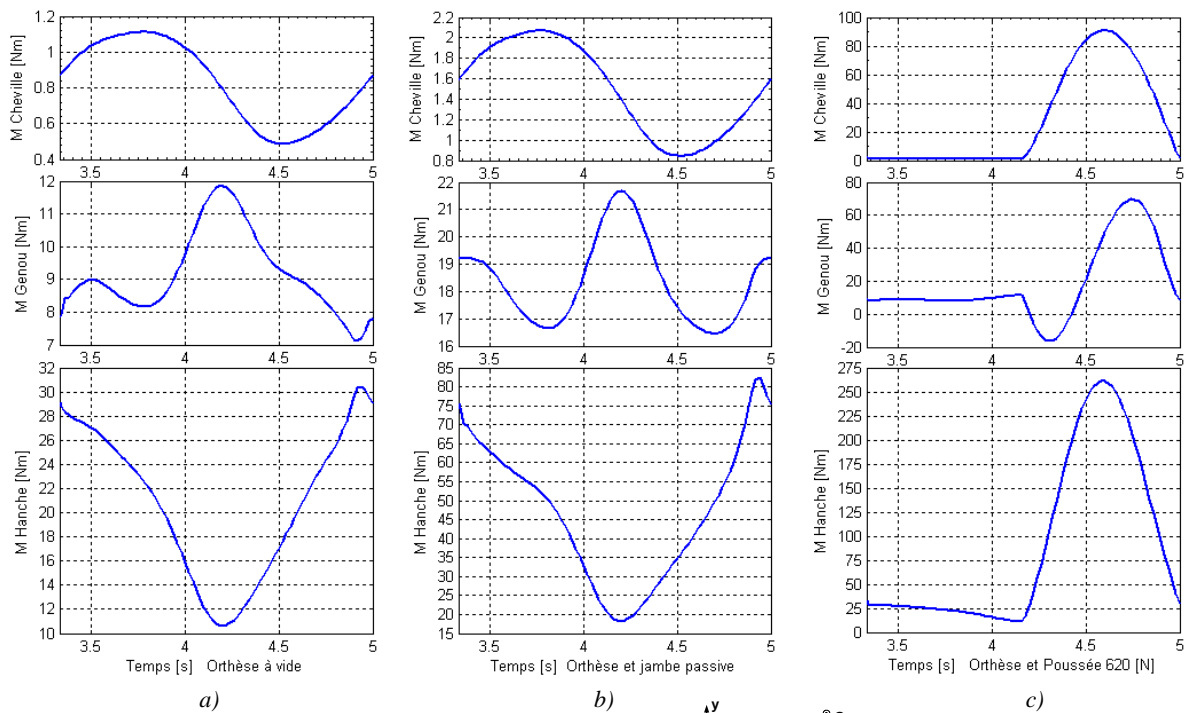
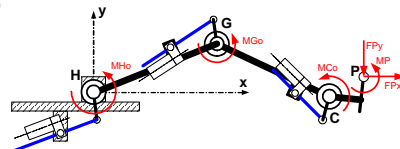


Figure 5.27 Moments articulaires. Temps: Cf. légende de la Fig. 5.26



5.1.4.2 Forces et moments podaux

La Fig. 5.28 montre les courbes des forces et moment podaux ayant servis aux calculs des moments articulaires orthétiques des graphiques b) et c) de la Fig. 5.27.

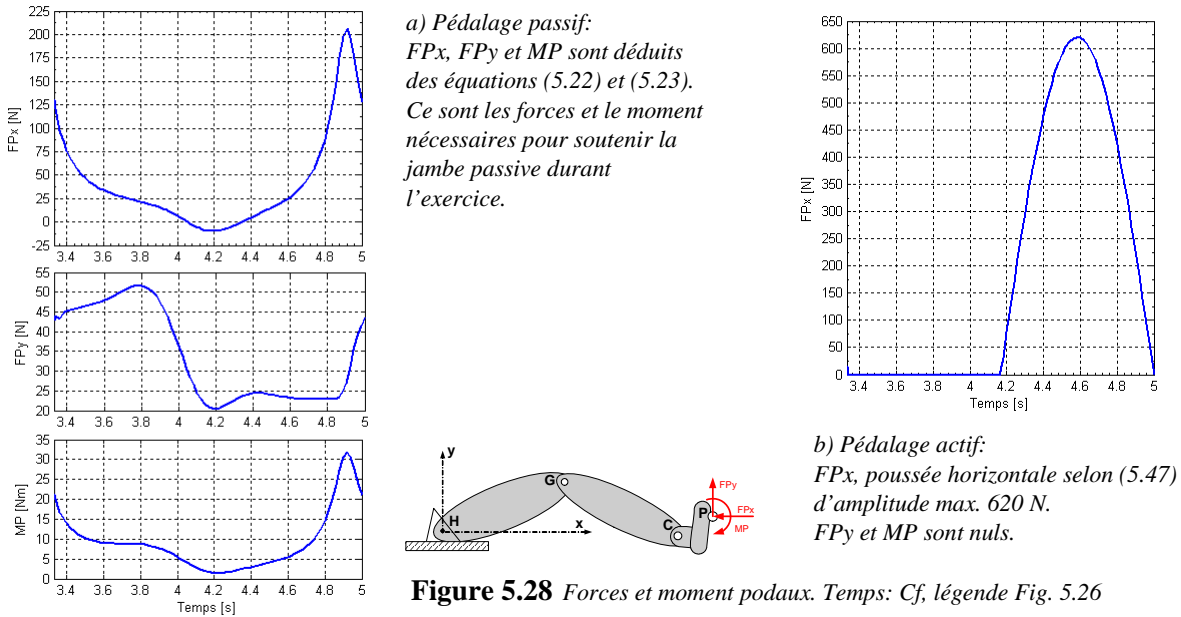


Figure 5.28 Forces et moment podaux. Temps: Cf. légende Fig. 5.26

5.1.4.3 Puissances

Les courbes de puissance sont affichées à la Fig. 5.29.

L'orthèse HGC et la jambe se ressemblant, elles ont des courbes similaires pour un pédalage effectué dans le vide (PO-OV et PP-JS). En pédalage passif, le travail mécanique est égal à zéro pour un tour de pédale ($W = \int Pd_t$).

Les courbes du pédalage actif illustrent le principe d'action et réaction. Cependant, la courbe physiologique est légèrement inférieure en valeur absolue car la masse de la jambe contribue à la poussée grâce à la gravité (Cf. explications et interprétation du signe (\pm) données à la section 5.1.3.6.).

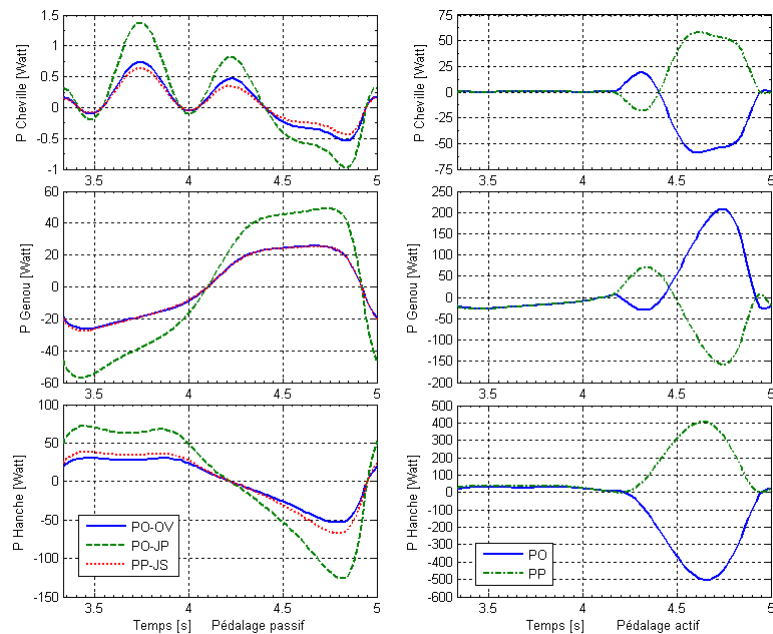


Figure 5.29 Puissances articulaires orthétiques et physiologiques
 PO: Puissance Orthétique, PP: Puissance Physiologique, JP: jambe passive en appui, JS: Jambe seule, OV: Orthèse à Vide

5.1.4.4 Caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs

L'Annexe B.1.4 donne les courbes des caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs pour le pédalage actif seulement, étant le cas le plus sévère.

5.1.4.5 Variantes cinématiques

Le pédalage à 0.6 tr/s est un rythme lent. Pour augmenter cette fréquence, il faut diminuer les valeurs des rapports de transmission "i" de chaque actionneur afin de rester dans les limites de tension d'alimentation des moteurs, en particulier pour le genou. Cela aura pour conséquence de diminuer la force de pédalage admissible, ici pour rester dans les limites de moment moteur donc de courant (valeur RMS).

Le Tableau 5.7 donne trois variantes possibles. La première est la variante choisie pour la simulation du pédalage ci-dessus. Les performances admissibles de l'exercice leg presse (section 5.2.3) sont aussi influencées par le choix des rapports de transmission; elles sont donc ajoutées à ce tableau. Pour chaque variante, la vitesse du leg presse, la fréquence de pédalage et les forces respectant les valeurs admissibles de tension et de courant des moteurs ont été évaluées. Les rapports de transmission sont choisis à partir d'un pignon de 16 dents et au maximum 2.375, soit une roue de 38 dents (Fig. 5.24). Ceci pour des raisons d'encombrement.

La variante 1 est une bonne solution pour le leg presse. Sur la base des premiers tests cliniques [MÉTRAILLER 2005], elle satisferait les besoins thérapeutiques, même avec un peu de marge. La variante 3 est meilleure pour le pédalage par sa fréquence plus haute, avec une force suffisante. Mais, une boîte à vitesse serait nécessaire pour satisfaire ces deux configurations. L'introduction d'une telle boîte dans l'exosquelette n'est certainement pas simple; encombrement supplémentaire et gestion de la commande: automatique ou manuelle ? Une autre solution serait de créer un MotionMaker™ pour le leg presse et une autre version pour le pédalage.

Tableau 5.7 Effets des rapports de transmission "i" des actionneurs hanche (H), genou (G) et cheville (C).
LP: leg presse, FPx: force horizontale, Ped: pédalage, AFPx: amplitude de force max. (5.47).

#	H	G	C	vit. LP [m/s]	FPx [N]	fréq. Ped. [tr/s]	AFPx [N]
c1	2.375	2.250	2.375	0.5	350	0.6	620
c2	2.000	1.750	1.750	0.8	280	0.8	500
c3	1.500	1.500	1.500	1.0	250	1.0	320

5.1.5 Réalisation du 1^{er} Prototype MotionMaker™

Le premier prototype d'un dispositif stationnaire complet (MotionMaker™) comprenant deux orthèses HCG sérielles était disponible au printemps 2003 (Fig. 5.30). Ce prototype a largement servi pour les recherches de CLEMS au sein du LSRO [SCHMITT 2004, MÉTRAILLER 2005-2006, MILNER 2006]. Il est actuellement toujours en service à la FSC.

l'Annexe E montre quelques dessins d'ensemble qui ont servi à sa construction. La motorisation des deux orthèses HGC est réalisée avec une configuration EC60/RE40/RE40, respectivement pour la hanche, le genou et la cheville (Tableau 5.3 et Tableau 5.4).

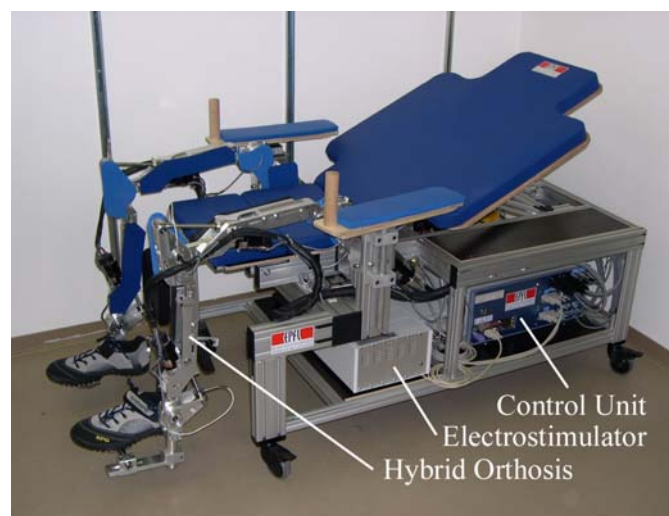


Figure 5.30 MotionMaker™ Prototype 2003

5.2 Orthèse Parallèle

5.2.1 Etude

Le point de départ de cette étude est d'imaginer une cinématique qui puisse reprendre plus efficacement les efforts de poussée du sujet afin d'augmenter les performances. En effet, l'orthèse HGC sérielle étant en porte-à-faux, les charges globales sont reprises en un seul point, la hanche. Elle est donc rapidement limitée. De plus, la reprise du poids propre de l'exosquelette et des moteurs réduit la capacité effective de l'orthèse HGC. Une étude préliminaire avait envisagé le report des moteurs sur la base; la puissance étant alors transmise par l'intermédiaire de courroies, de chaînes ou de câbles [MEYLAN 2000]. Cependant, les renvois nécessaires pour atteindre chaque articulation, tout en tenant compte des variations des longueurs segmentaires nécessaires aux réglages anthropométriques, en font un dispositif complexe, qui fut abandonné. Malgré tout, nous avons persévéré avec le principe du report des moteurs sur la base¹⁰, mais avec une reprise des efforts en bout de pied, directement sur cette même base, et non plus via les articulations du genou et de la hanche. Le fait de se limiter à une seule liaison podale autorise cette démarche. Il est clair que d'un point de vue thérapeutique, l'absence d'exosquelette ne permet plus le maintien des genoux (abduction-adduction). Ceci est dans certains cas un inconvénient. Un système modulaire devra être ajouté si besoin, par exemple un exosquelette passif ultra-léger similaire au système KAFO de Otto Bock [www.ottobock.com].

Une recherche de différentes cinématiques à 3 DDL répondant à ce concept sans exosquelette fut alors entreprise et des travaux pratiques d'étudiants ont été supervisés dans le cadre de ce travail de thèse. Les résultats de ces travaux ont montré qu'une cinématique parallèle est parfaitement adaptée à cette application [PACIOTTI 2005]. La solution jugée la plus intéressante est modélisée ici. C'est l'orthèse parallèle Lambda (OPL, Fig. 5.31). Deux actionneurs coaxiaux contrôlent les déplacements x et y du pied dans le plan sagittal et un troisième actionneur pilote la rotation de la cheville. Pour ce dernier, un système de transmission coulisse, bielle et manivelle a été choisi afin de placer le moteur le plus près possible de la base, réduisant ainsi les effets dynamiques.

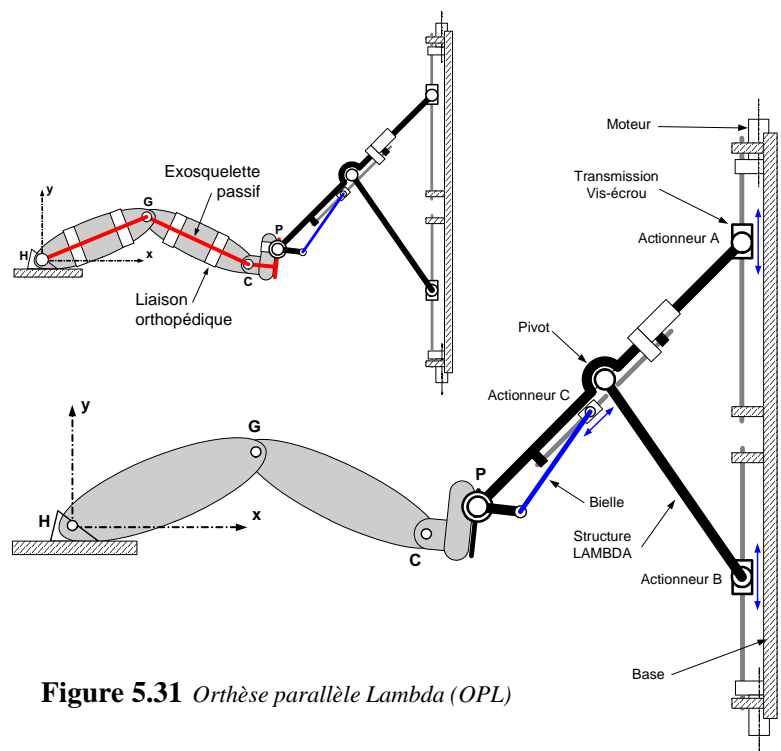


Figure 5.31 Orthèse parallèle Lambda (OPL)

5.2.2 Modèle théorique

5.2.2.1 Modèle géométrique inverse du système Lambda

Rappel: le MGI est l'ensemble des fonctions qui expriment les variables articulaires du robot " q " en fonction de l'espace opérationnel " P ". Le système Lambda ne contrôle pas les déplacements du point P selon l'axe z . Pour maintenir ce point dans un plan sagittal, les articulations A , B , C et P doivent être des pivots (Fig. 5.31). Il y a deux variables articulaires:

10. On entend par base toute structure fixe: la table thérapeutique, le sol, un châssis fixé au sol ou contre un mur, etc.

$$\mathbf{q} = [q_1, q_2] = [A_y, B_y] = f\{\mathbf{P}\} = f\{[P_x, P_y, P_z]\} \quad \text{P est le point de contact ou d'attache podale. (5.48)}$$

Le point "P" se déplace selon une trajectoire connue. Le cas général est ici analysé avec P se déplaçant hors du plan sagittal (P_z est une variable). Pour cela, les articulations sont des pivots glissants aux points A et B, un pivot en C et un cardan en P (Fig. 5.32).

A/ q_1 : calcul de la coordonnée A_y

Cette coordonnée se calcule par l'intersection d'une sphère de rayon AP, centrée en P, avec une droite verticale passant par A:

$$AP^2 = (A_x - P_x)^2 + (A_y - P_y)^2 + (A_z - P_z)^2$$

d'où

$$q_1 \equiv A_y = P_y + \sqrt{AP^2 - (A_x - P_x)^2 - (A_z - P_z)^2} \quad (5.49)$$

B/ q_2 : calcul de la coordonnée B_y

C'est l'intersection d'une sphère de rayon BC, centrée en C, avec une droite verticale passant par B. Au préalable, nous avons besoin des coordonnées du point C:

Par le théorème de Thalès, dans le plan xy: $AC/AP = CC'/PP'$

$$CP/AP = C'P'/AP'$$

Dans le plan yz:

$$PP''/AP = CC''/AC$$

En combinant les termes, nous obtenons:

$$C_x = (AC/AP) \cdot (P_x - A_x) + A_x$$

$$C_y = (CP/AP) \cdot (A_y - P_y) + P_y$$

$$C_z = (AC/AP) \cdot (P_z - A_z) + A_z$$

Connaissant $C_{x,y,z}$:

$$BC^2 = (B_x - C_x)^2 + (B_y - C_y)^2 + (B_z - C_z)^2$$

d'où

$$q_2 \equiv B_y = C_y - \sqrt{BC^2 - (B_x - C_x)^2 - (B_z - C_z)^2} \quad (5.50)$$

Il existe deux cas particuliers intéressants:

1/ $AP = AC$, donc: $C_x = P_x$
 (Fig. 5.33a) $C_y = P_y$
 $C_z = P_z$ (5.51)

2/ $AC = CP = BC$: $C_x = 1/2 \cdot P_x$
 $AC/AP = 1/2$ $C_y = 1/2 \cdot A_y + 1/2 \cdot P_y$
 $B_x = A_x = 0$ $C_z = 1/2 \cdot A_z + 1/2 \cdot P_z$
 $B_z = A_z$ $q_2 = B_y = P_y$ (5.52)

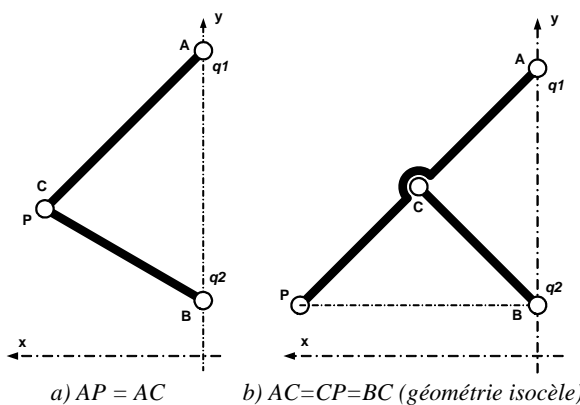


Figure 5.33 Lambda: cas particuliers

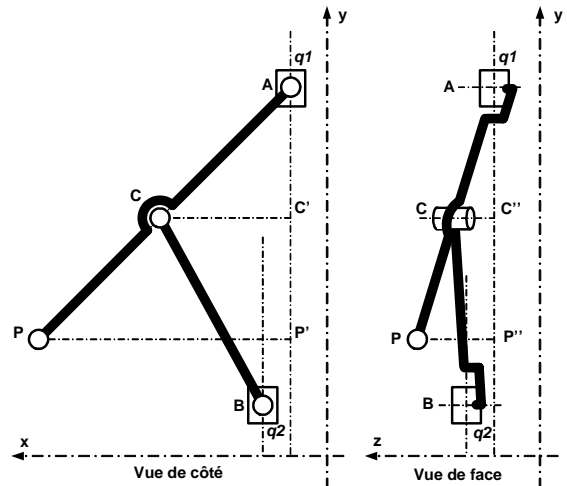


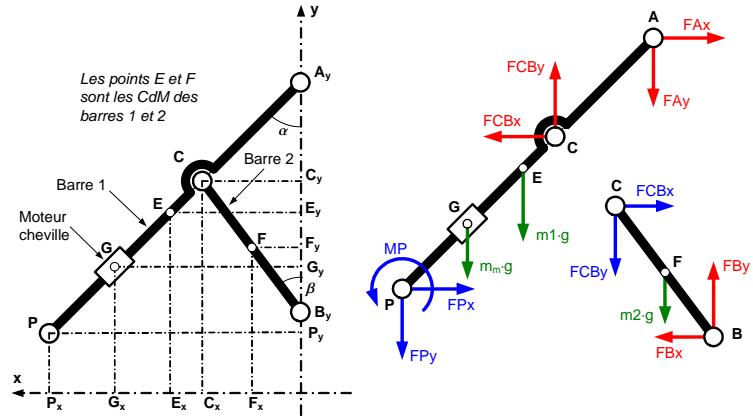
Figure 5.32 Schéma géométrique de l'orthèse Lambda

5.2.2.2 Modèle dynamique inverse du système Lambda

En appliquant les équations générales de Newton-Euler (5.15) aux deux segments de l'orthèse Lambda, toutes les forces en jeu peuvent être déterminées. Les données sont les forces et le moment appliqués au point P; elles sont déduites de l'appui podal: poussée ou poids propre de la jambe (section 5.1.2.3).

En référence à la Fig. 5.34, un système de six équations à six inconnues peut être posé et résolu. Les inconnues sont signalées en caractères **gras** et les variables recherchées en **gras italiques**. L'analyse est faite pour une cinématique Lambda travaillant dans le plan sagittal.

Figure 5.34 Orthèse Lambda: schéma des forces.



$$\mathbf{FCBx} - \mathbf{FPx} - \mathbf{FAx} = m_1 \cdot a_{Ex} + m_m \cdot a_{Gx}$$

$$\mathbf{FCBy} - \mathbf{FPy} - \mathbf{FAy} - (m_1 + m_m) \cdot g = m_1 \cdot a_{Ey} + m_m \cdot a_{Gy}$$

$$\mathbf{FCBx} \cdot CE \cdot \cos\alpha + \mathbf{FCBy} \cdot CE \cdot \sin\alpha - \mathbf{FPx} \cdot PE \cdot \cos\alpha - \mathbf{FPy} \cdot PE \cdot \sin\alpha - m_m \cdot g \cdot EG \cdot \sin\alpha + \mathbf{FAx} \cdot EA \cdot \cos\alpha + \mathbf{FAy} \cdot EA \cdot \sin\alpha - \mathbf{MP} = (I_1 + I_3) \cdot d^2/dt^2(\alpha)$$

$$\mathbf{FBx} - \mathbf{FCBx} = m_2 \cdot a_{Fx}$$

$$\mathbf{FBy} - \mathbf{FCBy} - m_2 \cdot g = m_2 \cdot a_{Fy}$$

$$\mathbf{FCBx} \cdot CF \cdot \cos\beta - \mathbf{FCBy} \cdot CF \cdot \sin\beta - \mathbf{FBy} \cdot BF \cdot \sin\beta + \mathbf{FBx} \cdot BF \cdot \cos\beta = I_2 \cdot d^2/dt^2(\beta) \quad (5.53)$$

Avec, selon la même méthode de calcul utilisée pour les relations (5.50):

$$a_{E_x} = d^2/dt^2\{1/2 \cdot P_x\}$$

$$a_{E_y} = d^2/dt^2\{1/2 \cdot (A_y + P_y)\}$$

$$a_{F_x} = d^2/dt^2\{1/2 \cdot C_x\}$$

$$a_{F_y} = d^2/dt^2\{1/2 \cdot (C_y + B_y)\}$$

$$a_{G_x} = d^2/dt^2\{(AG/AP) \cdot P_x\}$$

$$a_{G_y} = d^2/dt^2\{(GP/AP) \cdot (A_y - P_y) + P_y\} \quad (5.54)$$

et:

$$\alpha = \text{atan}\{P_x / (A_y - P_y)\} \quad (5.55)$$

$$\beta = \text{atan}\{C_x / (C_y - B_y)\} \quad (5.56)$$

$$I_3 = I_m + m_m \cdot EG^2 \quad (5.57)$$

Remarque: les segments CE et EG sont positifs pour C et G situés à gauche de E. A droite, ils sont négatifs.

Les solutions des équations (5.53) ne sont pas non plus transcrites ici; les équations possédant un nombre élevé de termes, les résultats occupent de longues lignes peu lisibles. La simulation numérique, section 5.2.3, donne les résultats graphiques des caractéristiques principales en fonction du temps pour une trajectoire donnée du point "P".

5.2.2.3 Caractéristiques des actionneurs du système Lambda

Les déplacements linéaires des actionneurs q1 et q2 sont aussi réalisés par une transmission vis-écrou. Le MGI nous donne les vitesses de déplacement des écrous ($d/dt\{A_y, B_y\}$) et le MDI, les forces axiales (FAy, FBy). Avec le pas et le diamètre des vis, le coefficient de frottement vis/écrou, les rapports de transmission et le rendement, nous pouvons caractériser les moteurs. Soit pour chacun: puissance, couple, vitesses de rotation, courant, tension. Ces caractéristiques sont définies par les relations (5.30) à (5.45).

5.2.2.4 Rotation de la cheville: 3^e DDL

Il s'agit ici d'analyser une transmission articulaire de type coulisse - bielle - manivelle (Fig. 5.35). Dans ce cas, la course de l'actionneur assurant la rotation de la cheville est liée à la position angulaire du pied (T4) et de la grande barre. Elle dépend aussi des longueurs de bielle et de manivelle et de l'entraxe (a). Nous cherchons la force axiale dans la coulisse et sa vitesse de déplacement en fonction du moment et de la vitesse articulaire. Les équations caractérisant ce type de système articulaire sont les suivantes:

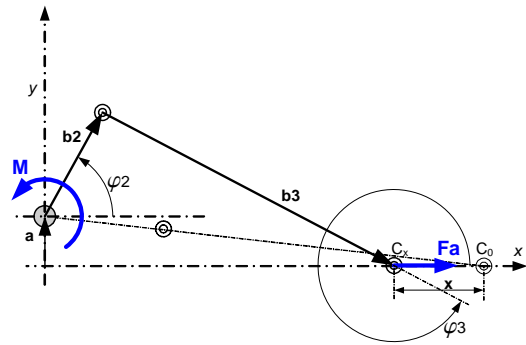


Figure 5.35 Schéma du mécanisme à coulisse, bielle et manivelle

- L'équation vectorielle ci-dessous exprime le MGI [ARTOBSLEWSKI 1977]:

$$\mathbf{a} + \mathbf{b2} + \mathbf{b3} = \mathbf{C}_x$$

Projection sur l'axe x et y:

$$b2 \cdot \cos(\varphi2) + b3 \cdot \cos(\varphi3) = C_x \quad (5.58)$$

$$a + b2 \cdot \sin(\varphi2) + b3 \cdot \sin(\varphi3) = 0$$

donc:

$$\sin(\varphi3) = - \{b2 \cdot \sin(\varphi2) + a\} / b3$$

avec $\cos^2(\varphi3) + \sin^2(\varphi3) = 1$, on trouve:

$$\cos(\varphi3) = \sqrt{1 - (\{b2 \cdot \sin(\varphi2) + a\} / b3)^2} \quad (5.59)$$

En combinant (5.58)(5.59) :

$$C_x = b2 \cdot \cos(\varphi2) + b3 \cdot \sqrt{1 - (\{b2 \cdot \sin(\varphi2) + a\} / b3)^2}$$

La singularité Co est donnée par:

$$C_0 = \sqrt{(b2+b3)^2 - a^2}$$

La course x vaut pas conséquent:

$$x = C_0 - C_x = \sqrt{\{(b2+b3)^2 - a^2\}} - \left[b2 \cdot \cos(\varphi2) + b3 \cdot \sqrt{1 - (\{b2 \cdot \sin(\varphi2) + a\} / b3)^2} \right] \quad (5.60)$$

La vitesse du coulisseau est obtenue par:

$$v_x = d/dt(x) \quad (\varphi2 \text{ étant une fonction du temps}) \quad (5.61)$$

- Le moment à la manivelle est calculé par:

$$M = b2 \cdot Fa \cdot \cos(\varphi3) \cdot \cos(\pi/2 + \varphi3 - \varphi2)$$

d'où la force axiale (MDI):

$$Fa = M / \{b2 \cdot \cos(\varphi3) \cdot \cos(\pi/2 + \varphi3 - \varphi2)\} \quad (5.62)$$

Pour notre application, l'angle $\varphi2$ est relatif aux angles T4, α (5.55) et γ (Fig. 5.36). γ est un angle constant fixé par la construction.

$$\varphi2 = \pi - \alpha - T4 - \gamma \quad \text{et} \quad M = - M_p \quad (5.63)$$

(avec $T4 = T1 + T2 + T3$)

Le système de coulisse est réalisé avec une vis de mouvement, soit un déplacement linéaire de l'écrou. Le MGI donne sa vitesse v_x (5.61) et le MDI, la force axiale F_{Ay} (5.62). Comme précédemment, connaissant les caractéristiques de la vis (pas, diamètre, coefficient de frottement, rapport de transmission, rendement), nous pouvons caractériser le moteur avec les relations (5.30) à (5.45).

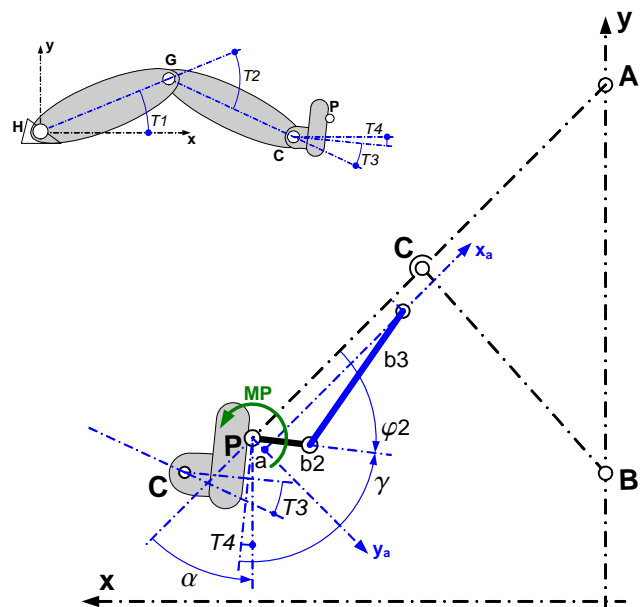


Figure 5.36 Mécanisme bielle-manivelle: schéma des angles

5.2.3 Simulation numérique: leg presse et pédalage

- Le premier mouvement analysé est le même déplacement "leg presse" (LP) linéaire horizontal simulé pour l'orthèse HGC sérielle (Fig. 5.15) mais à vitesse plus rapide. Les données angulaires de cet exercice LP figurent dans le Tableau 5.2. La vitesse est indiquée dans le Tableau 5.8.
- Le deuxième mouvement est le pédalage. Ses caractéristiques géométriques: centre du péda lier et rayon de la manivelle, sont donnés dans le Tableau 5.6. L'angle de la pédale est à l'Annexe A.4.
- Le Tableau 5.8 donne aussi la distance (DSL) qui sépare le sujet de l'orthèse Lambda (Fig. 5.37). La position du point P par rapport à l'orthèse se déduit par soustraction et addition de ses coordonnées x et y par rapport au sujet (Fig. 5.16 pour le leg presse et équations (5.46) pour le pédalage).
- Les paramètres anthropométriques et massiques des segments corporels sont identiques à la simulation de l'orthèse HGC sérielle. Ces données figurent également dans le Tableau 5.2.
- Les calculs sont effectués pour les trois cas de charge suivants:
 - a/ leg presse passif, force nulle; seules les charges de soutien de la jambe existent (section 5.1.2.3).
 - b/ leg presse actif avec une poussée horizontale permanente appliquée à l'aller et au retour.
 - c/ pédalage actif avec une force horizontale d'amplitude sinusoïdale (5.47) appliquée sur la manivelle fictive de 180° à 360°. Au retour, 0° à 180°, la force est nulle.
- Les paramètres propres à l'orthèse Lambda complètent le Tableau 5.8. ci-dessous. Les masses et les inerties sont calculées de la manière suivante:

$$m_{\text{barre}} = \rho \cdot e \cdot L \cdot b \quad I_{\text{barre}} = \frac{1}{12} m_{\text{barre}} (e^2 + L^2) \quad I_{\text{mot}} = m_{\text{mot}} \left(\frac{R_{\text{mot}}^2}{4} + \frac{L_{\text{mot}}^2}{12} \right) \quad (5.64)$$

ρ : masse volumique, e : épaisseur, L : longueur, b : largeur, R : rayon

Tableau 5.8 Données de simulation de l'orthèse Lambda à géométrie isocèle (Fig. 5.33b)

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
LEG PRESSE: vitesse du mouvement	vPx	0.5	m/s
durée de la rampe d'accélération et décélération	tMUA	0.25	s
force horizontale	FPx	400	N
distance sujet - orthèse Lambda	DSLx / DSLy	1.90 / 0.50	m
PEDALAGE: fréquence	fp	0.6	tr/s
amplitude max. de la force horizontale	AFPx	600	N
distance sujet - orthèse Lambda	DSLx / DSLy	1.75 / 0.50	m
ORTHESE LAMBDA: masse volumique (alu)	ρ	2700	kg/m ³
épaisseur des barres	e	18	mm
largeur des barres	b	60	mm
longueurs barre 1 (Fig. 5.32)	AP / AC	1.4 / 0.7	m
longueur barre 2 (Fig. 5.32)	BC	0.7	m
q3, moteur cheville: RE 40		Tableau 5.4	
position (Fig. 5.32)	AG	0.4	m
masse du moteur	mm	0.480	kg
longueur et rayon du moteur	Rm / Lm	20 / 71	mm
longueurs du mécanisme bielle manivelle (Fig. 5.35)	a / b2 / b3	-30 / 80 / 250	mm
angle manivelle	φ	60	deg
vis à billes, diamètre x pas / longueur	d, p, L	10x3 / 200	mm
inertie de la vis	I _s	15.3	gcm ²
coefficient de frottement équivalent	μ	0.0105	-
rapport de transmission	i	2.000	-
q1 et q2: moteurs EC 60		Tableau 5.4	

Tableau 5.8 Données de simulation de l'orthèse Lambda à géométrie isocèle (Fig. 5.33b) (suite)

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
vis à billes q1, diamètre x pas / longueur	d, p	12.7x25.4 / 700	mm
vis à billes q2, diamètre x pas / longueur	d, p	12.7x25.4 / 500	mm
inertie vis q1	I_s	139.4	gcm^2
inertie vis q2	I_s	99.6	gcm^2
coefficient de frottement équivalent	μ	0.0105	-
rapport de transmission pour q1	i	1.875	-
rapport de transmission pour q2	i	2.250	-

5.2.3.1 Cinématique

La Fig. 5.38 montre les courbes de position et de vitesse du pied au point podal "P" de fixation et les mouvements correspondants des actionneurs "q_i" pour le leg presse et le pédalage.

Figure 5.37

Distance Sujet-Orthèse. L'indice "s" indique le repère xy du sujet. Sans indice, c'est le repère xy de l'orthèse qui est pris en référence.

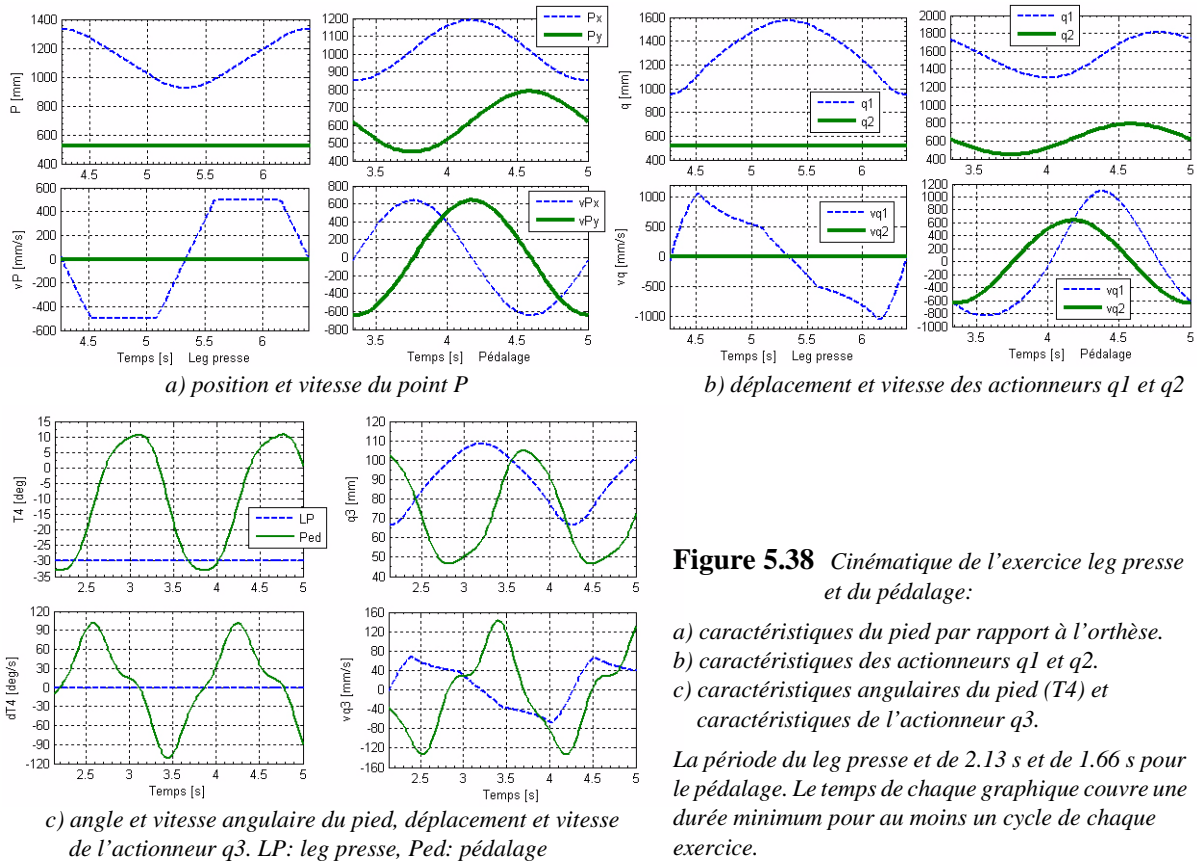
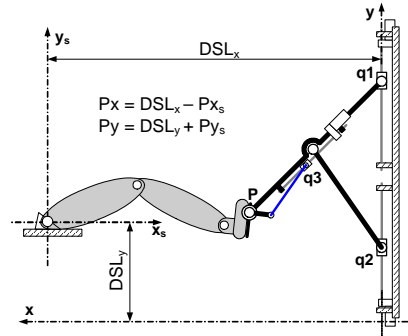


Figure 5.38 Cinématique de l'exercice leg presse et du pédalage:

- a) caractéristiques du pied par rapport à l'orthèse.
- b) caractéristiques des actionneurs q1 et q2.
- c) caractéristiques angulaires du pied (T4) et caractéristiques de l'actionneur q3.

La période du leg presse est de 2.13 s et de 1.66 s pour le pédalage. Le temps de chaque graphique couvre une durée minimum pour au moins un cycle de chaque exercice.

5.2.3.2 Caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs

Les courbes des caractéristiques mécaniques et électriques des trois actionneurs figurent à l'Annexe B.2. Elles sont données pour le leg presse passif et actif, et la pédalage actif.

5.2.3.3 Variantes cinématiques

Comme pour la section 5.1.4.5, il est possible d'augmenter la fréquence de pédalage en diminuant les valeurs des rapports de transmission "i" des actionneurs et la force de pédalage. Ceci pour respecter les limites électriques des moteurs (tension et courant maximum).

Le Tableau 5.9 donne aussi trois variantes, comme le Tableau 5.7 en comparaison. La première variante est celle prise en compte pour les calculs de simulation ci-dessus. Nous pouvons obtenir un résultat similaire pour les actionneurs q1 et q2 en conservant les rapports de transmission de la variante 3 et en diminuant la valeur des pas de vis. Par exemple: 13x20 et 12x15 (diamètre x pas) qui sont aussi disponibles [EICHENBERGER].

Comme pour l'orthèse sérielle, la variante 1 joue bien pour le leg presse. La variante 3 est meilleure pour le pédalage. A première vue, une boîte à vitesses serait aussi nécessaire pour satisfaire ces deux cas. Celle-ci serait envisageable pour ce type d'orthèse parallèle car la motorisation est fixée sur la base; l'augmentation de masse et d'encombrement n'est pas un souci.

Tableau 5.9 Effets des rapports de transmission "i" des actionneurs q1, q2 et q3.

LP: leg presse, FPx: force horizontale, Ped: pédalage, AFPx: amplitude de force max. (5.47).

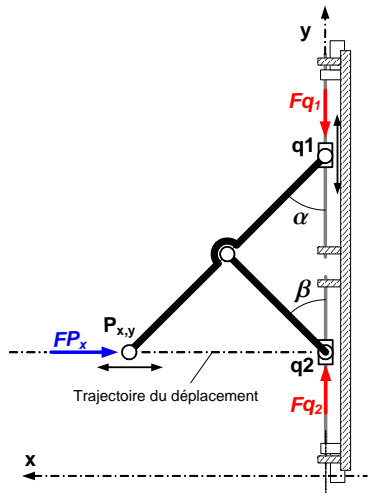
#	q1	q2	q3	vit. LP [m/s]	FPx [N]	fréq. Ped. [tr/s]	AFPx [N]
c1	1.875	2.250	2.000	0.5	400	0.6	600
c2	1.500	2.000	2.000	0.8	300	0.8	450
c3	1.250	1.750	1.500	1.0	250	1.0	300

Cependant, les courbes de vitesse et de force de l'actionneur q1 du système Lambda varient en sens opposé en fonction d'une charge horizontale constante se déplaçant horizontalement à vitesse fixe (Fig. 5.39). En direction de la singularité où les angles α et β tendent vers 90° , la vitesse v_{q1} de l'actionneur augmente et sa force diminue. En direction de la singularité où les angles α et β tendent vers 0° , sa vitesse diminue et sa force augmente¹¹. Ce comportement est assimilable à un variateur de vitesse. Par conséquent, nous avons une sorte de réducteur mécanique variable intégré dans l'architecture même du dispositif Lambda, pas besoin de boîte à vitesse; il suffit de placer la plage du déplacement de l'extrémité du Lambda plus ou moins loin de sa base pour ajuster et optimiser les paramètres vitesse-force des actionneurs en fonction de la cinématique et de la dynamique de la charge appliquée. En pratique, cela signifie de placer le sujet plus ou moins loin du Lambda, donc de jouer sur la distance **DSLx** de la Fig. 5.37. Le Tableau 5.10 montre deux variantes de position pour le leg presse et trois variantes pour le pédalage. Les résultats en termes de vitesse et de charge d'exercice sont similaires au Tableau 5.9, ceci pour la configuration c3 des rapports de réduction (Tableau 5.9) et pour les pas de vis du Tableau 5.8.

Tableau 5.10 Effets de la position du sujet. Légende selon Tableau 5.9

#p	LP [m/s]	DSLx	DSLy	FPx [N]	Ped. [tr/s]	DSLx	DSLy	AFPx [N]
p1	1.0	1.90	0.5	250	1.0	1.75	0.5	300
p2	0.5	1.95	0.5	320	0.8	1.80	0.5	400
p3					1.2	1.70	0.5	200

11. A la singularité $\alpha = \beta = 90^\circ$, la vitesse v_{q1} est infinie, la force F_{q1} est nulle (Fig. 5.39). A la singularité $\alpha = \beta = 0^\circ$, la vitesse est nulle, la force est infinie. Idem pour l'actionneur q2, mais seulement pour la force (F_{q2}). Sa vitesse (v_{q2}) est nulle due au choix des longueurs de barre dans un rapport 1/2 (Fig. 5.33b).



Courbes de déplacement, de vitesse et de force des actionneurs q1 et q2 pour une force F_{Px} constante de 400 N et un déplacement linéaire horizontal de l'extrémité P à vitesse constante de 0.2 m/s. Les longueurs des barres sont celles du Tableau 5.8. Les rectangles verticaux délimitent, deux plages arbitraires de caractéristiques force vitesse de l'actionneur q1 pour le même travail du point P (déplacements de longueur égale), illustrant l'effet variateur de vitesse mécanique intrinsèque du système Lambda.

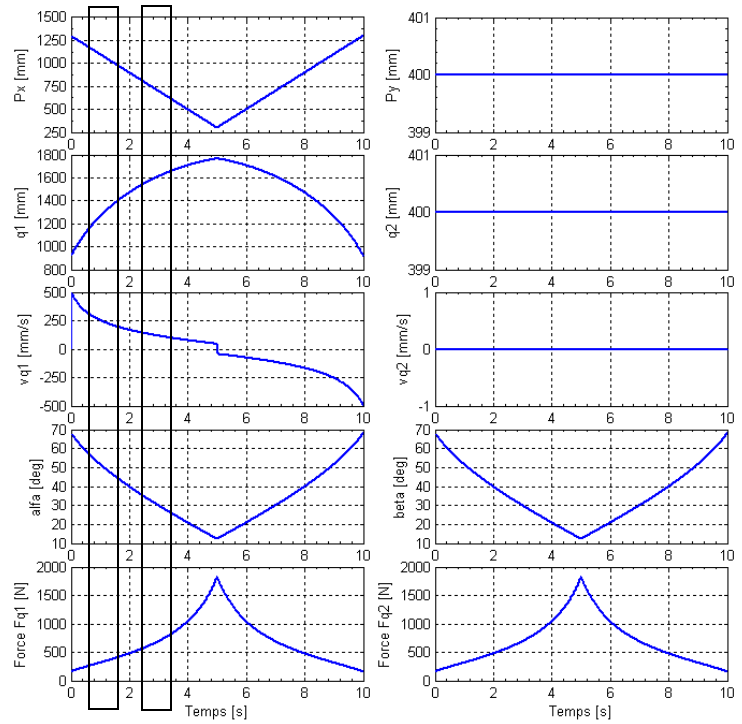


Figure 5.39 Caractéristiques intrinsèques du système Lambda.

5.2.3.4 Orthèse Lambda horizontale

En plaçant l'orthèse Lambda horizontalement (Fig. 5.40), il est possible d'augmenter les forces d'exercice de façon significative pour les mêmes vitesses. La modélisation de cette disposition est semblable à l'analyse de la section 5.2.2. Une modification des équations (5.53) est nécessaire pour tenir compte du changement d'orientation de la gravité. En tournant la Fig. 5.34 de 90° dans le sens horaire et en orientant correctement les forces de gravité, ces équations s'écrivent alors de la manière suivante (5.65):

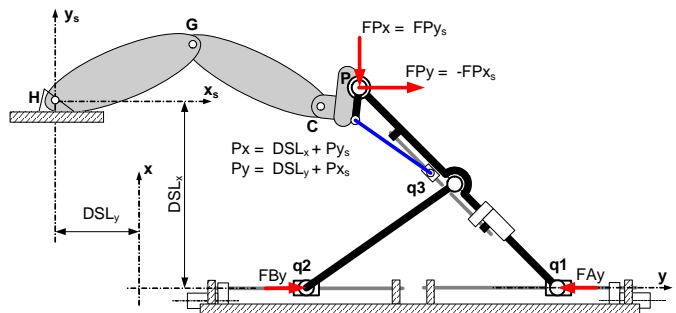


Figure 5.40 Orthèse Lambda horizontale
L'indice "s" indique le repère xy du sujet.
Sans indice, c'est le repère xy de l'orthèse qui est pris en référence.

$$\begin{aligned}
 FCB_x - Fp_x - FA_x - (m_1+m_m) \cdot g &= m_1 \cdot a_{Ex} + m_m \cdot a_{Gx} \\
 FCB_y - Fp_y - FA_y &= m_1 \cdot a_{Ey} + m_m \cdot a_{Gy} \\
 FCB_x \cdot CE \cdot \cos\alpha + FCB_y \cdot CE \cdot \sin\alpha - Fp_x \cdot PE \cdot \cos\alpha - Fp_y \cdot PE \cdot \sin\alpha - m_m \cdot g \cdot EG \cdot \sin\alpha + \\
 FA_x \cdot EA \cdot \cos\alpha + FA_y \cdot EA \cdot \sin\alpha - MP &= (I_1 + I_3) \cdot d^2/dt^2(\alpha) \\
 FB_x - FCB_x - m_2 \cdot g &= m_2 \cdot a_{Fx} \\
 FB_y - FCB_y &= m_2 \cdot a_{Fy} \\
 FCB_x \cdot CF \cdot \cos\beta - FCB_y \cdot CF \cdot \sin\beta - FB_y \cdot BF \cdot \sin\beta + FB_x \cdot BF \cdot \cos\beta &= I_2 \cdot d^2/dt^2(\beta)
 \end{aligned} \tag{5.65}$$

Le système ayant tourné de 90°, les forces doivent être permutées (Fig. 5.40). Finalement une correction doit aussi être apportée sur la définition de l'angle de la manivelle de "q3"; l'équation (5.63) est remplacée par:

$$\varphi_2 = \pi/2 - \alpha - T_4 - \gamma \tag{5.66}$$

Une simulation avec les paramètres du Tableau 5.8, sauf ceux mentionnés dans le Tableau 5.11, montre qu'il est possible d'obtenir des forces FPx de 350 N pour un exercice leg presse à 0.5 m/s et AFPx max. de 580 N pour le pédalage à 1 tr/s. Les courbes de cette simulation se trouvent à l'Annexe B.3.

Dans le cas d'un leg presse actif, avec une seule force horizontale appliquée sur l'extrémité "P" de l'orthèse et une position angulaire du pied par rapport à l'horizontale (T4) constante, l'actionneur de la cheville (q3) est immobile, sans aucune charge. Il n'est pas activé. Toute la structure Lambda est en translation pour ce type de mouvement. Les courbes des Fig. 16 et Fig. 17 (Annexe B.3) montrent cette particularité: toutes les caractéristiques mécaniques et électriques sont nulles pour q3.

Tableau 5.11 Données de simulation de l'orthèse Lambda horizontale

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
vitesse du mouvement leg presse	vPx	0.5	m/s
fréquence du pédalage	fp	1.0	tr/s
distance sujet - orthèse Lambda	DSLx, DSLy	-1.0, 0.50	m
angle manivelle q3	φ	15	deg
rapport de transmission pour q1, q2, q3 (config. c4)	i	1.25, 1.75, 1.00	-

5.3 Analyse Orthèse sérielle vs parallèle

5.3.1 Performances

Le Tableau 5.12 ci-dessous résume les performances des exercices de leg presse et de pédalage avec l'orthèse HGC sérielle et l'orthèse parallèle Lambda. Les cases vides sont des configurations qui ne permettent pas d'atteindre les vitesses d'exercices spécifiées; les limites de tension d'alimentation des moteurs sont dépassées pour celles-ci.

Tableau 5.12 Performances des orthèses HGC et Lambda: force [N] vs vitesses des exercices leg presse et pédalage

#	Ex ²	v/f ³	OHGC ¹			OPLv			OPLh
			c1 ⁴	c2	c3	c1	c2	c3	c4
1	LP	0.5	350	280	250	400 (p1) ⁵	300 (p1)	320 (p2)	350
2	LP	0.8		280	250		300 (p1)	250 (p1)	350
3	LP	1.0			250			250 (p1)	350
4	Ped	0.6	620	500	320	600 (p1)	450 (p1)	400 (p2)	580
5	Ped	0.8		500	320		450 (p1)	400 (p2)	580
6	Ped	1.0			320			300 (p1)	580
7	Ped	1.2						200 (p3)	550

1. OHGC: orthèse hanche, genou, cheville,

OPLv-h: orthèse parallèle Lambda verticale-horizontale (Fig. 5.39 - Fig. 5.40).

2. Ex: exercice, LP: leg presse, Ped: pédalage.

3. v: vitesse pour le leg presse [m/s], f: fréquence pour le pédalage [tr/s].

4. c: configuration mécanique selon le choix des rapports de réduction des actionneurs;

Cf. Tableau 5.7, Tableau 5.9, Tableau 5.11.

5. p_i: position du sujet par rapport à l'orthèse Lambda donnée dans le Tableau 5.10.

Pour la gamme de moteurs choisie [MAXON], les performances des deux systèmes OHGC et OPLv sont presque similaires pour une configuration mécanique donnée (c1, c2 ou c3). Par contre, l'orthèse Lambda verticale peut fournir des efforts plus grands aux basses vitesses pour une seule combinaison (c3) satisfaisant toutes les vitesses et permet une fréquence de pédalage plus élevée. Pour atteindre ces

performances, le sujet doit être placé à différentes positions par rapport à l'OPLv. Ce réglage de distance est cependant tout à fait envisageable même s'il doit être relativement précis (env. 5 cm). Il est à remarquer que la précision du positionnement du sujet est aussi nécessaire pour l'OHGC afin d'aligner les articulations physiologiques et orthétiques, ce qui est une opération délicate.

L'orthèse Lambda horizontale est celle qui fournit la meilleure gamme d'efforts en fonction des vitesses d'exercices. La position du sujet ne joue pas de rôle pour tous les exercices actifs. Pour les exercices passifs, si le sujet est placé trop bas (moins que 0.4 m), nous approchons de la singularité (angles α et β nulles, Fig. 5.39) avec une force verticale (FP_x , Fig. 5.40) due au poids propre de la jambe. Par conséquent, les forces des actionneurs q_1 (F_{Ay}) et q_2 (F_{By}) peuvent devenir importantes.

Pour améliorer ces performances, des moteurs plus gros et plus puissants, autres que la gamme choisie, seraient intégrables dans l'orthèse Lambda car ils sont fixes sur la base. Ceci est aussi possible pour l'articulation de la hanche de l'orthèse HGC. Par contre pour l'articulation du genou, un moteur plus gros que le EC45 n'est guère envisageable sans que l'exosquelette ne devienne un monstre. Son intégration, tenant compte du mécanisme de réglage des longueurs anthropométriques, serait un souci, ainsi que son poids propre. Le carénage de l'ensemble et le bruit sont aussi des facteurs à prendre en compte pour des moteurs se situant à côté de la jambe du sujet. Ce n'est pas le cas pour l'orthèse Lambda; les moteurs sont éloignés et facilement protégeables. L'articulation de la cheville est similaire dans les deux cas, elle n'intervient pas dans ce raisonnement. De plus, la motorisation actuellement choisie convient bien, il reste encore de la marge de puissance, de couple et de vitesse.

5.3.2 Support

L'orthèse HGC sérielle nécessite un support ajustable afin de positionner l'orthèse par rapport au sujet. Il faut la placer sur le côté de la jambe en alignant les axes physiologique et orthétique de la hanche. Pour deux jambes, l'écartement du bassin doit aussi se régler. Ce support peut s'intégrer à une table thérapeutique, comme cela a été réalisé pour le premier prototype MotionMaker™ (Fig. 5.41). Une autre solution est de concevoir un support indépendant venant se placer contre la table thérapeutique amovible (Fig. 5.42). Cette solution permet de préparer un patient - pose des électrodes de stimulation pour un échauffement musculaire - indépendamment des orthèses. Un dispositif MotionMaker™ peut alors tourner alternativement entre deux tables, une en travail, l'autre en préparation.

L'orthèse Lambda verticale (Fig. 5.31) doit être fixée contre une paroi, ou un mur. Elle peut être repliée en position de rangement ce qui permettrait de l'insérer dans une armoire appropriée. Ces deux points: un mur assurant un excellent support et le rangement dans un volume pratique, sont des avantages qui ont incité son développement. Dans cette configuration, elle ne sera pas déplaçable. Par contre, la version horizontale (Fig. 5.40) peut être amovible en lui ajoutant des roulettes. Le système Lambda est aussi utilisable successivement entre plusieurs tables thérapeutiques.

En vue d'un usage à domicile, l'orthèse Lambda verticale pouvant se ranger dans une armoire est une solution élégante.



Figure 5.41 MotionMaker™, table thérapeutique avec dispositif d'alignement.

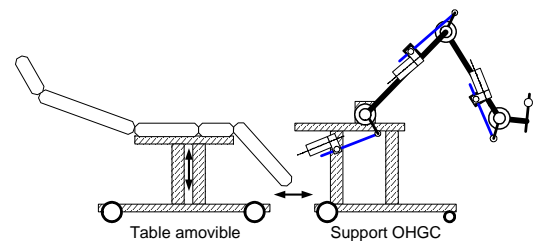


Figure 5.42 MotionMaker™ et table thérapeutique amovible.

5.3.3 Transfert

Le transfert du sujet depuis sa chaise roulante sur la table thérapeutique d'exercice nécessite un espace libre, sécurisé, avec si possible des moyens auxiliaires d'appui pour les bras (potence, poignées). Selon le degré de la paralysie, ce transfert est une opération délicate, en particulier au début.

Si l'orthèse HGC sérielle est liée à la table, il faut la relever verticalement ou la dégager pour libérer une place suffisante afin de permettre le transfert. Le sujet doit passer entre les deux jambes orthétiques sans incident. L'installation de la personne se fait par devant, mais elle peut éventuellement se faire en passant par l'arrière. Les études cliniques faites avec le prototype MotionMaker™ ont montré que cette disposition est peu pratique. Elle pose des difficultés pour des paraplégiques encore peu expérimentés dans leurs transferts ou qui ont besoin d'une tierce personne, en particulier pour des sujets tétraplégiques ou des personnes âgées.

Avec un support indépendant comprenant deux OHGC sérielles, le transfert est simplifié. Il peut se faire sur une table dégagée à l'aide de moyens auxiliaires si nécessaire (planche de transfert) et avec un maximum de sécurité, aussi bien pour le sujet que pour le thérapeute (Fig. 5.42).

L'orthèse Lambda, verticale ou horizontale, étant située en avant, la table est parfaitement dégagée. Le transfert se fait aussi dans des conditions optimales (Fig. 5.43). L'OL présente cependant un intérêt supplémentaire. Il est en effet envisageable de l'utiliser tout en restant dans son fauteuil roulant. Le système est alors similaire à un pédalier d'entraînement motorisé à buts thérapeutiques (Fig. 5.44a). L'avantage de la cinématique Lambda est de pouvoir varier les mouvements: pédalage, leg presse symétrique, leg presse alterné, etc. De plus, par rapport aux systèmes du marché, elle possède le contrôle de la cheville.

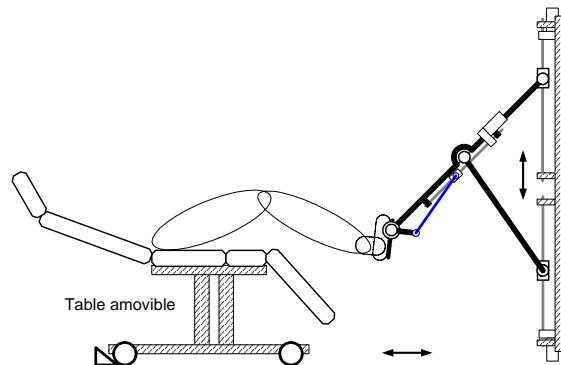


Figure 5.43 Orthèse Lambda et table thérapeutique amovible.

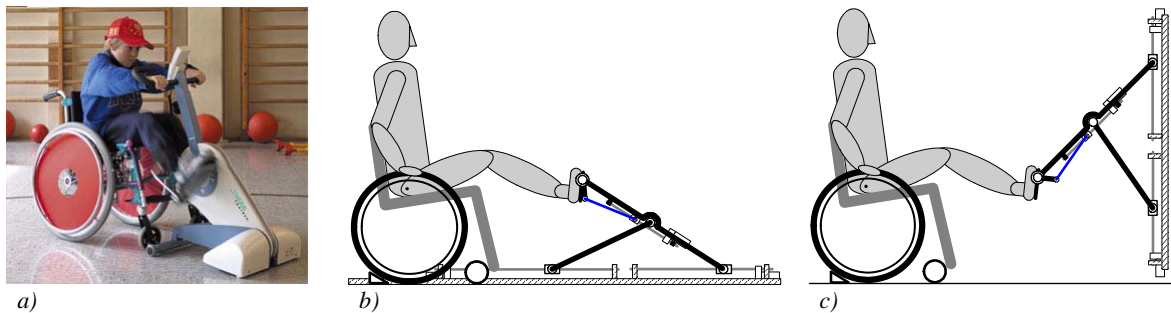


Figure 5.44 a) Pédalier d'entraînement THERALive de Medica Medizintechnik GMBH

b) et c) Orthèse Lambda horizontale et verticale avec fauteuil roulant.

Remarque: Pour des forces importantes, une liaison entre la chaise et l'orthèse doit être prévue afin de reprendre la poussée et éviter qu'elle recule ou se renverse (liaison symbolisée ici par une câle).

5.3.4 Réglages anthropométriques, placement du sujet

Les réglages anthropométriques sont une des différences majeures entre les orthèses sérielles et parallèles. Pour une orthèse Lambda, ces réglages sont inexistantes. Il n'y a que l'écartement entre les deux orthèses qui pourrait intervenir pour s'adapter à la largeur du bassin. Ce n'est cependant pas une nécessité fonctionnelle. Une valeur standard peut être définie pour cet écartement; en exemple, les bicyclettes n'ont pas de réglage d'écartement des pédales. Cette absence d'ajustement des longueurs anthropomé-

triques est un des points positifs d'une structure de ce type. Toute la construction est ainsi simplifiée. Elle sera donc moins chère à produire. Cette analyse est aussi à l'origine du lancement de cette étude. Concernant le sujet, il doit être placé à une distance et une hauteur connues, son plan sagittal aligné avec le plan de symétrie du dispositif orthétique. Après vérification de la position du sujet, les écarts de placement sont pris en compte directement par le robot afin de générer la trajectoire correcte du mouvement désiré, ceci sans devoir déplacer le sujet. En dernier recours, si l'écart est trop grand, il faut monter ou descendre la table, la rapprocher ou l'éloigner.

Pour un usage clinique, l'orthèse HGC sérielle nécessite un ajustement des longueurs segmentaires de son exosquelette en rapport avec la taille du patient. Il faut donc prévoir des systèmes télescopiques ou à glissières (Fig. 5.6). L'intégration de tels systèmes avec les actionneurs articulaires est un souci si l'on souhaite une construction légère et fine. De plus, les différences de taille entre adulte et enfant sont difficilement compatibles pour une seule version; les dimensions des moteurs et des systèmes de transmission bielle manivelle correspondent déjà à des longueurs segmentaires de personne de taille d'environ 155 cm (Cf. section 3.2.2). Concernant le placement de la personne, les axes des hanches physiologiques et orthétiques doivent être alignés. Si l'alignement n'est pas correct, il faut ajuster le support de la hanche orthétique ou monter, descendre, éloigner, rapprocher la table ou encore déplacer la personne.

Pour un usage nominatif d'une OHGC, à domicile par exemple, les longueurs peuvent être faites sur mesure en les ajustant par des segments personnalisés interchangeable en usine. Cela simplifie un peu la construction. Mais, l'usage pour des tailles différentes n'est plus possible. L'aspect social de l'appareil est ainsi perdu, dans le sens où plusieurs personnes ne peuvent plus l'utiliser, par exemple: les autres membres de la famille, les ami(e)s, les connaissances du club paraplégique. Une éventuelle synergie pouvant motiver la personne concernée à s'entraîner est réduite: "FES must be FUN", thème exprimé par [SINKJAER 2002] à l'ouverture de la 7^e conférence annuelle de l'IFESS.

Dans tous les cas, la personne doit être correctement maintenue sur la table. Il faut en particulier l'empêcher de reculer lors de la poussée des jambes. Un harnais de fixation du tronc et/ou un siège anatomique est sans doute nécessaire lorsque les forces deviennent importantes. Eventuellement prévoir des cales ajustables sur les épaules et entre les jambes. Il faut apporter un soin extrême aux pressions cutanées locales qui sont à éviter à cause des risques parfois élevés d'escarres (section 2.4.7). La table doit être conçue de façon à répartir le plus uniformément possible les pressions de contact au travers du tronc, en réaction aux forces podales. Elle doit pouvoir s'incliner (Fig. 5.45). Des mousses, éventuellement des coussins personnalisés, sont à prévoir. Elles doivent protéger la peau par un système ventilé permettant à la sueur de sécher rapidement, réduire les frottements et les pressions, répondre aux critères d'hygiène et posséder une surface d'incontinence si nécessaire [STIMULITE].



Figure 5.45 Appareil d'entraînement leg presse avec table inclinée, cales de retenue sur les épaules et poignées de soutien.

5.3.5 Mesures articulaires: positions et forces

L'orthèse HGC sérielle donne une position angulaire de chaque articulation grâce à ses capteurs intégrés [BAUMER]. Si la jambe est correctement et fidèlement alignée avec l'exosquelette, les informations données par les capteurs renseignent directement sur la position de la jambe. Les forces podales sont déduites indirectement par les capteurs de forces [ENTRAN] placés sur chaque bielle (vis de mouvement).

Les forces axiales mesurées dans les vis permettent de calculer les moments articulaires en fonction de la position angulaire (5.28). Puis, les 9 équations de la section 5.1.2.3, appliquées cette fois à l'exosquelette, ou jambe "orthétique", permettent de déterminer les forces podales exercées par la personne¹².

L'orthèse Lambda ne permet pas une mesure directe des angles articulaires. Connaissant la position du pied, donnée par la trajectoire de l'exercice, ils doivent être déduits des équations du Tableau 5.1. Dans la pratique, la position plus ou moins stable du sujet risque de provoquer des écarts par rapport aux calculs. Ce problème se retrouve aussi avec l'OHGC sérielle; si la jambe n'est pas parfaitement parallèle à l'exosquelette, si le sujet bouge durant l'exercice, l'information angulaire est faussée. Pour obtenir une information précise, le meilleur moyen est de placer des goniomètres, des inclinomètres ou des accéléromètres [AMINIAN 2004-2002] directement sur le sujet. Si la personne est équipée d'une orthèse légère KAFO (Fig. 5.31), des capteurs angulaires pourraient y être intégrés. A ce stade, des mesures doivent être faites avec un prototype OLV afin de vérifier si les calculs de détermination angulaire donnent des résultats suffisamment précis pour les besoins. La force appliquée par le sujet ne peut pas être déterminée par de simples capteurs axiaux placés sur les axes des actionneurs q1 et q2. L'orientation du vecteur de cette force n'est pas déductible ainsi. La solution la plus simple est de placer un capteur de force deux ou trois axes (x, y et θz , par exemple [ATI]) au niveau de l'attache podale. La valeur du moment peut aussi être déduite par un capteur de force placé sur la vis de mouvement du mécanisme de transmission bielle manivelle, équation (5.62).

5.3.6 Adduction-abduction des genoux

Selon la pathologie du patient, une tenue ou un guidage des genoux dans un plan sagittal est nécessaire. L'exosquelette de l'OHGC permet d'ajouter des liaisons orthopédiques sur les segments pour retenir les genoux en adduction. Celles-ci peuvent être des sangles et/ou des coques en demi-cercle (Fig. 5.46a). L'abduction du genou est retenue naturellement, par défaut, en appui contre l'exosquelette. Ces liaisons doivent être compliantes afin de ne pas introduire des erreurs dans le contrôle des forces podales (section 5.1.2.2, point B). Mais avant tout, elles doivent surtout ne pas blesser la personne. De nouveau, une attention particulière doit être apportée aux risques d'escarres (section 2.4.7).

A défaut d'exosquelette, l'orthèse Lambda exige sur ce point d'ajouter des liaisons plus complexes. Cela peut être une orthèse de type KAFO, comme expliqué en introduction (section 5.1.1). Un segment passif centré sur la hanche ou sur la cheville, rigide dans le plan sagittal, avec une coque ou une sangle peut aussi convenir (Fig. 5.46bcde). Ces accessoires orthopédiques doivent être développés par des spécialistes, toujours en raison du risque d'escarres. Ces liaisons peuvent être personnalisées si besoin avec une partie modulaire.

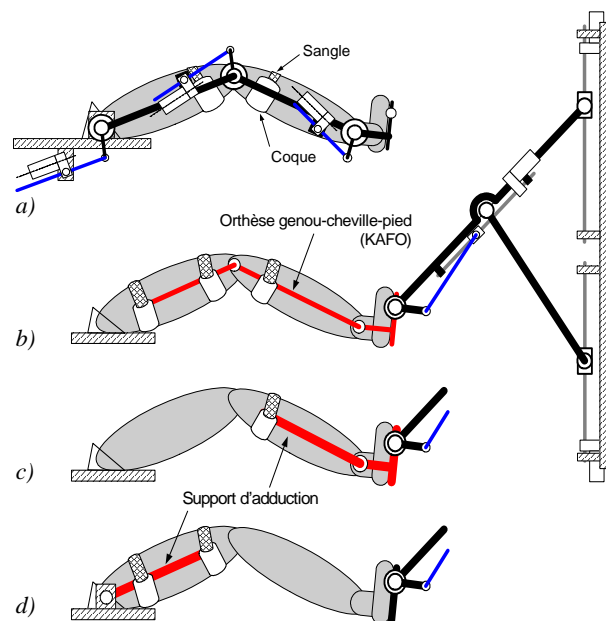
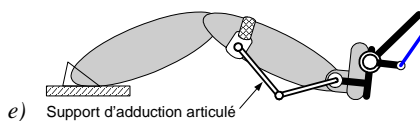


Figure 5.46 Liaisons orthopédiques de soutien d'adduction/abduction du genou

12. Les moments M_{Hp} , M_{Gp} , M_{Cp} à introduire dans les équations (5.22) et (5.23) sont dans ce cas les valeurs déduites par les capteurs de forces, équations (5.28).

5.3.7 Sécurité, hyper extension du genou

Le point principal concernant la sécurité est de s'assurer que la cinématique du mouvement et les forces d'exercices ne dépassent pas les limites autorisées. Il faut absolument rester dans la zone articulaire physiologique, restreinte ou pas (section 2.4.9). Dans le cas de mobilisation des membres inférieurs en position décubitus dorsal, l'hyper extension du genou est le risque le plus important.

Un exosquelette présente l'avantage de pouvoir y incorporer des butées mécaniques. Cependant, si le sujet est mal placé ou qu'il a reculé, le risque est malgré tout présent. De même si les longueurs segmentaires de l'exosquelette sont trop longues par rapport au sujet, suite à un mauvais réglage. La présence de liaisons orthopédiques sur les segments orthétiques peuvent même être dangereuses si les longueurs ne correspondent pas, en plus ou en moins. Il ne faut pas perdre de vue que les paraplégiques souffrent de troubles sensitifs (section 2.4.6). L'absence de douleur n'avertit pas le sujet d'un problème. Un réglage approximatif des longueurs segmentaires peut passer inaperçu et engendrer par récurrence, des blessures, des escarres ou des lésions articulaires.

L'orthèse parallèle Lambda, n'ayant pas d'exosquelette, ne pose aucun des problèmes qui lui sont associés. Par contre, tout comme l'orthèse sérielle, un placement trop éloigné du sujet peut entraîner une hyper extension du genou. La surface maximale de balaiement du pied est connue en fonction des longueurs segmentaires, des plages angulaires articulaires et de la position du tronc (Fig. 5.47). Le robot doit rester dans une partie limitée de cette zone de travail - une flexion de la hanche de 120° depuis le décubitus dorsal ne s'entraîne pas a priori sur des personnes à mobilité réduite - et passer par des trajectoires éloignées de la singularité "jambe tendue", i.e. un angle du genou nul (T2). Pour cela, l'égalité $T2 < 0$ doit toujours être vérifiée; Cf. section 5.1.2.1, équation (5.6). Un placement correct du sujet et un contrôle permanent des trajectoires du robot éviteront ainsi les hyper extensions du genou. Finalement, la surface de travail maximale du robot peut être mécaniquement limitée par des butées réglables placées sur les axes des actionneurs $q1$ et $q2$. Ainsi, avec un placement du sujet évitant toute singularité pour les plus grandes courses du pied, la sécurité est garantie. L'analogie peut être faite avec une bicyclette; il n'y a pas d'hyper extension du genou durant le pédalage si la selle est à une hauteur correcte.

Un cas particulier de sécurité se présente lors d'une coupure de l'alimentation électrique. Les transmissions articulaires orthétiques étant réversibles, il faut éviter une chute brutale des orthèses (sérielle ou parallèle). Ceci peut être résolu simplement en court circuitant les bobines des moteurs par des relais électriques créant ainsi un freinage par induction magnétique.

Le contrôle des forces et des positions se fait par les capteurs. La sécurité est donc relative à leur fiabilité et aux processus d'analyse des informations et de gestion des actions par le contrôleur. En robotique, les causes de défaillances les plus connues sont liées aux dysfonctionnements des capteurs, des cartes électroniques, des convertisseurs électriques de courant, des interfaces informatiques. A cela, s'ajoute les erreurs humaines (conception, construction, tests et utilisation). Pour répondre aux critères de sécurité, une analyse des risques doit être conduite afin de répondre aux normes d'homologation des systèmes médicaux. Une première étude a été faite sur ce sujet au LSRO [CHAKHCHOUK 2005]. Ce point étant du ressort de l'industrialisation, il n'est pas étudié dans ce travail.

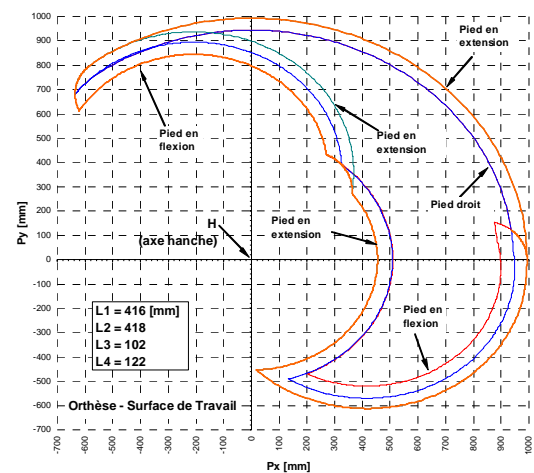


Figure 5.47 Surface de balaiement du pied: décubitus dorsal, $-5^\circ < T1 < 120^\circ$, $-130^\circ < T2 < 10^\circ$, $-45^\circ < T3 < 25^\circ$, Cf. Fig. 5.7 pour la légende des angles

5.3.8 Rigidité

Sous charge, l'orthèse sérielle HGC et l'orthèse parallèle Lambda se déforment de façon différente. La Fig. 5.48 montre approximativement les profils de déformation pour chacune d'elle. La flèche dépend principalement du matériau et de la section des barres de liaison. Pour l'OPL, la force de poussée du sujet est alignée dans le plan sagittal des liaisons. C'est un avantage car la déformation reste dans le plan du mouvement. Si c'est nécessaire, elle peut être prise en compte par le contrôleur, via le capteur podal de force, et corrigée en cours de réalisation du mouvement. Ce qui n'est pas possible avec l'OHGC, la déformation étant transverse (axe z). Un calcul de rigidité est fait à l'annexe B.4. Les résultats montrent que la grande poutre AP doit avoir une section constante de 15 x 50 mm pour une flèche de 10 mm, sous une force de 500 N. Valeur qui est obtenue avec l'OHGC et qui correspond aux observations faites sur le prototype. Conceptuellement, il n'existe pas de difficulté majeure pour dimensionner les barres de liaisons afin de réduire les déformations si nécessaire. Pour cela, l'OPL se prête mieux; il est aisé de nervurer la longue barre ou de lui donner une section variable appropriée (par exemple en réalisant une poutre d'égale résistance à la flexion [DEL PEDRO 2004]). Par contre, cela sera plus compliqué avec l'OHGC car les liaisons sont encombrées par les moteurs, les systèmes de glissière pour les réglages anthropométriques et les fixations des attaches orthopédiques.

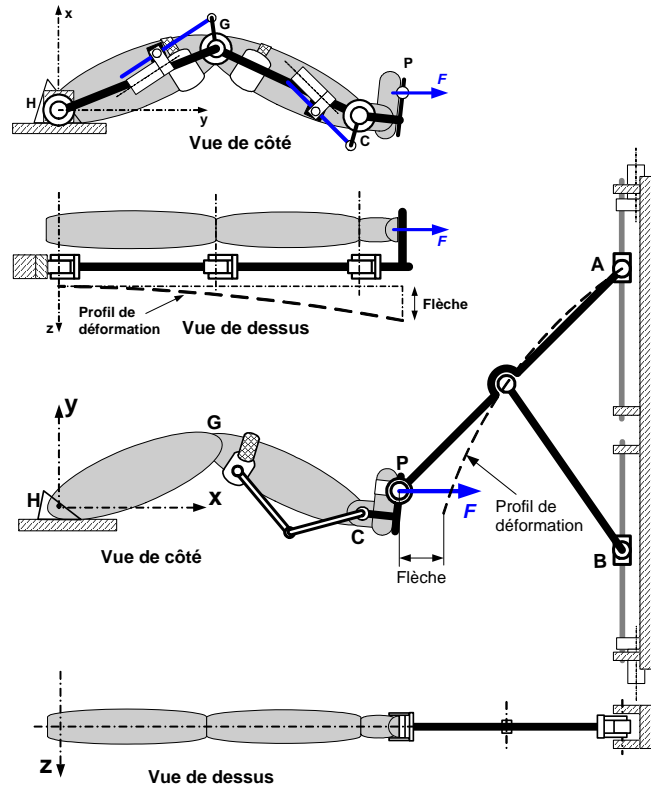


Figure 5.48 Déformation des orthèses sérielle HGC et parallèle Lambda

5.3.9 Applications thérapeutiques

L'entraînement polyarticulaire dynamique en chaîne fermée, i.e. avec fixation podale est exactement similaire entre l'OHGC et l'OPLv-h.

L'entraînement monoarticulaire est relativement simple avec l'OHGC: pour le genou, il suffit de placer des liaisons orthopédiques au niveau de la jambe et de libérer la cheville en programmant l'articulation orthétique sur un mode sans résistance; de même pour la hanche avec des liaisons sur la cuisse en libérant le genou.

L'entraînement monoarticulaire est aussi possible avec l'OPL, mais l'installation est plus compliquée: pour le genou, il faut déplacer la liaison podale sur une liaison spéciale placée au-dessus de la cheville et si nécessaire maintenir la cuisse sur le placet par des sangles ou sur un accessoire orthopédique comprenant des coques spécialement conçues pour cela (Fig. 5.46d); pour la hanche, la liaison orthétique doit être placée au-dessus du genou.

5.3.10 Tableau comparatif

Afin de procéder à une première analyse multicritères, les points discutés dans la section 5.3. sont résumés dans le Tableau 5.13. Cette liste est complétée par d'autres éléments jouant un rôle dans l'évaluation des orthèses de mobilisation. Une pondération est donnée à chaque critère. Ensuite, une note est attribuée pour les orthèses sérielle (OHGC), parallèle Lambda verticale (OPLv) et parallèle Lambda horizontale (OPLh):

- 1.....très mauvais (P: facteur de pondération)
 - 2 à 4.....mauvais
 - 5 à 7.....moyen
 - 8 à 9.....bon
 - 10.....excellent
- La note globale est calculée par la relation suivante:
 x_i : note sur critère i,
 P_i : valeur de la pondération i

$$note = \frac{\sum_i x_i \cdot P_i}{\sum_i P_i}$$

Tableau 5.13 *Tableau multicritères OHGC et OPLv-h*

#	Critère: description, remarque	OHGC	OPLv	OPLh	P
01	performances force-vitesse	6	9	9	45
02	rigidité dans le plan sagittal	7	9	9	15
03	rigidité transverse	6	8	8	15
04	résistance aux surcharges dans le plan sagittal	6	8	8	10
05	résistance aux surcharges dans le plan transverse	6	8	8	10
06	bruit	8	7	7	5
11	câblage	6	9	9	30
12	capteurs de force: possibilité, précision des mesures articulaires	8	8	8	20
13	capteurs de position: possibilité, précision des mesures articulaires	9	7	7	20
14	carénage et design	8	8	7	15
15	complexité mécanique: fiabilité, entretien, réparation (SAV)	6	9	9	7
16	coût	6	8	8	4
17	fabrication: délai, AQ	5	9	9	4
21	reprise des forces de réaction	7	9	8	30
22	structure porteuse, châssis, support: complexité, maniabilité	6	8	8	20
23	encombrement	7	9	7	20
24	rangement	7	10	7	20
25	mobilité: transport du dispositif d'un endroit à l'autre	9	7	7	10
31	sécurité fonctionnelle générale, protection contre hyperextension g.	8	7	7	20
32	transfert du sujet	7	9	9	20
33	positionnement du sujet relatif au système	8	8	8	15
34	réglages anthropométriques	6	10	10	15
35	tenue add/abduction du genou	8	7	7	8
36	liaisons orthopédiques	8	8	8	8
37	fixation podale	7	8	8	8
38	accessoires orthopédiques	9	6	6	3
39	accessibilité vers le sujet	7	9	9	3
41	appl. thérapeutiques: polyarticulaire	9	9	9	50
42	appl. thérapeutiques: monarticulaire genou	9	8	7	20
43	appl. thérapeutiques: monarticulaire hanche	9	4	3	10
44	appl. thérapeutiques autre que réhabilitation neurologique	7	9	8	10
45	appl. fitness pour personne valide	6	9	8	10
	Note finale	7.3	8.3	8.0	

Il existe un part de subjectivité de la part de l'examineur dans la réalisation d'une telle analyse. Pour comparaison, elle a également été faite par deux autres personnes du LSRO, avec leur propre facteur de pondération, donnant un résultat de même tendance (OHGC / OPL_v / OPL_h, respectivement: 6.8 / 8.5 / 8.2 & 6.6 / 7.5 / 7.4). Le résultat de cette analyse donnerait une préférence à l'orthèse parallèle. Ce résultat est à prendre avec prudence. La définition des critères, le poids des facteurs de pondération et l'attribution des notes demanderaient une analyse plus complète; en effet, les groupes de critères ont ici le même poids et un fort pourcentage de notes se situent au-dessus de 8. Cette analyse est faite ici seulement pour une première indication de tendance, elle n'est pas poursuivie dans le cadre de ce rapport de thèse.

5.4 Conclusion

En termes de propriétés mécaniques, l'orthèse parallèle Lambda (OPL) possède des caractéristiques de force et vitesse supérieures à l'orthèse sérielle hanche-genou-cheville (OHGC). Ceci était prévisible car une dynamique élevée est une caractéristique propre aux structures parallèles. Les simulations numériques confirment cet aspect. Pour la réhabilitation motrice, cela peut avoir une influence car les exercices de rééducation demandent un bon niveau de charge et de vitesse. Une orthèse de jambe de type exosquelette est donc plus vite limitée. Ceci est particulièrement visible sur les caractéristiques de pédalage. Si l'on souhaite élargir le spectre des applications thérapeutiques, l'OPL est plus intéressante. Elle pourrait même convenir pour des personnes valides. De plus, il est encore possible de choisir des moteurs plus gros pour augmenter les performances; ceux-ci sont fixes sur la base, les intégrer dans la structure ne pose pas de difficulté. Ce n'est pas le cas pour l'OHGC, qui est restreinte en volume par sa nature exosquelettique.

Cependant, il faut ajouter qu'actuellement les spécifications de force et de vitesse articulaires ne sont pas clairement établies pour des exercices d'entraînement dynamiques à l'attention des paraplégiques et des hémiplegiques. Il existe quelques études du genou réalisées sur des appareils isocinétiques [CHOW 1997, KOUTEDAKIS 1995, BOBBERT 1993, COLLIANDER 1989]. Le leg presse est également documenté [GRAHAM 2004, SLAGTER 1994, ENGLE 1983] et le pédalage aussi [BURKE 2002, BROWN 1996, KAUTZ 1995, COYLE 1991]. Les chiffres de ces publications ne correspondent pas exactement aux données que nous cherchons. C'est pourquoi, la quantification des efforts dynamiques, volontaires ou électroinduits, chez des paraplégiques, est un des buts du premier prototype MotionMakerTM. Des investigations cliniques ont commencé fin 2005 et une étude initiale fournit les premières valeurs pour des entraînements leg presse avec des paraplégiques [MÉTRAILLER 2006]. Nous n'avons pas trouvé de chiffres publiés sur des systèmes équivalents; il n'en existe pas, excepté le Bio Responsive Motion System (section 4.2.5.1), dont seul un résultat a été communiqué pour un mouvement de marche à l'horizontale [HIRATA 2002]. Il existe bien un autre système de mesure, le Multi Moment Chair System [RIENER 2001, DONALDSON 1999, WOOD 1999], mais il fait des mesures isométriques et aucune publication avec des résultats utilisant cet appareil n'a été trouvée.

Notre prototype MotionMakerTM avec ses deux orthèses OHGC a été construit au début de ce travail de thèse. Pour l'instant, il convient et supporte les efforts qui lui sont demandés pour des exercices exécutés avec des paraplégiques. Les futurs résultats cliniques montreront l'évolution des efforts et le niveau atteint. Si ces efforts atteignent un niveau critique, nous savons que l'orthèse parallèle Lambda peut remplacer efficacement l'OHGC.

D'un point de vue des structures mécaniques porteuses et du transfert du sujet, les deux orthèses sont équivalentes. Seule l'expérience clinique pourrait évaluer les avantages ou les inconvénients majeurs d'une solution, s'il y en a. Dans un sens pratique, la possibilité de ranger l'OPL dans une armoire est élégante. Le concept OPL est aussi intéressant dans la mesure où il peut se décliner en une version ver-

ticale et une version horizontale. Concernant les aspects anthropométriques, l'absence de réglage sur l'OPL est un avantage. De plus, la possibilité de placer des enfants sans aucune modification est un atout, alors que l'OHGC nécessiterait une version spéciale adaptée.

Une remarque concernant la modélisation doit être apportée: les valeurs numériques obtenues dans cette étude sont le résultat de simulations effectuées sur des géométries choisies pour leur relative simplicité et leur facilité d'intégration mécanique. Quelques itérations ont suffi pour obtenir des solutions satisfaisantes en termes de vitesse, de couple et de puissance motrice. Cette méthode permet de connaître rapidement les ordres de grandeurs des performances que les actionneurs doivent fournir. Elle peut être délicate si le nombre de paramètres est important, ce qui est le cas pour les orthèses polyarticulaires. Une méthode numérique serait nécessaire pour optimiser les géométries par rapport à un critère donné qui est à définir. Par exemple, fournir un couple articulaire maximum au genou ou une vitesse maximum. Ce travail doit encore être fait. Il pourra commencer quand les spécifications seront définitivement établies afin de définir correctement les critères d'optimisation relatifs à des objectifs thérapeutiques précis. Les modèles théoriques développés dans ce chapitre sont le point de départ de cette optimisation. Préliminairement, les ordres de grandeurs exposés dans ce travail ont permis de construire deux orthèses OGHC expérimentales (jambe droite et gauche, Fig. 5.30) qui répondent pour l'instant aux exigences mécaniques et cliniques. Elles sont toujours utilisées, l'objectif est atteint.

Orthèse du bassin pour l'entraînement de la marche

WalkTrainerTM

L'orthèse du bassin est le dispositif d'assistance des mouvements locomoteurs des membres inférieurs le plus complexe. Il s'agit de créer un dispositif assurant les six degrés de liberté pelviens. Celui-ci doit être performant afin de contrôler la dynamique élevée des mouvements. Par rapport à un référentiel se déplaçant à la vitesse moyenne de marche, le volume de travail du bassin durant le cycle de marche est relativement faible par rapport à la taille humaine. Les mouvements transverses sont les plus importants, en particulier à l'initiation des premiers pas et à vitesse lente; les déplacements peuvent atteindre une amplitude de ± 30 mm. Les mouvements verticaux ont une course d'environ ± 25 mm et les variations angulaires sont de l'ordre de $\pm 10^\circ$. Haute dynamique et faible volume de travail sont deux éléments en faveur d'une approche parallèle pour la réalisation d'une orthèse du bassin. Nous avons donc exploré cette voie. Une approche sérielle ou hybride a aussi été analysée et a montré ses limites [GRAETZEL 2004]. Ce chapitre explique en détail deux concepts parallèles envisageables pour cette application. Les modèles de simulation sont développés et les résultats théoriques sont comparés aux mesures expérimentales pour le concept réalisé en prototype.

6.1 Configurations parallèles

6.1.1 Recherche de concepts

Le but recherché est d'intégrer un robot 6 DDL dans un déambulateur pour assister les mouvements du bassin: antéro-postérieur, vertical, transverse, obliquité, rotation, tilt (section 3.3.3, Tableau 3.3). Le contrôle de la vitesse et de l'accélération du déambulateur par rapport à la marche du sujet implique entre eux une variation de distance qui s'ajoute aux mouvements antéro-postérieurs du bassin. Il s'agit donc de concevoir des liaisons mécaniques articulées entre la ceinture pelvienne et le châssis mobile. Ces liaisons doivent répondre à deux types de critères:

A/ Critères architecturaux:

- Ne pas perturber le sujet lorsqu'il marche, en particulier les mouvements de balancier des bras et des jambes;
- Laisser le champ de vision libre;
- Permettre une installation simple du sujet, il faut penser aux transferts de personnes non valides;
- Assurer les ajustements morphologiques: hauteur, largeur du bassin;
- Intégrer une ceinture pelvienne modulable et/ou un harnais de décharge corporelle qui peuvent être personnalisés;
- Ne pas entraver la décharge corporelle active réalisée au moyen d'un treuil contrôlé;
- Inclure les liaisons modulaires pour deux orthèses de jambes;
- Parquer le système dans une position de retrait lorsque le déambulateur est utilisé seulement avec la décharge corporelle.

B/ Critères robotiques:

- Minimiser les dimensions hors tout et les courses des actionneurs pour un volume de travail maximum;
- Concevoir un maximum de liaisons symétriques par rapport au plan sagittal afin de simplifier la construction et les modèles théoriques (MGI, MDI);
- Créer des liaisons réduisant les angles entre organe terminal (la ceinture pelvienne) et les actionneurs pour conserver une bonne rigidité de la structure et minimiser les puissances motrices (principe de poursuite de rigidité) [THURNEUSEN 2004];
- Piloter les liaisons par des actionneurs réversibles afin de pouvoir bouger manuellement le dispositif en cas de coupure d'alimentation électrique. Ceci pour des raisons de sécurité;
- Ne reprendre que le poids propre interne du robot et la masse correspondant à la ceinture pelvienne et une partie du tronc. Le poids principal du sujet est repris par la décharge (treuil actif) et/ou par l'activité musculaire, volontaire ou électroinduite, des jambes.
- Pouvoir découpler des liaisons: dans une première étape, tous les mouvements du bassin seront assurés de façon active afin de générer toutes les fonctions de tests souhaitées par le corps médical. Ensuite ces fonctions seront évaluées en regard des nécessités d'un système plus simple avec des possibilités de découplage partiel pour rendre une ou deux liaisons compliantes.

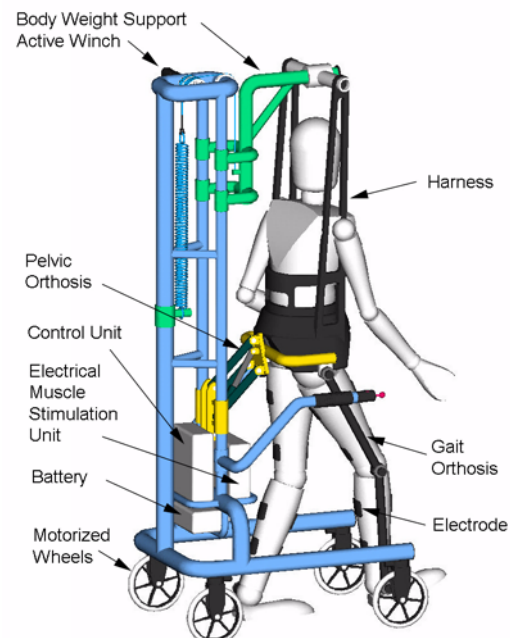


Figure 6.1 Déambulateur avec treuil de décharge corporelle, orthèses du bassin et des jambes

Plusieurs types de structure parallèle pouvant répondre à ces critères ont été envisagées: les structures à liaisons orthogonales [ARTIGUE 1984-1989], le type Hexapode [GOUGH 1962] connue sous le nom de plate-forme de Stewart [STEWART 1965], le type Hexaglide [HONEGGER 1997] (Cf. Fig. 6.2) ou encore des Tripodes [PORTMAN 2002, AOYAGI 2004]. Des cinématiques utilisées en robotiques de haute précision ont également été une source d'inspiration, comme par exemple le robot Tribias [PERNETTE 1998]. Le but est d'orienter dans l'espace une de ces cinématiques pour disposer d'une nacelle (organe terminal ou plate-forme) qui puisse faire office de ceinture pelvienne orthétique. Une analyse¹ de toutes les cinématiques envisagées a montré que les solutions les plus intéressantes sont les cinématiques orthogonales. Elles sont rassemblées sous la dénomination du concept **ORTHO**. Une solution de type Hexaglide comprenant des liaisons en forme de lambda (λ , Λ) présente aussi un intérêt. C'est le concept **HEXAGLIDE LAMBDA**. Ces deux concepts sont développés ci-dessous, ils ont été modélisés.

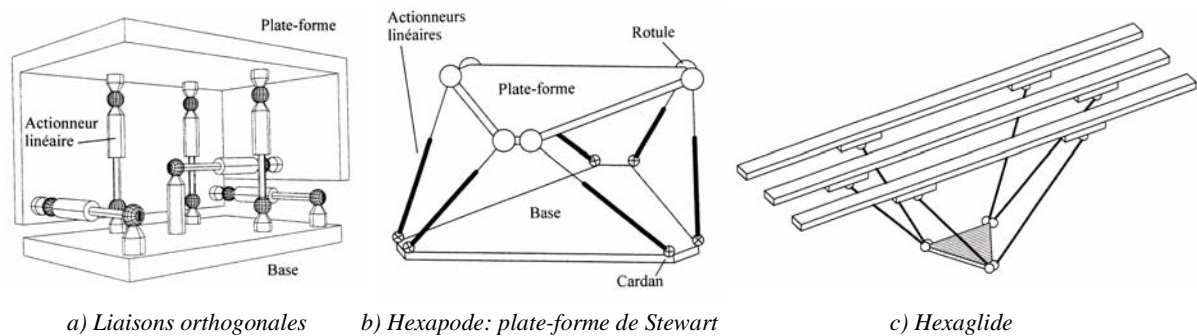


Figure 6.2 Structures parallèles à 6 DDL [PERNETTE 1998]

6.1.2 Concept ORTHO

Il existe 8 combinaisons $[n; n; n]$ différentes d'arrangement des liaisons pour obtenir 6 DDL; "n" représente le nombre d'actionneurs perpendiculaires aux plans $[xy; yz; zx]$. 2 sont retenues: celles ayant la meilleure symétrie par rapport au plan sagittal (xy). La première est une configuration $[1; 2; 3]$ et la deuxième $[1; 3; 2]$. Elles sont dénommées par la suite ORTHO123 et ORTHO132 (Fig. 6.3). Elles ont les avantages suivants:

- rigidité excellente, elles répondent idéalement au 3^e point des critères B, section 6.1.1.;
- en conséquence du point ci-dessus, la reprise des charges est idéale: il y a un minimum d'effet pendulaire, la puissance nécessaire pour les actionneurs est minimum;
- la stabilité de l'organe terminal est assurée par des éléments travaillant en traction-compression plutôt qu'en torsion ou en flexion;
- les actionneurs sont faciles à concevoir avec une motorisation électrique et une transmission du type vis de mouvement;
- les points fixes peuvent se déplacer facilement pour le réglage en hauteur (distance bassin-sol), soit sur glissière pour un réglage continu, soit par une fixation échelonnée.

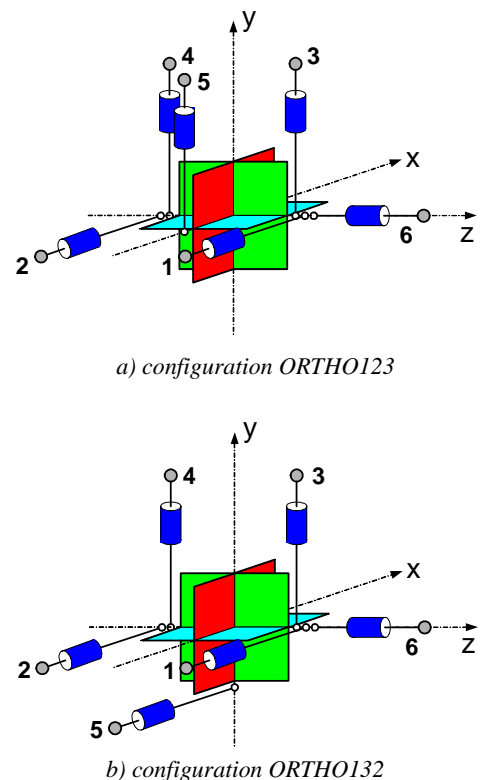


Figure 6.3 Liaisons orthogonales

1. Cf. [GRAETZEL 2004] dont le travail a contribué à cette analyse.

Le désavantage principal de ce type de liaisons est le couplage qui existe entre les actionneurs. En effet tout déplacement de l'organe terminal entraîne une variation de longueur sur chaque axe. Ceci ne permettra pas de rendre une des liaisons *compliantes*, sauf peut-être le tilt du bassin (θ_z) dont la valeur est faible (section 3.3.3). L'évaluation clinique des tests expérimentaux montrera par la suite si une telle possibilité est envisageable ou non.

En complément d'analyse, les remarques suivantes sont faites :

- Si l'on désire minimiser les efforts dus aux frottements internes des actionneurs pour la réversibilité des mouvements longitudinaux et transverses, alors ORTHO123 est plus avantageux du fait que deux actionneurs sont perpendiculaires au plan frontal et non trois.
- D'un point de vue des processus automatiques de commande, ORTHO132 doit gérer un actionneur de plus pour les mouvements longitudinaux, en particulier pour la régulation Δx (distance déambulateur-sujet). L'asservissement de cette distance est un point sensible; le comportement global dans le sens de la marche de tout le système est difficile à définir: l'avance du châssis mobile, le sujet suspendu par un harnais constituant un pendule, les mouvements δx du bassin, l'orthèse du bassin et l'appui successif des pieds au sol forment un ensemble complexe. Cette commande fait l'objet d'une recherche spécifique en cours [STAUFFER 2007].
- Concernant la reprise des charges, ORTHO132 répartit mieux les efforts. L'actionneur N°5 de ORTHO123 reprend le moment articulaire autour de l'axe transverse et le porte-à-faux des masses. Ceci charge additionally les actionneurs 3 & 4 qui sont déjà les actionneurs les plus sollicités.
- D'une manière générale, les actionneurs doivent être le plus long possible pour diminuer les composantes de force de rappel qui tendent à aligner leur axe avec la direction de la force appliquée à leur extrémité. Ceci est particulièrement vrai pour les actionneurs verticaux afin de minimiser les forces qui ramènent la ceinture pelvienne et le harnais dans une position d'équilibre.
- Au sujet des réglages anthropométriques, ORTHO123 est plus simple pour l'ajustement à la taille du sujet (distance sol-ceinture pelvienne); il n'y a que 3 actionneurs à déplacer au lieu de 4 pour ORTHO132. Les actionneurs verticaux n'ont pas besoin d'être ajustés; devant être le plus long possible en raison du point ci-dessus, leur course peut prendre en compte la plage nécessaire pour les différentes tailles.

Ces remarques donnent une légère préférence pour ORTHO123, même si cette disposition charge plus les actionneurs 3 & 4. La Fig. 6.4 montre un schéma d'intégration d'ORTHO123 avec la ceinture pelvienne.

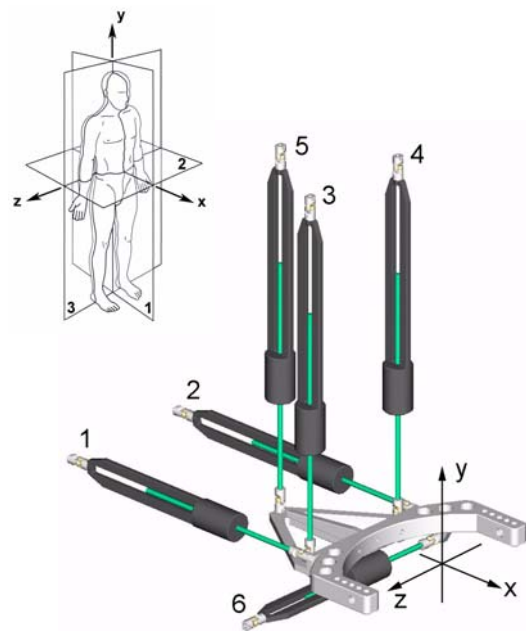


Figure 6.4 Intégration de ORTHO123 avec la ceinture pelvienne orthétique

6.1.3 Concept Hexaglide Lambda

Ce concept fut inspiré par le développement de l'orthèse de mobilisation parallèle (section 5.2) et les recherches faites sur des plates-formes 6DDL de micro-robotique [BREGUET 1996]. Cette configuration (Fig. 6.5) est choisie car elle permet une excellente intégration des actionneurs; ceux-ci se situent presque dans un seul plan. Leur disposition coaxiale deux à deux en fait aussi une solution élégante. Les actionneurs se trouvant très en arrière du plan frontal, le dos du sujet est bien dégagé, laissant ainsi un maximum de place pour toute intervention humaine; réglage du harnais par exemple. La version a) est idéale pour le réglage anthropométrique de la hauteur qui peut se faire en continu le long des axes.

En rigidité et stabilité cette solution est moins bonne que le concept ORTHO123. Les leviers et leurs articulations devront être dimensionnés en conséquence. En comparaison avec une disposition orthogonale, la puissance à fournir pour piloter cette solution est plus élevée; les leviers obliques réduisent l'efficacité des forces motrices. Il y a également du couplage entre les actionneurs. Le seul DDL pouvant être fixé est le tilt du bassin (θ_z). Deux liaisons formant un parallélogramme avec une des deux barres supérieures du plan sagittal peuvent être ajoutées pour bloquer cette rotation, avec ou sans compliance (traits pointillés Fig. 6.5). Un des actionneurs transverses (axe z) peut alors être supprimé.

Un défaut de ce concept est la nécessité de placer des guidages linéaires avec des conséquences sur le bruit et les coûts de fabrication.

Cependant, une modélisation de ce concept Hexaglidle Lambda reste tout de même intéressante afin de déterminer l'ordre de grandeur des besoins énergétiques, ceci pour comparaison avec la solution ORTHO123.

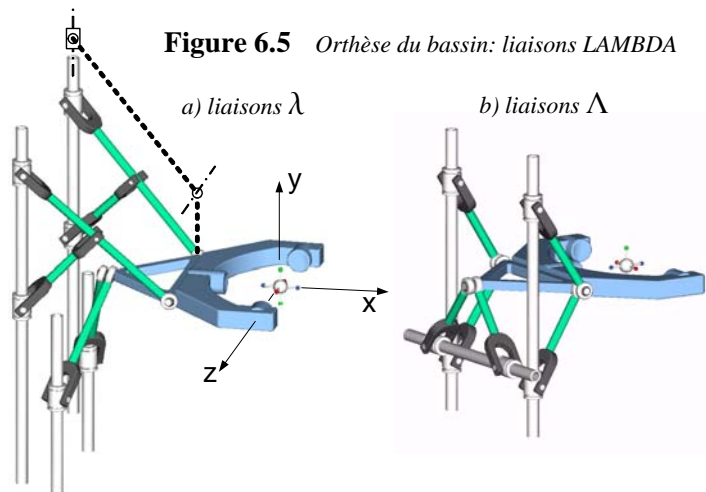


Figure 6.5 Orthèse du bassin: liaisons LAMBDA

6.2 Modélisation

6.2.1 ORTHO123

6.2.1.1 Modèle géométrique inverse

Rappel: le MGI est une fonction qui exprime les variables du robot "q" en fonction des coordonnées opérationnelles. D'une manière générale, pour un actionneur linéaire, la variable robot est sa longueur. L'extrémité A_i est fixe dans le repère général du déambulateur (OD, Fig. 6.6). L'extrémité V_i est attachée à l'organe terminal, la ceinture pelvienne. Ce point V_i décrit une courbe dans l'espace (opérationnel) en fonction des mouvements du bassin (section 3.3.3). La variable robot s'exprime alors par la relation suivante, avec $i = 1..6$:

$$q_i = |A_i V_i| = f\{V_{ix}, V_{iy}, V_{iz}\} = f\{\delta x, \delta y, \delta z, \theta x, \theta y, \theta z\} \quad (6.1)$$

Dans le repère OD, l'équation vectorielle ci-dessous permet de calculer la norme du vecteur $A_i V_i$:

$$A_i V_i = v_i - a_i \quad (6.2)$$

Il faut donc déterminer les coordonnées V_{ixyz} dans le repère OD du déambulateur:

$$[V_{ix}, V_{iy}, V_{iz}] = f\{\delta x, \delta y, \delta z, \theta x, \theta y, \theta z\} \quad (6.3)$$

6.2.1.2 Calcul des coordonnées V_i

Les données biomécaniques des mouvements du bassin ($\delta x, \delta y, \delta z, \theta x, \theta y, \theta z$) en fonction du cycle de marche étant connues (section 3.3.3), les coordonnées de chaque extrémité V_i des actionneurs se calculent en utilisant la méthode des matrices homogènes 4x4 de transformation de coordonnées [CRAIG 2005, ALLARD 1995, COIFFET 1992].

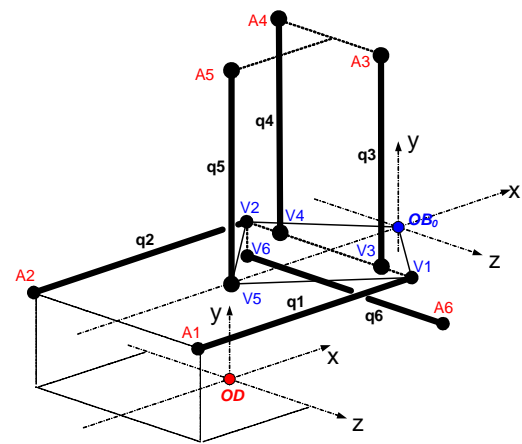
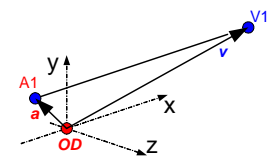


Figure 6.6 Schéma du modèle ORTHO123



6.2.1.3 Modèle dynamique inverse

Concernant ORTHO123, le MDI est l'ensemble des relations qui définissent les forces axiales nécessaires à chaque actionneur en fonction de leur position spatiale, des accélérations du bassin, des effets de la gravité et des forces extérieures appliquées sur la ceinture pelvienne orthétique. La méthode de calcul utilise les équations générales de Newton-Euler (5.15). Elle est appliquée en ne prenant en compte que les forces orthogonales; les actionneurs effectuent par rapport au repère général de petits angles pendulaires, les forces transverses peuvent être négligées² [ARTIGUE 1989]. Les forces de Coriolis et centrifuges sont aussi négligées. Finalement, la masse des liaisons en mouvement n'est pas prise en compte non plus.

Le système d'équations ci-dessous caractérise les forces en jeu dues aux inerties et à la gravité (Fig. 6.9):

$$\begin{aligned}
 F1 + F2 &= m \cdot ax \\
 F3 + F4 + F5 - m \cdot g &= m \cdot ay \\
 F6 &= m \cdot az \\
 F6 \cdot V6y - F3 \cdot V3z - F4 \cdot V4z &= I_x \cdot \alpha_x \\
 F1 \cdot V1z + F2 \cdot V2z - F6 \cdot V6x &= I_y \cdot \alpha_y \\
 F3 \cdot V3x + F4 \cdot V4x + F5 \cdot V5x &= I_z \cdot \alpha_z
 \end{aligned} \tag{6.7}$$

$\{ax, ay, az, \alpha_x, \alpha_y, \alpha_z\}$ sont les accélérations du bassin obtenues par $d^2/dt^2\{\delta x, \delta y, \delta z, \theta_x, \theta_y, \theta_z\}$. $V_{i,x,y,z}$ ($i = 1..6$) sont les coordonnées des points d'application des forces dans le repère OB_0 . "m" est la masse de la ceinture pelvienne et d'une partie du tronc. $I_{x,y,z}$ les inerties selon les axes x,y,z.

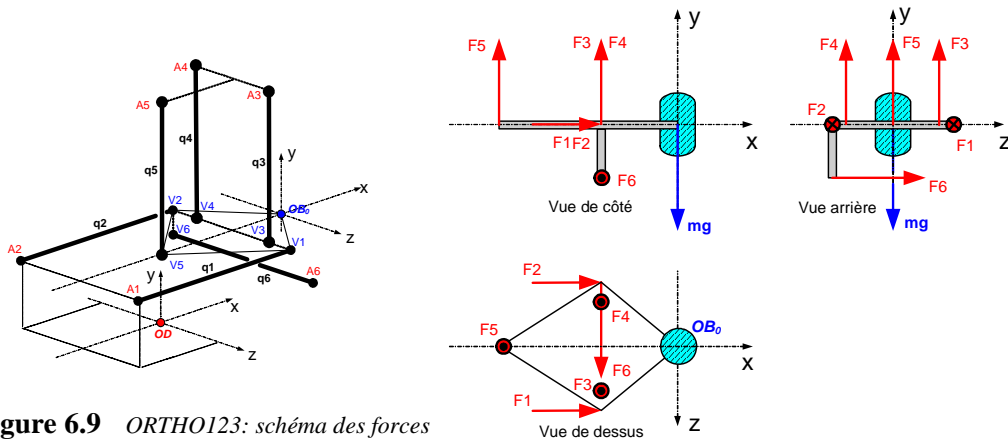


Figure 6.9 ORTHO123: schéma des forces

La solution du système d'équations (6.7), avec comme cas particulier (6.8), est donnée ci-dessous sous forme matricielle (6.9). Celle-ci permet de distinguer les forces d'inertie et les forces dues à la gravité.

$$V4z = -V3z \text{ et } V2z = -V1z, \tag{6.8}$$

$$\begin{bmatrix} F1 \\ F2 \\ F3 \\ F4 \\ F5 \\ F6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2}m & 0 & \frac{1}{2}m \cdot V6y/V1z & 0 & \frac{1}{2}I_y/V1z & 0 \\ \frac{1}{2}m & 0 & -\frac{1}{2}m \cdot V6y/V1z & 0 & -\frac{1}{2}I_y/V1z & 0 \\ 0 & -\frac{1}{2}m \cdot V5x/(V3x-V5x) & \frac{1}{2}m \cdot V6y/V3z & -\frac{1}{2}I_x/V3z & 0 & \frac{1}{2}I_z/(V3x-V5x) \\ 0 & -\frac{1}{2}m \cdot V5x/(V3x-V5x) & -\frac{1}{2}m \cdot V6y/V3z & \frac{1}{2}I_x/V3z & 0 & \frac{1}{2}I_z/(V3x-V5x) \\ 0 & m \cdot V3x/(V3x-V5x) & 0 & 0 & 0 & -I_z/(V3x-V5x) \\ 0 & 0 & m & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} ax \\ ay \\ az \\ \alpha_x \\ \alpha_y \\ \alpha_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\frac{1}{2}m \cdot g \cdot V5x/(V3x-V5x) \\ -\frac{1}{2}m \cdot g \cdot V5x/(V3x-V5x) \\ m \cdot g \cdot V3x/(V3x-V5x) \\ 0 \end{bmatrix} \tag{6.9}$$

2. $\sin \alpha \cong 0$ pour les petits angles

Les équations (6.10) ci-dessous caractérisent les forces en jeu dues à l'application d'une force et d'un moment extérieur (F_{e_i} et M_{e_i}) sur la ceinture pelvienne. La source de cette force généralisée est l'interaction du sujet installé dans le dispositif. Pour ramener une marche pathologique dans un schéma physiologique correct, il faut en quelque sorte contraindre le sujet à marcher "droit", ce qui implique, par réaction, des charges additionnelles au niveau de la ceinture pelvienne orthétique. Les grandeurs de cette force extérieure généralisée sont actuellement inconnues. Aucun médecin ni physiothérapeute ne peut donner de chiffre sur les forces de maintien qu'il exerce avec ses mains sur les hanches d'un patient pour assister, guider et rééduquer un schéma moteur correct de la marche. De plus, ces forces sont évidemment différentes d'une pathologie à une autre et d'une personne à une autre. Cette remarque est aussi valable pour la détermination de la masse segmentaire "m" de la ceinture pelvienne et d'une partie du tronc: comment déterminer cette valeur ? Seules des mesures cliniques permettront de quantifier la charge globale appliquée sur l'orthèse du bassin. Nos appareils étant équipés de capteurs de position et de force, ceci est possible. L'expérimentation en cours sur le premier prototype d'orthèse du bassin donne déjà les premières indications concernant ces forces d'interaction entre le sujet et la ceinture pelvienne. L'orthèse est alors utilisée en mode "diagnostic". Dans le cas d'une marche pathologique, ce mode permet de caractériser les forces de maintien du bassin pour le guider dans une trajectoire correcte.

$$\begin{aligned}
 F1 + F2 + F_{e_x} &= 0 \\
 F3 + F4 + F5 + F_{e_y} &= 0 \\
 F6 + F_{e_z} &= 0 \\
 F6 \cdot V6y - F3 \cdot V3z + F4 \cdot V3z + M_{e_x} &= 0 \\
 F1 \cdot V1z - F2 \cdot V1z - F6 \cdot V6x + M_{e_y} &= 0 \\
 F3 \cdot V3x + F4 \cdot V3x + F5 \cdot V5x + M_{e_z} &= 0
 \end{aligned} \tag{6.10}$$

Solutions:

$$\begin{aligned}
 F1 &= -1/2 \cdot (V1z \cdot F_{e_x} + F_{e_z} \cdot V6x + M_{e_y}) / V1z \\
 F2 &= -1/2 \cdot (V1z \cdot F_{e_x} - F_{e_z} \cdot V6x - M_{e_y}) / V1z \\
 F3 &= 1/2 \cdot (-F_{e_z} \cdot V6y \cdot V3x + F_{e_z} \cdot V6y \cdot V5x - M_{e_x} \cdot V5x - V3z \cdot M_{e_z} + V3z \cdot F_{e_y} \cdot V5x + \\
 &\quad M_{e_x} \cdot V3x) / (V3z \cdot (V3x - 5x)) \\
 F4 &= 1/2 \cdot (F_{e_z} \cdot V6y \cdot V3x - F_{e_z} \cdot V6y \cdot V5x + M_{e_x} \cdot V5x - V3z \cdot M_{e_z} + V3z \cdot F_{e_y} \cdot V5x - \\
 &\quad M_{e_x} \cdot V3x) / (V3z \cdot (V3x - V5x)) \\
 F5 &= -(V3x \cdot F_{e_y} - M_{e_z}) / (V3x - V5x) \\
 F6 &= -F_{e_z}
 \end{aligned} \tag{6.11}$$

6.2.1.4 Caractéristiques des transmissions

De façon cohérente avec l'ensemble du projet, les mouvements linéaires sont aussi réalisés par des transmissions vis-écrou (Fig. 6.24)

Le MGI nous donne les vitesses de déplacement des vérins ($d/dt\{|AV|\}$) et le MDI, les forces axiales. Avec le pas et le diamètre des vis, le coefficient de frottement vis/écrou, les rapports de transmission et le rendement, nous pouvons caractériser les actionneurs: puissances, couples moteur, vitesses de rotation des moteurs et des écrous. Ces caractéristiques sont définies au Chapitre 5.1.2.5, relations (5.30) à (5.36).

6.2.2 Hexaglide Lambda

Le concept Lambda modélisé est celui présenté à la Fig. 6.5a. Son avantage est une disposition verticale des axes de commande. L'ajustement à la hauteur de la ceinture pelvienne du sujet est donc continue sur toute la plage. La rigidité transverse est améliorée en créant une forme trapézoïdale avec les barres de liaison gauches et droites, vue de dessus (Fig. 6.10). Si la direction de ces barres projetées sur le plan transverse pointe le centre du bassin, la rotation (θ_y) de la ceinture pelvienne orthétique, isolée des autres mouvements, est possible en conservant les quatre actionneurs latéraux fixes verticalement (système Remote Compliance Center, RCC [CLAVEL 2004]).

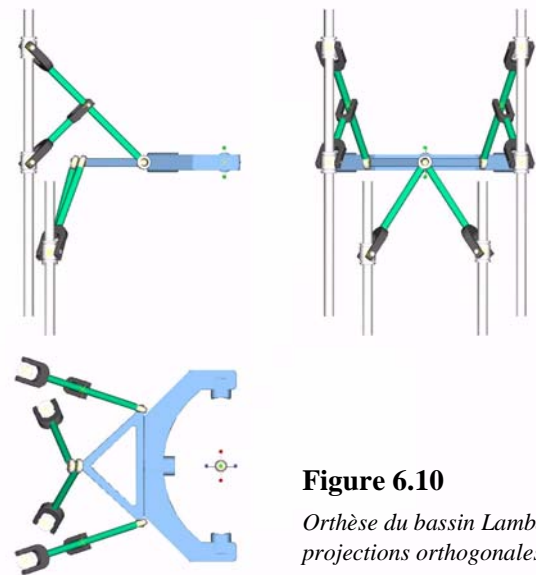


Figure 6.10
Orthèse du bassin Lambda:
projections orthogonales 2D

6.2.2.1 Modèle géométrique inverse

Les variables articulaires robotiques "qi" correspondent aux déplacements verticaux des points A, B et E de la Fig. 6.11. Elles s'expriment en fonction des mouvements du bassin (variables opérationnelles, section 3.3.3):

$$\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_5] = [A_y, B_y, E_y] = f\{\mathbf{D}, \mathbf{H}\} = f\{[D_x, D_y, D_z], [E_x, E_y, E_z]\} = f\{\delta x, \delta y, \delta z, \theta_x, \theta_y, \theta_z\} \quad (6.12)$$

Le dispositif possède deux systèmes Lambda placés symétriquement de chaque côté du plan sagittal.

HYPOTHÈSE H6.1: pour une marche "parfaite" non pathologique, la latéralisation gauche droite des mouvements du bassin est égale. Cela se traduit par des courbes dont les amplitudes $\{\delta x, \delta y, \delta z, \theta_x, \theta_y, \theta_z\}$ présentent une symétrie axiale (forme répétitive opposée) décalée d'un demi-cycle³ (Fig. 3.11). Par conséquent, les variables q_3, q_4, q_6 ont les mêmes courbes de déplacements sur un cycle de marche, mais déphasées d'un demi-cycle. Il serait donc suffisant d'analyser un seul côté.

Le dispositif est identique à l'orthèse Lambda de mobilisation des jambes, le MGI défini à la section 5.2.2.1 est repris et complété.

$$\begin{aligned} q_1 &\equiv A_y = D_y + \sqrt{AD^2 - (D_x - A_x)^2 - (A_z - D_z)^2} \\ q_2 &\equiv B_y = C_y - \sqrt{BC^2 - (C_x - B_x)^2 - (B_z - C_z)^2} \\ q_5 &\equiv E_y = H_y - \sqrt{EH^2 - (H_x - E_x)^2 - (E_z - H_z)^2} \end{aligned} \quad (6.13)$$

Avec:

$$\begin{aligned} C_x &= (AC/AD) \cdot (D_x - A_x) + A_x \\ C_y &= (CD/AC) \cdot (A_y - D_y) + D_y \\ C_z &= (AC/AD) \cdot (D_z - A_z) + A_z \end{aligned} \quad (6.14)$$

Les équations sont identiques pour q_3, q_4, q_6 avec A', B', C', D' et E'

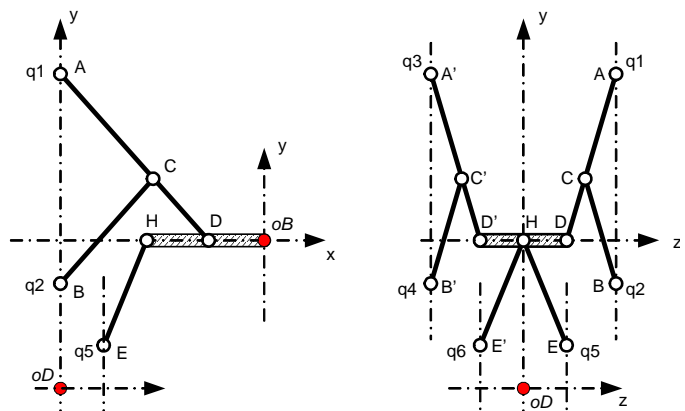


Figure 6.11 Orthèse Lambda: schéma des liaisons

3. C'est en général le cas pour des courbes provenant d'études biomécaniques dont les moyennes rendent la latéralité de la marche symétrique. C'est rarement le cas pour des mesures individuelles.

6.2.2.2 Calcul des coordonnées des points D et H

Pour les calculs, nous avons besoin des coordonnées des points "D" et "H" dans le repère du déambulateur (OD) en fonction du cycle de marche. Ces points sont aussi déterminés par la méthode des matrices homogènes de la section 6.2.1.2.

$$\begin{aligned} [D] &= \begin{bmatrix} Tr_{xyz}^{OD-OB_0} \\ Tr_{xyz}^{OB_0-OB} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Ro_{y,R_B}^{OB} \\ Ro_{x,O_B}^{OB} \\ Ro_{z,T_B}^{OB} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Tr_{xyz}^{OB-D} \end{bmatrix} \\ [H] &= \begin{bmatrix} Tr_{xyz}^{OD-OB_0} \\ Tr_{xyz}^{OB_0-OB} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Ro_{y,R_B}^{OB} \\ Ro_{x,O_B}^{OB} \\ Ro_{z,T_B}^{OB} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Tr_{xyz}^{OB-H} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad \begin{array}{l} \text{Le contenu de ces matrices est expliqué} \\ \text{dans les paragraphes qui suivent l'équation} \\ \text{(6.6), où il faut remplacer V par D et H.} \end{array} \quad (6.15)$$

6.2.2.3 Modèle dynamique inverse

Il s'agit de calculer les forces axiales dans les actionneurs q_i ($i=1..6$) en fonction des inerties, des effets de la gravité sur la masse corporelle du bassin et des forces extérieures. Comme pour le MDI caractérisant la structure orthogonale, la masse des liaisons mécaniques, les effets centrifuges et de Coriolis, les frottements et les effets dus à la rigidité de la structure sont négligés.

Dans un premier temps, il est nécessaire de calculer les forces de réaction sur la ceinture pelvienne (ou nacelle, en terme de robotique parallèle). Nous pouvons écrire un système de 12 équations à 12 inconnues (6.16). La référence est le repère OD (Fig. 6.12). La masse de la nacelle étant négligée, le centre de masse du système est donc placé à l'origine du repère OB.

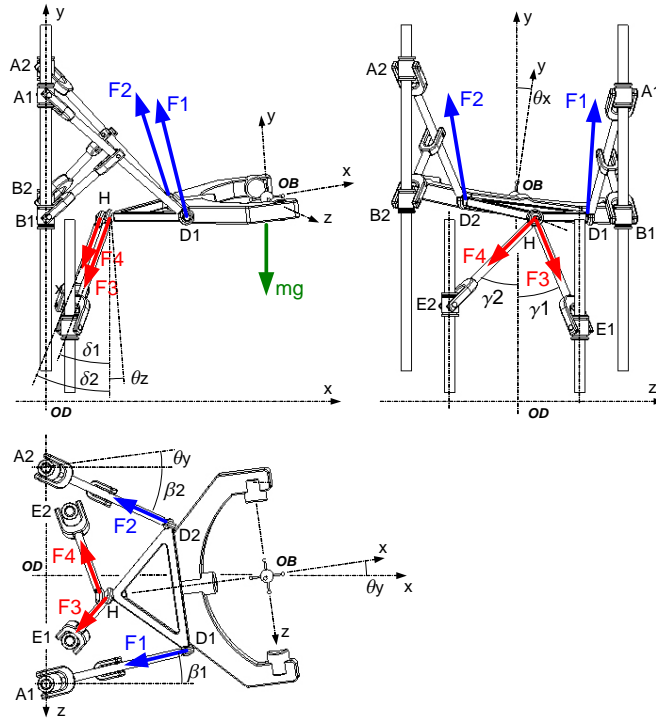


Figure 6.12 Orthèse Lambda: schéma des forces.

Les forces et les moments extérieurs $\{F_{ex}, F_{ey}, F_{ez}, M_{ex}, M_{ey}, M_{ez}\}$ orientés selon le repère OD ne sont pas représentés.

$$\begin{aligned} -F1x - F2x - F3x - F4x + F_{ex} &= m \cdot a_x \\ F1y + F2y - F3y - F4y - m \cdot g + F_{ey} &= m \cdot a_y \\ F1z - F2z + F3z - F4z + F_{ez} &= m \cdot a_z \\ -F1y \cdot D1z - F2y \cdot D2z + F3y \cdot H_z + F4y \cdot H_z + F1z \cdot D1y - F2z \cdot D2y + F3z \cdot H_y - F4z \cdot H_y + M_{ex} &= i_x \cdot a_x \\ -F1x \cdot D1z - F2x \cdot D2z - F3x \cdot H_z - F4x \cdot H_z - F1z \cdot D1x + F2z \cdot D2x - F3z \cdot H_x + F4z \cdot H_x + M_{ey} &= i_y \cdot a_y \\ F1y \cdot D1x + F2y \cdot D2x - F3y \cdot H_x - F4y \cdot H_x + F1x \cdot D1y + F2x \cdot D2y + F3x \cdot H_y + F4x \cdot H_y + M_{ez} &= i_z \cdot a_z \\ F1z &= F1x \cdot \tan(\beta_1) \\ F2z &= F2x \cdot \tan(\beta_2) \\ F3z &= F3y \cdot \tan(\gamma_1) \\ F4z &= F4y \cdot \tan(\gamma_2) \\ F3x &= F3y \cdot \tan(\delta_1) \\ F4x &= F4y \cdot \tan(\delta_2) \end{aligned} \quad (6.16)$$

$$\text{Avec: } D_{ni} = D_{n_i}^{OD} - OB_i^{OD} ; \quad H_i = H_i^{OD} - OB_i^{OD} \quad (n = 1, 2 ; i = x, y, z)$$

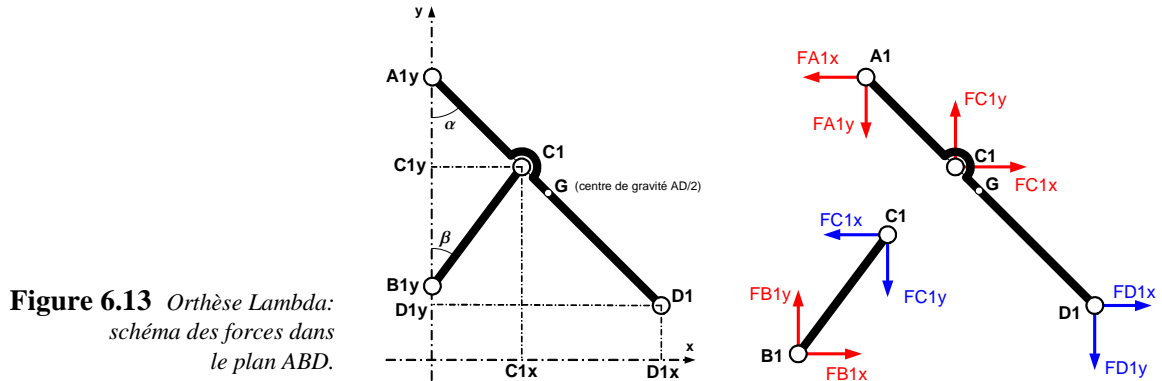
Les angles sont calculés ainsi:

$$\begin{aligned}\beta_i &= \text{atan}\{(A_{iz} - D_{iz})/(A_{ix} - D_{ix})\} & \text{où: } i = 1,2 \\ \gamma_i &= \text{atan}\{(E_{ix} - H_x)/(E_{iy} - H_y)\} \\ \delta_i &= \text{atan}\{(E_{iz} - H_z)/(E_{iy} - H_y)\}\end{aligned}$$

A_i, D_i, E_i, H sont exprimés par (6.13)(6.15)

(6.17)

Les forces transmises dans les barres de liaison AD et BC sont calculées en procédant à une décomposition segmentaire du système. Six équations caractérisent ces forces. Elles sont données pour le côté droit, en référence à la Fig. 6.13.



$$FD1x + FC1x - FA1x = 0$$

$$-FD1y + FC1y - FA1y = 0$$

$$FD1x \cdot D1G \cdot \cos\alpha - FD1y \cdot D1G \cdot \sin\alpha - FC1x \cdot C1G \cdot \cos\alpha - FC1y \cdot C1G \cdot \sin\alpha + FA1x \cdot GA1 \cdot \cos\alpha + FA1y \cdot GA1 \cdot \sin\alpha = 0$$

$$FB1x - FC1x = 0$$

$$FB1y - FC1y = 0$$

$$FC1x \cdot (B1C1/2) \cdot \cos\beta - FC1y \cdot (B1C1/2) \cdot \sin\beta - FB1y \cdot (B1C1/2) \cdot \sin\beta + FB1x \cdot (B1C1/2) \cdot \cos\beta = 0$$

(6.18)

Avec: $FD1x = \pm \sqrt{F1x^2 + F1z^2}$
 $FD1y = F1y$

Le signe (\pm) de la force $FD1x$, donnant son orientation, est égal au signe de $F1x$. Il faut donc introduire dans la simulation une fonction logique détectant le signe de $F1x$ pour l'attribuer à $FD1x$.

$$\alpha = \text{atan}\{D1_x/(A1_y - D1_y)\}$$
 Les coordonnées A1, B1, C1, D1 sont données par (6.13)(6.15)

$$\beta = \text{atan}\{C1_x/(C1_y - B1_y)\}$$
 (6.19)

Concernant la barre de liaison EH, la force verticale dans le guidage du point "E" est égale à "F3z" :

$$FE1y = F3z$$
 (6.20)

Pour le côté gauche, il faut remplacer les indices 1 par 2 et 3 par 4. Cependant, avec l'hypothèse de la latéralité symétrique de la marche faite pour le MGI (H6.1, section 6.2.2.1), les courbes des forces axiales des actionneurs q_1, q_2, q_5 - soit $FA1y, FB1y$ et $FE1y$ - sont similaires aux courbes des actionneurs q_3, q_4, q_6 - soit $FA2y, FB2y$ et $FE2y$ - mais déphasées d'un demi-cycle. En exemple, cette similitude est visible pour l'orthèse ORTO123, matrice (6.9); les résultats analytiques des forces $F1$ et $F2, F3$ et $F4$ donnent des courbes égales, mais déphasées en fonction d'accélération $\{ax, ay, az, \alpha_x, \alpha_y, \alpha_z\}$ satisfaisant l'hypothèse.

6.2.2.4 Caractéristiques des transmissions

Finalement, ayant toujours comme principe de transmission une technologie de vis de mouvement, la section 5.1.2.5 s'applique encore pour caractériser la motorisation.

6.3 Simulation

6.3.1 ORTHO123

La simulation numérique prend comme données les courbes des mouvements du bassin $\{\delta x, \delta y, \delta z, \theta_x, \theta_y, \theta_z\}$ de la section 3.3.3, Fig. 3.11. Ces courbes sont issues d'études biomécaniques. Elles fournissent en général 50 valeurs pour chaque axe en fonction du cycle de marche, soit un intervalle de 2% entre les points, et des caractéristiques spatio-temporelles, telle que la durée de la foulée. Ces ensembles de points représentent des fonctions périodiques, ils ont été transformés en séries de Fourier dont la période est égale à la durée de la foulée. Les paramètres de ces séries sont donnés à l'Annexe A.3.1.

Les résultats de la simulation sont les suivants:

- les déplacements et les vitesses linéaires que les actionneurs doivent réaliser pour exécuter les mouvements de la ceinture pelvienne durant le cycle de marche;
- les forces axiales répercutées dans les actionneurs dues à la dynamique du bassin. Celui-ci est modélisé par une masse cylindrique coaxiale avec l'axe vertical (Fig. 6.9). Aucune force extérieure n'est appliquée sur le bassin;
- les courbes de puissance de chaque actionneur;
- les caractéristiques mécaniques et électriques des transmissions.

6.3.1.1 Données géométriques et paramètres physiques

La Fig. 6.14 donne les coordonnées des extrémités de chaque actionneur pour le calcul du MGI. Le Tableau 6.1 spécifie les valeurs géométriques et physiques relatives à la conception.

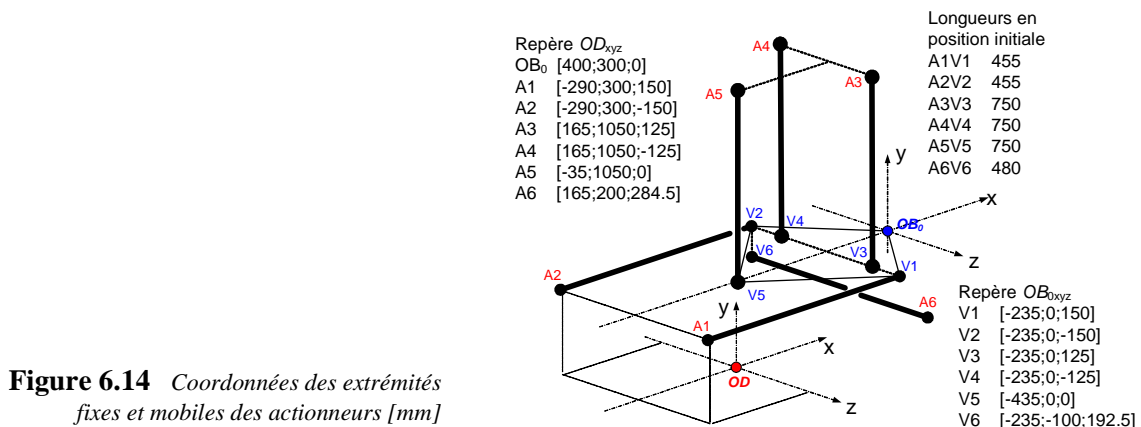


Figure 6.14 Coordonnées des extrémités fixes et mobiles des actionneurs [mm]

Tableau 6.1 Données de simulation de ORTHO123

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
bassin: masse du cylindre équivalent	m	11.5	kg
bassin: diam. du cylindre de la masse équivalente	d	50	mm
bassin: longueur du cylindre de la masse équivalente	L	170	mm
pas des vis de mouvement	P	10	mm
diamètre moyen des vis	d_m	10	mm
coefficient de frottement équivalent	μ	0.0105	-
rapport de transmission	i	2.375	-
rendement (courroie)	η_i	0.9	-
moteur des transmissions: RE40		Tableau 5.4	

6.3.1.2 Cinématique

Figure 6.15 *Courbes des positions par rapport aux longueurs initiales: un signe positif (négatif) indique un allongement (raccourcissement) du vérin "qi".*

La période des courbes du mouvement pelvien pris comme référence est de 0.994 s (1 cycle de marche). Elle correspond à une vitesse de marche d'environ 1,4 m/s (5 km/h) pour une longueur de foulée de 139 cm. A chaque seconde, un nouveau cycle commence. Les courbes sont données sur 2 s. pour observer leur similitude et leur décalage sur un demi-cycle.

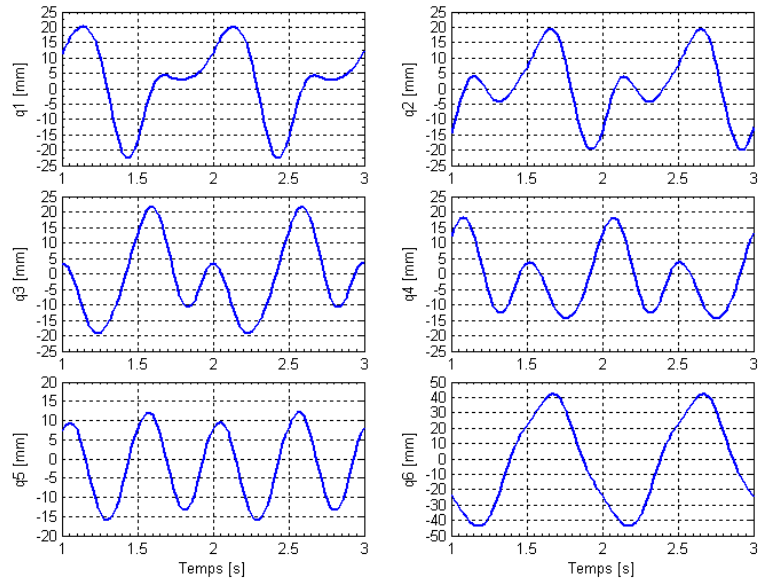
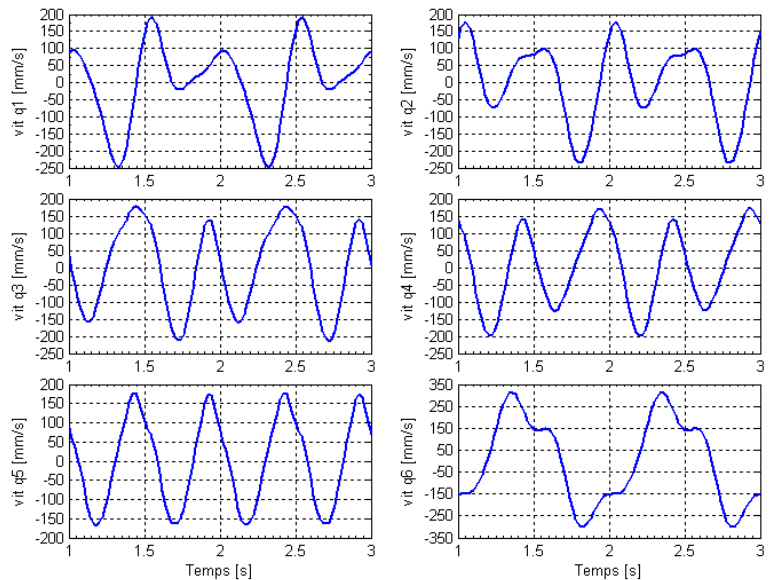


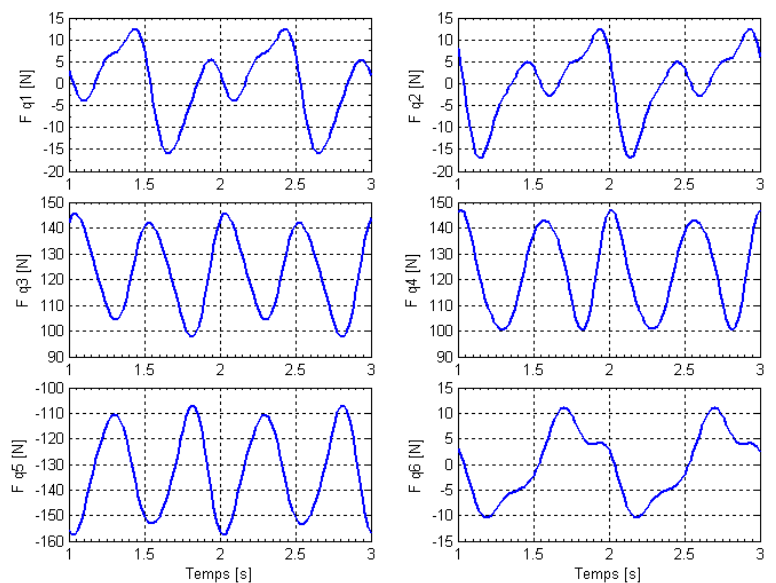
Figure 6.16 *Courbes des vitesses: un signe positif (négatif) indique une sortie (rentrée) du vérin "qi".*



6.3.1.3 Dynamique

Figure 6.17 *Courbes des forces axiales des actionneurs: le sens des forces respecte l'orientation du repère xyz (Fig. 6.9)*

L'observation des amplitudes de ces courbes de positions, vitesses et forces montre que les mouvements du bassin présentent une latéralisation gauche droite presque égale (Cf. hypothèse H6.1 section 6.2.2.1). Les valeurs des différents pics des actionneurs q1&q2, q3&q4 sont similaires mais décalés d'un demi-cycle. La marche est ici un cas réel, donc pas tout à fait parfaite.



6.3.1.4 Caractéristiques mécaniques et électriques des transmissions

Les courbes des Fig. 6.15, 6.15 et 6.16 montrent que les mouvements du bassin présentent une latéralisation presque symétrique (Cf. hypothèse H6.1, section 6.2.2.1). Par conséquent, seules les caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs q1, q3, q5 et q6 sont explicitées sous forme de graphiques. Due à cette latéralisation quasi symétrique, les actionneurs q2 et q4 auront des caractéristiques semblables à celles de q1 et q3, respectivement, mais décalées d'un demi-cycle. Les graphiques de ces résultats se trouvent à l'Annexe C.1.

Remarques:

- Une valeur négative des courbes de puissance de la Fig. 1 (Annexe C.1) indique que la transmission est en freinage (retenue des vis de mouvement dû à leur réversibilité).
- le moteur RE40 est surdimensionné pour les actionneurs horizontaux q1, q2 et q6 si l'on ne tient compte que des forces d'inertie. Les forces extérieures appliquées sur la ceinture pelvienne ne sont pas intégrées dans ces calculs. Une réserve dans les performances motrices est donc nécessaire pour les prendre en charge. Lire à ce propos le commentaire précédent les équations (6.10) et (6.11).

6.3.1.5 Puissance totale

En vue d'alimenter le déambulateur par des accumulateurs de façon à ne pas limiter ses déplacements à la longueur du câble électrique le reliant au réseau de distribution, il est nécessaire de connaître la puissance globale nécessaire au fonctionnement de tous les dispositifs: motorisation (2 moteurs), treuil de décharge corporelle (1 moteur), orthèse du bassin (6 moteurs), orthèse de jambes (2x3 moteurs), soit 15 moteurs. Le graphique de la Fig. 6.18 ci-contre donne la courbe de puissance totale instantanée pour l'orthèse ORTHO123 sur 1 cycle de marche. Elle est la somme des puissances électriques nécessaires à chaque actionneur, équ. (5.45).

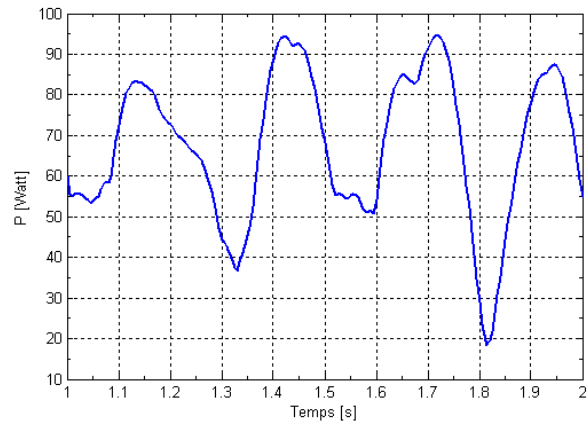


Figure 6.18 Courbe de la puissance électrique totale pour les six actionneurs de l'orthèse ORTHO12: Valeur RMS: 75 Watt

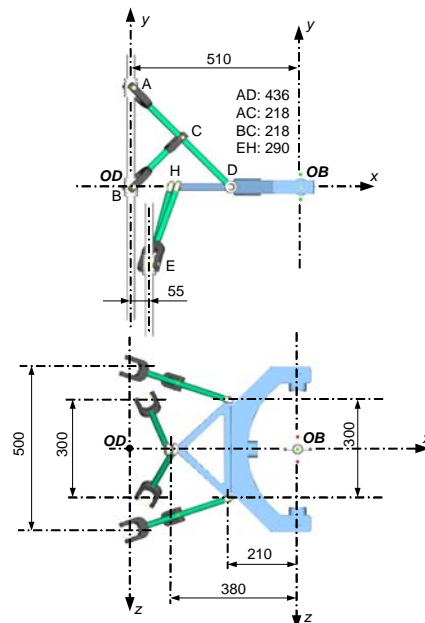
6.3.2 LAMBDA

La simulation numérique prend les mêmes données que la simulation de l'orthèse orthogonale ORTHO123 (section 6.3.1). Les résultats recherchés sont aussi les positions, les vitesses, les forces, les puissances et les caractéristiques électriques de chaque actionneur.

6.3.2.1 Données géométriques et paramètres physiques

- Les valeurs géométriques sont données par la Fig. 6.19.
- Vis de mouvement: 12x5 mm (diam. x pas).
- Rapport de réduction: 1,25.
- Moteur EC45: Tableau 5.5 (section 5.1.3.9).
- Autres valeurs: Tableau 6.1 (section 6.3.1.1).

Figure 6.19 Coordonnées, entraxes et longueurs [mm] des leviers du concept Lambda



6.3.2.2 Cinématique

Pour mémoire, la période du cycle de marche est de 0.994 s. Les courbes sont données sur 2 s pour observer leur similitude et leur décalage sur un demi-cycle.

Figure 6.20 Courbes des positions verticales des actionneurs "qi".

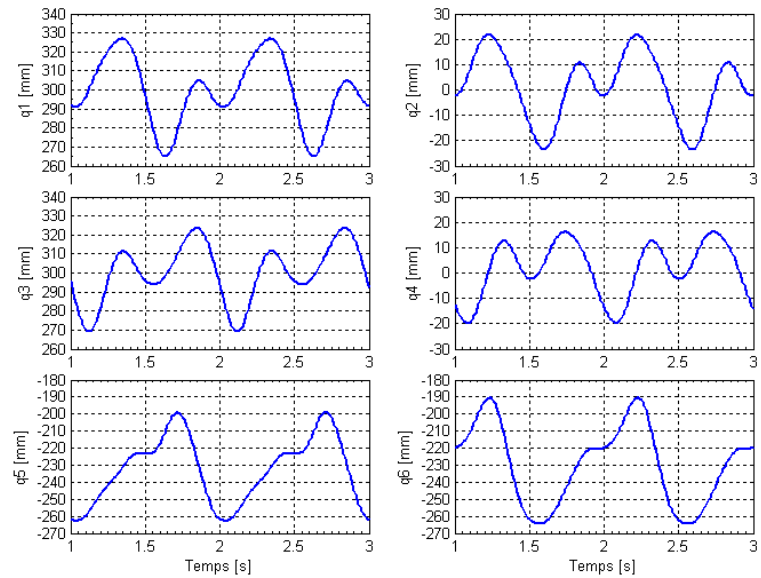
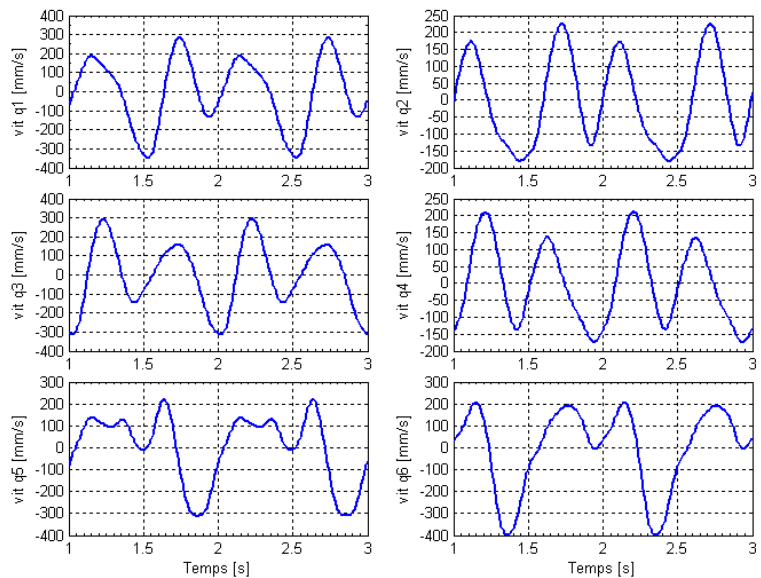


Figure 6.21 Courbes des vitesses: un signe positif (négatif) indique que l'actionneur "qi" monte (descend)



6.3.2.3 Dynamique

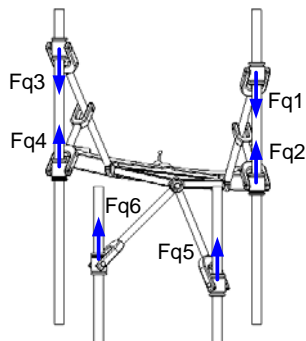
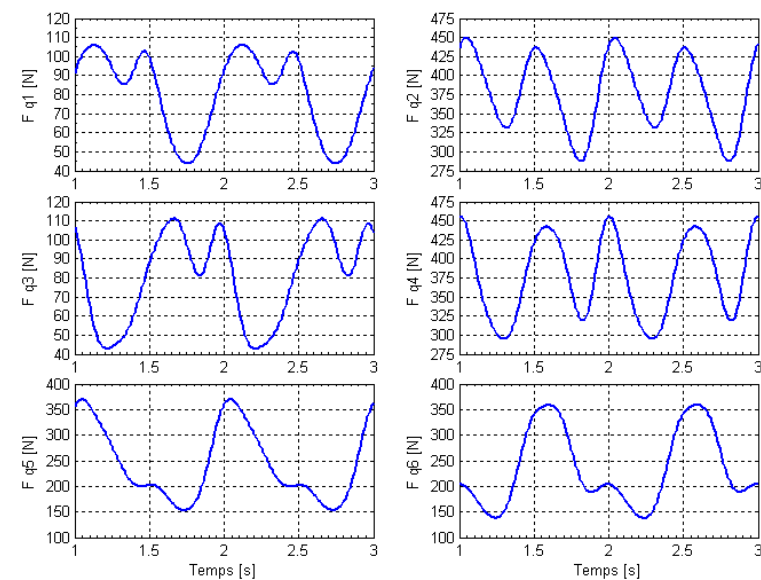


Figure 6.22 Courbes des forces: le sens des forces est donné dans le schéma ci dessus



6.3.2.4 Caractéristiques mécaniques et électriques des transmissions

En raison de la latéralisation presque symétrique des mouvements du bassin (hypothèse H6.1, section 6.2.2.1), seules les caractéristiques des actionneurs q1, q2 et q5 sont explicitées sous forme de graphiques. Dû à cette quasi symétrie, les actionneurs q3, q4 et q6 auront des caractéristiques semblables, respectivement, mais décalées d'un demi-cycle. Les graphiques de ces résultats se trouvent à l'Annexe C.2.

Remarque: le moteur EC45 est à la limite de sa capacité pour l'actionneur q2. Il ne faut pas perdre de vue qu'aucune force extérieure n'est appliquée sur la ceinture pelvienne dans ces calculs. Une réserve dans les performances motrices doit encore exister pour les prendre en charge. Une solution serait ici d'augmenter, seulement pour cet actionneur, le rapport de transmission "i" de 1.25 à 2.375, par exemple. Cela aura pour effet de diminuer le couple moteur mais d'augmenter sa vitesse de rotation. En conséquence, la puissance sera alors supérieure en raison d'une accélération angulaire plus élevée du moteur; le moment moteur pour accélérer son inertie réduite (en grande partie l'inertie du rotor) augmente dans la même proportion, Cf. équations (5.39)(5.41).

6.3.2.5 Puissance totale

La Fig. 6.23 ci-contre donne la courbe de puissance totale instantanée pour l'orthèse Lambda sur 1 cycle de marche. Elle est l'addition des puissances électriques nécessaires pour chaque actionneur. Une simulation numérique avec un rapport de transmission $i = 2.375$ pour q2 montre que ce changement provoque un pic de puissance totale instantanée supérieure à 500 Watt et donne une valeur RMS de 300 Watt. D'où l'importance d'un bon choix des rapports de réduction.

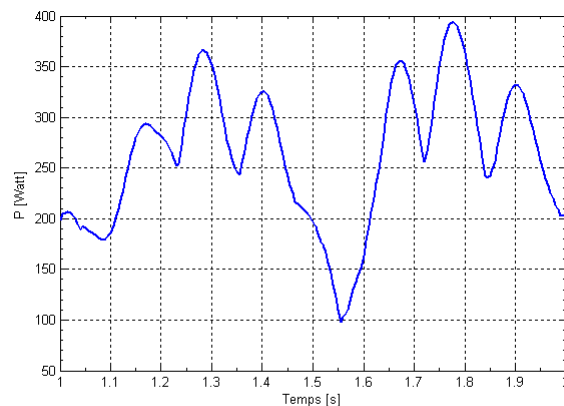


Figure 6.23 Courbe de la puissance électrique totale pour les six actionneurs de l'orthèse Lambda.
Valeur RMS: 285 Watt

6.3.3 Discussion

La simulation numérique montre que les deux moteurs q2 et q4 de l'Orthèse Hexaglisse Lambda (**OHL**) seront rapidement proches des limites admissibles si des charges extérieures sont appliquées sur la ceinture pelvienne. On remarque aussi que les vitesses de rotations des actionneurs sont plus élevées que ceux de la structure ORTHO123. C'est un désavantage pour la durée de vie des systèmes de transmission de type vis et écrou à circulation de billes. De plus, pour l'OHL, les vis sont en rotation et les écrous en translation. En ce qui concerne les vibrations, c'est moins favorable, même si les fréquences propres ne sont pas atteintes. La puissance motrice globale de l'OHL est supérieure au système ORTHO123; la valeur RMS est presque quatre fois plus élevée (Cf. Fig. 6.18 & Fig. 6.23). Les simulations démontrent que la structure orthogonale est optimale. Cela confirme ce que le principe d'orthogonalité pouvait laisser prévoir. Les modélisations et les applications numériques qui sont faites dans ce chapitre quantifient cette différence de puissance et permet d'évaluer si une structure non orthogonale est quand même envisageable. Ceci pour répondre éventuellement à d'autres critères, comme la disposition géométrique de l'orthèse, le dégagement nécessaire pour le transfert du patient, etc. Si l'on souhaite absolument minimiser la puissance pour augmenter l'autonomie du système de déambulation fonctionnant sur batteries, la réponse est non; la différence de puissance est significative. Pour un système stationnaire sur tapis roulant, où l'alimentation est fournie par le secteur, la structure Lambda est envisageable. En dernier point, l'ensemble Lambda est plus complexe à construire et il comporte plus de composants mécaniques. Ces différentes remarques ont définitivement amené à choisir l'orthèse ORTHO123 pour réaliser notre prototype expérimental de déambulation avec orthèse du bassin.

6.4 Prototype ORTHO123

6.4.1 Construction des actionneurs

la Fig. 6.24 montre une coupe de la construction des actionneurs linéaires.

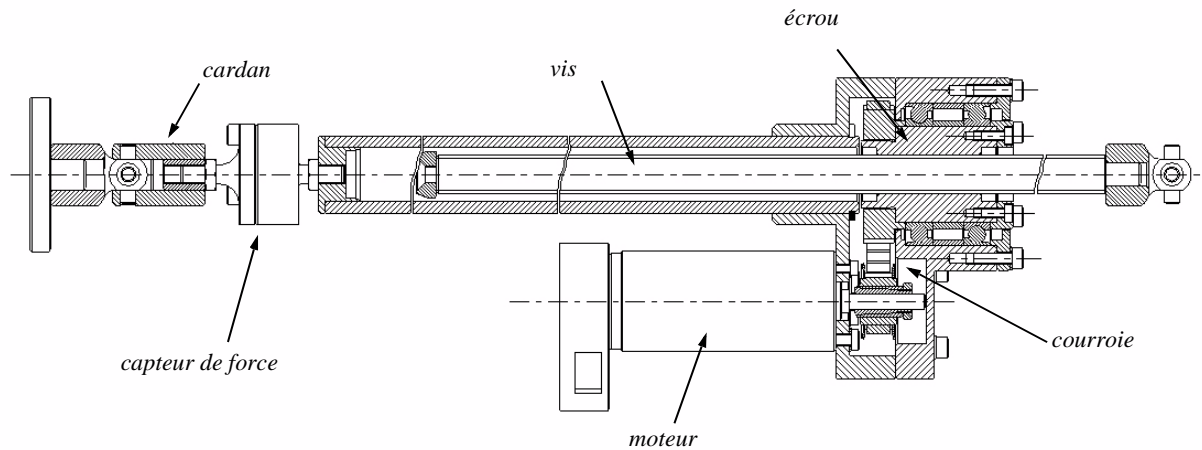


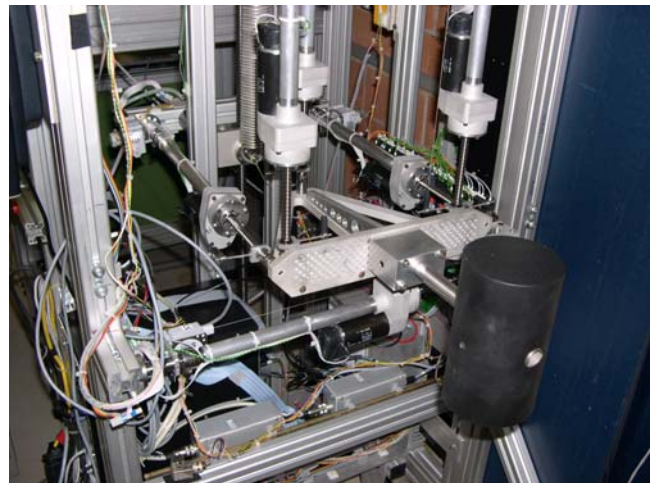
Figure 6.24 Actionneur linéaire à transmission vis-écrou

6.4.2 Assemblage

Les photos de la Fig. 6.25 montrent l'assemblage des six actionneurs sur l'organe terminal ainsi que la fixation du cylindre simulant la masse du bassin pour les mesures expérimentales.



a) vue d'ensemble



b) détails



c) vue avec interface de fixation du sujet (Cf. section 8.3.2)

Figure 6.25 Prototype de l'orthèse du bassin

6.5 Mesures expérimentales

Des mesures de positions et de forces des actionneurs ont été réalisées avec les mêmes paramètres de marche que la simulation numérique. Les courbes de position mesurées sont exactement les mêmes que les courbes théoriques de la Fig. 6.14. Le contrôle de position réalisé par Yves Stauffer (Cf. remerciements) est fonctionnel. La Fig. 6.26 ci-contre montre les forces des actionneurs q2, q3, q5 et q6 (q1 est identique à q2 et q4 à q3). La similitude des courbes valide le MDI. Les écarts sont dus aux réglages des longueurs et au filtre utilisé (moyenne glissante). Le jeu dans les vis de mouvement peut aussi jouer un rôle dans la forme des courbes, en particulier pour q2 et q6, actionneurs horizontaux, qui ne sont pas préchargés (q3 et q5 sont verticaux, ils sont préchargés par la masse).

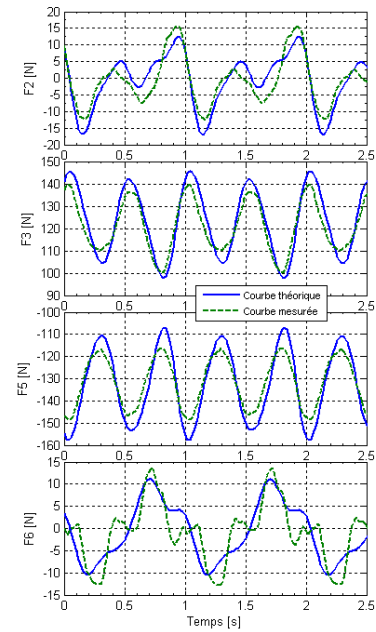


Figure 6.26 Courbes des forces

6.6 Conclusion

Les résultats de cette recherche montrent deux possibilités d'intégrer une orthèse du bassin dans un déambulateur. Une cinématique parallèle est idéale pour cette application. Un système de liaisons orthogonales est optimal pour remplir les exigences cinématique et dynamique du bassin durant le cycle de marche; la puissance à fournir est minimale. L'agencement de ce type de structure est facile dans l'espace à disposition. La simulation numérique démontre que des actionneurs électriques, réalisés avec des moteurs de dimensions raisonnables, permettent d'obtenir les performances souhaitées. La puissance totale de fonctionnement atteint des valeurs admissibles pour que ce système puisse être alimenté par des batteries, condition importante pour un déambulateur autonome. Les mesures expérimentales ont validé le MDI et montrent que l'approximation des petits angles est justifiée.

Nous n'obtiendrons pas un résultat aussi bon avec une orthèse sérielle. Les masses des éléments mécaniques intermédiaires et superposés reliant les DDL entre-eux, i.e. les différents chariots et cylindres nécessaires aux mouvements linéaires et rotatifs du bassin, augmentent les efforts que doivent reprendre les actionneurs à cause de la dynamique des mouvements. En comparaison, une cinématique parallèle a en général peu d'éléments mobiles. Les masses en mouvement se résument souvent à une seule partie: la nacelle ou l'organe terminal, ce qui permet de réaliser des robots à très hautes dynamiques comme le robot Delta [CLAVEL 1991]. Dans une moindre mesure, c'est aussi le cas pour l'orthèse du bassin à structure orthogonale qui permet de réduire au minimum la masse de la ceinture pelvienne. Par conséquent, de réduire la taille des moteurs et la puissance nécessaire au fonctionnement, but recherché.

En conclusion, l'orthèse du bassin ORTHO123 répond aux attentes fonctionnelles d'assistance des mouvements du bassin. Le modèle défini dans ce travail est également un outil de développement pour son évolution et pour les constructeurs en vue de son industrialisation. Les tests cliniques apporteront par la suite des données inexistantes à ce jour qui permettront d'affiner le concept et le contrôle. Je pense en particulier aux efforts d'interaction du sujet sur la ceinture orthétique dus à une marche pathologique, à la possibilité de rendre un ou plusieurs DDL compliants. De plus, L'ergonomie de la ceinture pelvienne orthétique et des liaisons orthopédiques en relation avec le harnais de soutien pourra être définitivement mise au point.

Cette première orthèse expérimentale d'assistance complète des mouvements du bassin intégrée à un déambulateur ouvre donc un large champ d'études cliniques qui devraient contribuer largement aux progrès des moyens thérapeutiques de recouvrement de la marche. Les premiers résultats de notre prototype sont très encourageants dans ce sens.

Orthèse de jambe pour l'entraînement de la marche

WalkTrainerTM

Cette orthèse de jambe est le dispositif d'assistance des mouvements des membres inférieurs équipant le déambulateur d'entraînement à la marche. Elle complète l'ensemble constitué de l'orthèse du bassin et du système de soutien corporel. Plusieurs orthèses de types différents sont décrites: sérielle, parallèle et hybride. Pour quatre d'entre elles, les modèles de simulation sont développés et une comparaison des performances mécaniques est faite. Une analyse des caractéristiques, des avantages et des inconvénients entre une orthèse hybride et sérielle termine ce chapitre avec une conclusion.

7.1 Orthèse à cinématique parallèle ou hybride

Pour ce type d'orthèse, il s'agit de réaliser trois degrés de liberté en créant des liaisons formant des boucles. La configuration la plus favorable est celle qui place les liaisons d'action le plus tangentiellement possible par rapport aux segments de la jambe. Leur distance au centre de rotation doit être suffisante pour réduire les efforts au maximum, tout en conservant des vitesses acceptables. Un compromis doit être trouvé afin de minimiser la puissance des actionneurs. Le genou et la cheville décrivent dans le plan sagittal des courbes appelées *poulaines* (Fig. 7.1) [GAJER 1997, IVANENKO 2002]. Pendant le cycle de marche, ces poulaines sont parcourues à des vitesses élevées. Plus on s'éloigne de la hanche plus cette vitesse augmente. Elle est maximale à l'extrémité de la jambe lors de la phase d'oscillation. Par contre, plus on s'éloigne de l'articulation, plus les efforts à produire pour l'assistance du mouvement sont faibles et plus les forces de réaction à l'articulation précédente sont réduites.

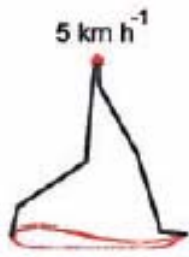


Figure 7.1
Poulaine du pied
[IVANENKO 2002]

7.1.1 Concept de cinématique parallèle

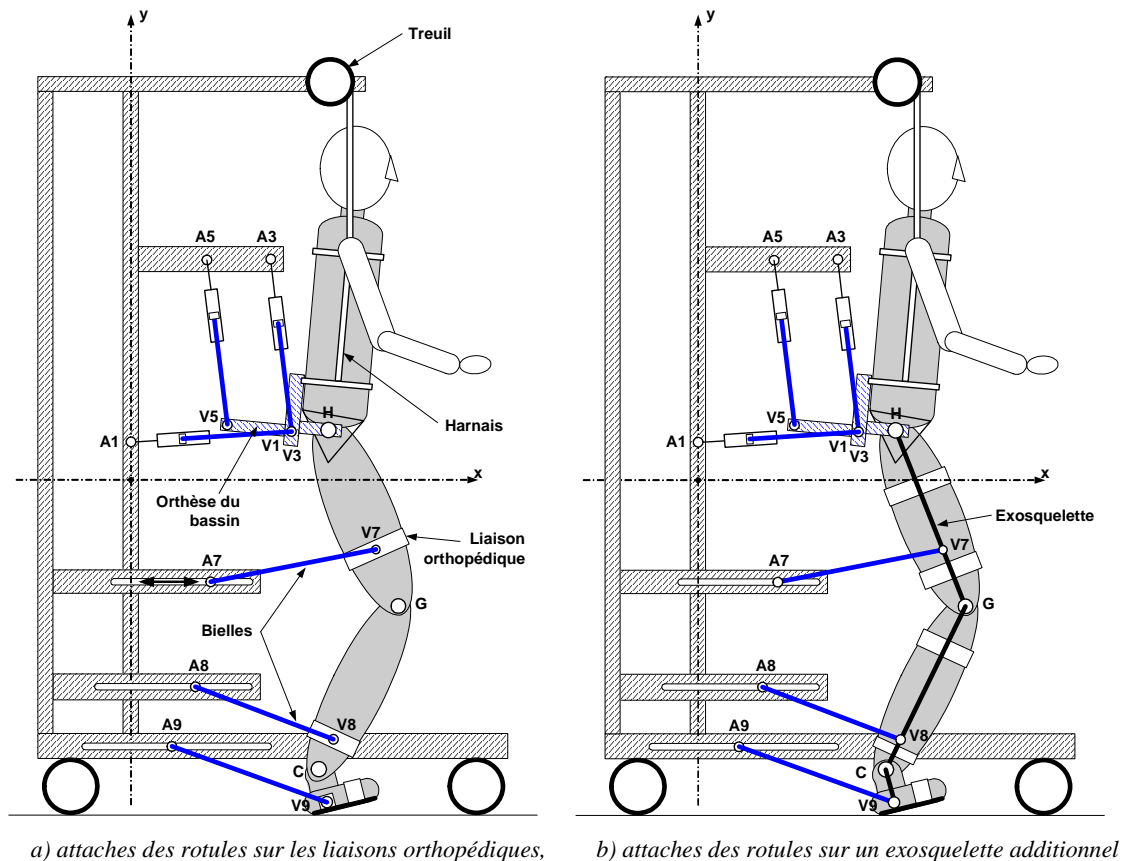


Figure 7.2 Orthèse de jambe à cinématique parallèle (OPI)

Le principe d'assistance des mouvements de la marche des jambes à l'aide d'une cinématique parallèle est montré à la (Fig. 7.2). Trois bielles actionnent les articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Les déplacements des extrémités des bielles A7, A8 et A9 sont contrôlés dans des guidages linéaires par une motorisation électrique afin de reproduire les mouvements angulaires de la marche de chaque articulation. Les liaisons des points A7, A8 et A9 avec leur actionneur linéaire respectif sont des

cardans. Les extrémités V7, V8 et V9 des bielles sont directement liées par des rotules aux liaisons orthopédiques de la jambe (Fig. 7.2a). Ceci présente l'avantage de s'affranchir des réglages anthropométriques propres à chaque personne. Par contre, il est difficile de placer les capteurs angulaires nécessaires au contrôle des mouvements. Un autre désavantage se trouve dans les composantes de force axiale à la jambe générées par les bielles de mouvement. Ces forces axiales agissent en traction ou en compression sur la jambe. Elles peuvent donc entraîner des effets physiologiques secondaires non désirés et gêner la liaison orthopédique en la tirant et en la poussant.

Pour contourner ces inconvénients, un *exosquelette* ultra léger est placé le long de la jambe (Fig. 7.2b). pour y fixer les rotules des bielles. Cet exosquelette agit alors comme interface de liaison avec la jambe. Tout comme les liaisons orthopédiques, il peut être personnalisé, s'adaptant ainsi idéalement à la morphologie du sujet. De plus, les goniomètres de contrôle peuvent s'y fixer facilement.

Le maintien de la jambe dans le plan sagittal pendant le cycle de marche doit également être pris en considération. Les mouvements d'adduction-abduction sortant du schéma physiologique de la marche doivent être contrôlés en guidant la jambe tout le long du mouvement. Pour cela, de simples pivots peuvent être placés aux extrémités de la bielle A9V9 au lieu de rotules (Fig. 7.2). Une autre solution consiste à placer deux barres en série montées également sur pivots. Nous pourrions alors profiter de ce système pour y placer une transmission (courroies ou câbles) commandant la rotation de la cheville (Fig. 7.3).

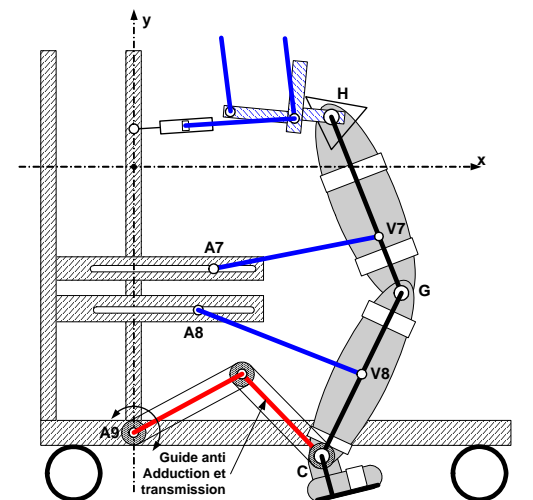


Figure 7.3 Orthèse de jambe avec guide d'adduction (OP2)

La difficulté prévisible pour ces configurations parallèles est la trajectoire de travail importante à parcourir à haute vitesse, en particulier pour l'actionneur de la cheville. En effet, la poulaine décrite par la cheville présente une grande longueur entre le point de contact du talon et le décoller de l'orteil durant le cycle de marche (Fig. 7.1). Il en est de même, mais dans une moindre mesure, pour le genou: la distance entre le genou et le point d'action (V8) de la bielle peut être aussi courte que possible pour réduire la longueur de la poulaine en ce point. Les forces augmentent alors en conséquence. Pour rester dans des valeurs acceptables, cette distance proximale (GV8) ne peut pas être trop réduite. Par contre, le point pilotant la cheville ne peut guère être déplacé (V9 ou C). Pour contourner cette difficulté au niveau de la cheville, une configuration de type hybride peut être prise en considération.

7.1.2 Configuration hybride

Cette configuration hybride possède une cinématique parallèle pour les deux premiers DDL (hanche et genou), constituée comme précédemment de deux bielles, et un DDL (cheville) en série avec un vérin linéaire (Fig. 7.4). Cette disposition a l'avantage de réduire considérablement la course de l'actionneur de la cheville. Par contre, elle augmente la masse en mouvement, ce qui est moins bon d'un point de vue dynamique. Le guidage adduction-abduction peut se faire en ajoutant le système de deux barres en série à pivots décrit plus haut. Ce système devient alors un module que l'on peut mettre ou pas selon les besoins. Pour éviter trop de concentration de leviers, l'actionneur de la cheville peut être placé sur la face antérieure de la jambe (Fig. 7.4b).

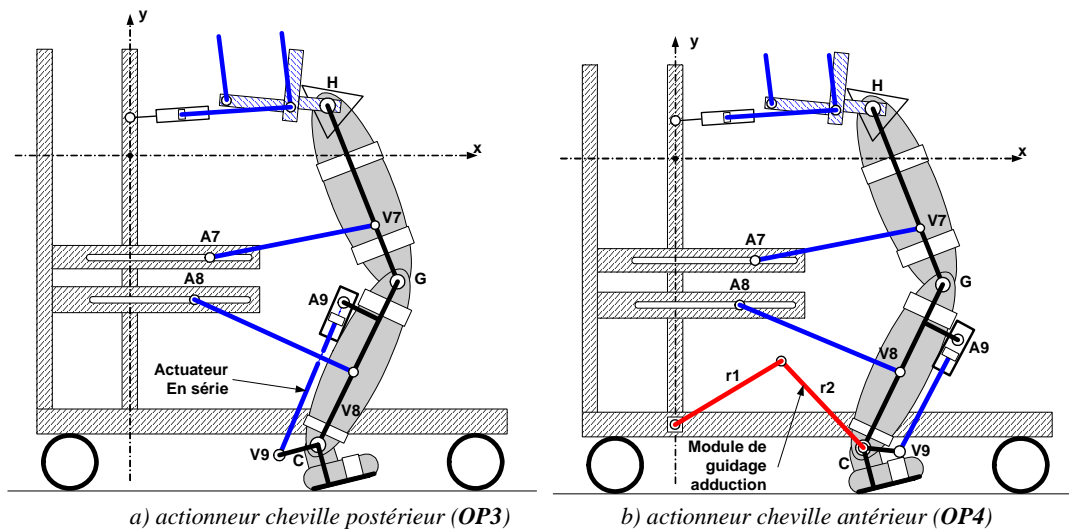


Figure 7.4 Orthèses de jambe à cinématique hybride avec exosquelette. L'actionneur de la cheville est placé en série, côté postérieur ou antérieur, avec ou sans guide d'adduction

Une configuration comportant un couplage de mouvements hanche et genou est également possible pour réduire la course de l'actionneur du genou. La Fig. 7.5a montre une disposition où un vérin linéaire est couplé à une bielle. Une solution hybride intéressante serait d'utiliser ici le guide d'adduction-abduction comprenant l'actionneur de la cheville (Fig. 7.3). Cette disposition a l'avantage de ne pas embarquer une masse additionnelle au niveau de la jambe. Par contre, le guide d'adduction-abduction n'est plus un élément modulaire et il reste la question de la vitesse élevée du point C pendant la phase oscillante de la marche. Cette disposition est montrée à la Fig. 7.5b.

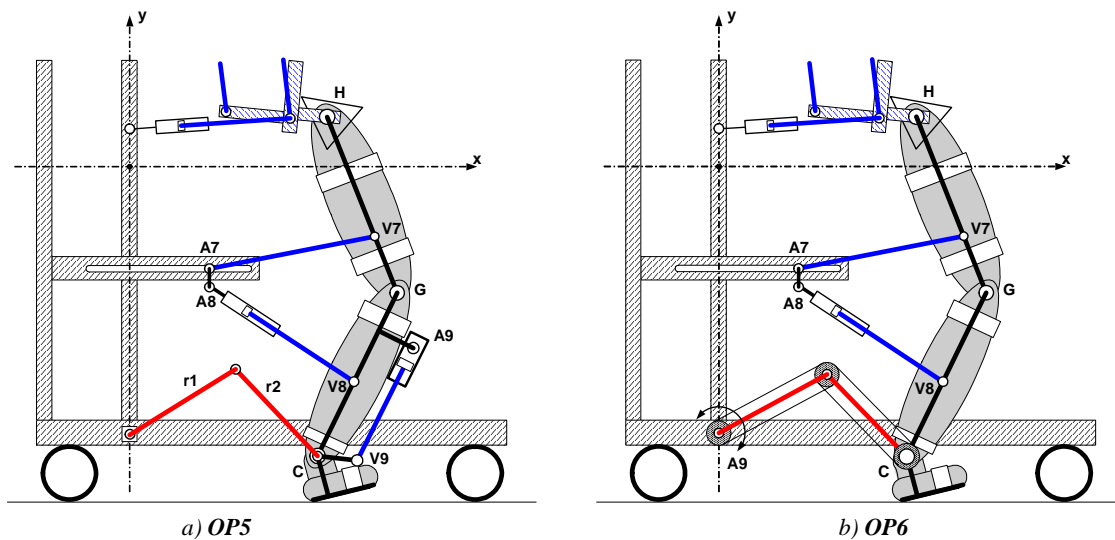


Figure 7.5 Orthèses à cinématique hybride: actionneurs hanche et genou couplés.

La Fig. 7.6a est une disposition couplant les vérins linéaires hanche et cheville par leur cylindre. Cette disposition est inspirée du projet POGO¹. La Fig. 7.6b est une variante. Le module de guidage d'adduction peut être encore ajouté à chacune de ces deux configurations.

Il est également possible de regrouper les trois points d'attache des actionneurs sur la coulisse (Fig. 7.6c). Cette solution présente aussi l'avantage de supprimer la masse additionnelle de l'actionneur cheville, mais surcharge l'actionneur de la coulisse qui pilote les mouvements de la hanche. Par contre, l'adduction de la jambe peut être reprise par le vérin A9V9 en le guidant correctement pour maintenir le pied dans le plan du mouvement.

1. [REINKENSMAYER 2006, GALVEZ 2005], Ph.D. project of Daisuke Aoyagi, University of California, Irvine, <http://gram.eng.uci.edu>.

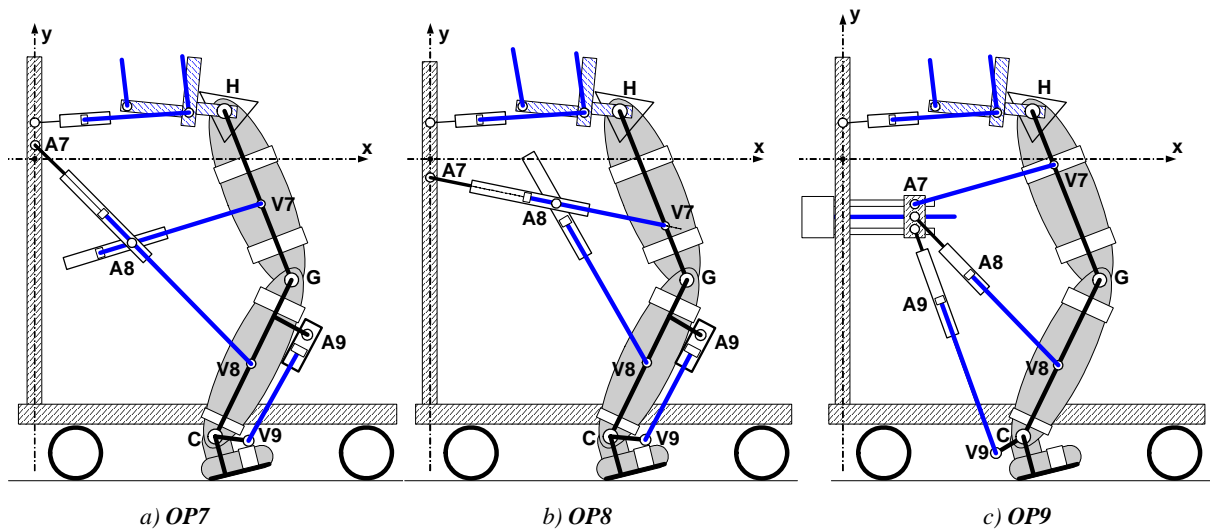


Figure 7.6 Orthèses à cinématique hybride: actionneurs couplés.

7.1.3 Configuration hybride à leviers articulés

Il existe encore des configurations plus complexes susceptibles de rendre les caractéristiques spatiales, cinématiques et dynamiques acceptables. L'utilisation de leviers de renvoi formant un quadrilatère articulé peut apporter une solution. Ceci va dans le sens d'une poursuite de rigidité comme expliqué à la section 5.1.1.2. Les Fig. 7.7a et b montrent des configurations possibles: le quadrilatère est formé par les points O8-P8-V8-G. La difficulté de ces architectures est de définir les positions optimales de chaque point pour s'éloigner au mieux des singularités du système - zone proche de l'alignement des leviers - en tenant compte des grands débattements à réaliser.

Une dernière solution, avec un levier articulé en prise au niveau de la cheville, permet de combiner les actionneurs genou et cheville avec la tenue de la jambe dans le plan sagittal par l'intermédiaire des leviers de renvoi. Pour cela, les barres doivent être rigides en torsion et en flexion et les pivots capables de reprendre les efforts transverses. Cette configuration consiste en fait à réaliser une sorte d'exosquelette décalé et postérieur à la jambe (Fig. 7.7c, barres lient les points A7-B-V8-T).

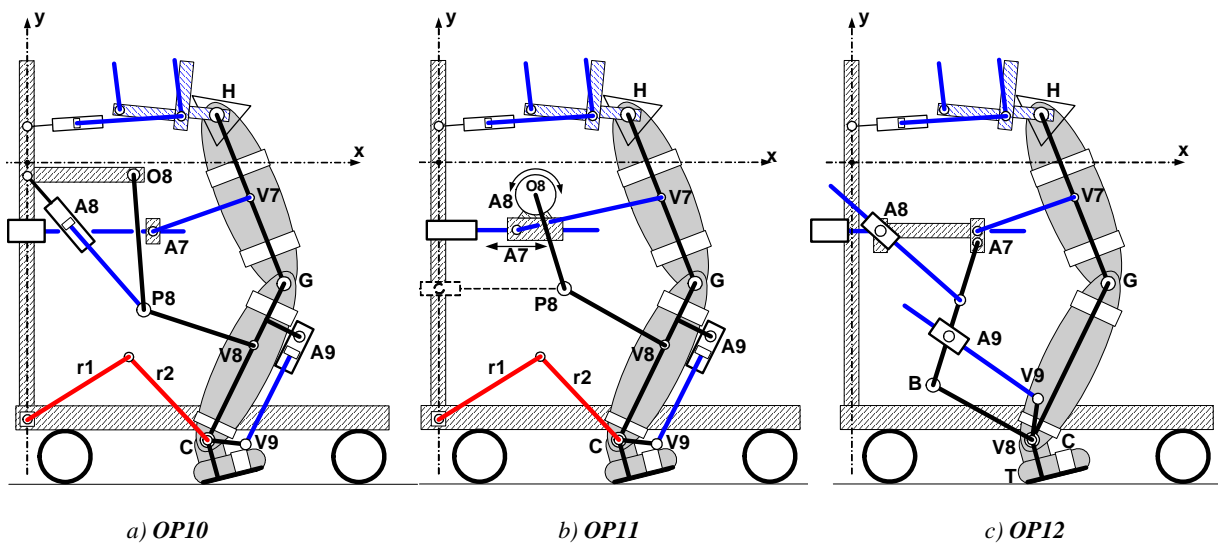


Figure 7.7 Orthèse de jambe à cinématique hybride: leviers articulés pour le genou

7.1.4 Modélisation

La modélisation apporte des indications théoriques sur la faisabilité d'un dispositif. Elle permet une comparaison entre plusieurs configurations selon des critères choisis. L'interprétation des résultats conduit ensuite au choix d'une solution. Cet exercice est fait ici dans le détail pour les cinématiques d'orthèse de jambe **OP4**, **OP5**, **OP6** et **OP12** (Fig. 7.4b, Fig. 7.5a et b, Fig. 7.7c).

Une analyse géométrique des mouvements de bielles de la configuration hybride à leviers articulés **OP10** a montré que pour satisfaire les développements angulaires de la jambe durant le cycle de marche, en respectant raisonnablement le principe de poursuite de rigidité, les longueurs des leviers deviennent très grandes. De plus, le centre de pivotement fixe doit être placé en arrière et relativement haut, venant en conflit avec l'orthèse du bassin (Fig. 7.7a, point O8). La configuration **OP11** est similaire à **OP12** si l'on prend un actionneur linéaire A8 en différentiel avec A7 (en traits tirés, Fig. 7.7b). Nous avons choisi la solution **OP12** pour la modélisation car les leviers A7BV8 (Fig. 7.7c) réalisent en même temps la tenue d'adduction de la jambe dans le plan sagittal. C'est un avantage.

Les modèles théoriques des architectures cinématiques **OP7** et **OP8** (Fig. 7.6 a et b) n'ont pas été écrits; une idée du comportement de ces configurations peut être déduite des modèles précédents. De plus, ces dispositifs nécessitent des vérins de grande course qui sont difficiles à réaliser avec des vis de mouvement. En outre, ce type d'orthèse est un projet de recherche en cours au Etats-Unis [Projet POGO: REINKENSMEYER 2006]. De même pour **OP9** dont l'actionneur A9 est très long (Fig. 7.6c).

7.1.4.1 Modélisation de l'orthèse OP4

L'orthèse de jambe de la Fig. 7.4b est prise en référence pour une modélisation basique. Comme il sera indiqué par la suite, cette modélisation de base évolue ensuite à quelques détails près pour les autres schémas d'orthèse de jambe.

HYPOTHÈSE H7.1: par simplification, l'exosquelette est confondu avec le squelette. Etant prévu ultra léger, sa masse est négligée. Nous considérons que l'exosquelette et la jambe sont parfaitement liés.

Construction: les actionneurs A7 et A8 se déplacent parallèlement au plan sagittal. L'actionneur A9 reste parallèle à la jambe.

7.1.4.2 Notation et symboles

Le schéma Fig. 7.8 ci-contre donne la notation et les symboles des grandeurs géométriques utilisés:

- OQ7 : Repère fixe à l'actionneur niveau cheville
- OQ8 : Repère fixe à l'actionneur niveau genou
- OD : Repère fixe au déambulateur
- OB0 : Repère d'origine du bassin fixe par rapport à OD
- OB : Repère fixe au bassin
- OA : Repère fixe à la hanche, centré sur l'acétabulum
- L_i : longueurs proximales
- r_3, r_4 : rayon
- CdM : Centre de masse
- m_i : masse
- T_n, ϵ_n : angle

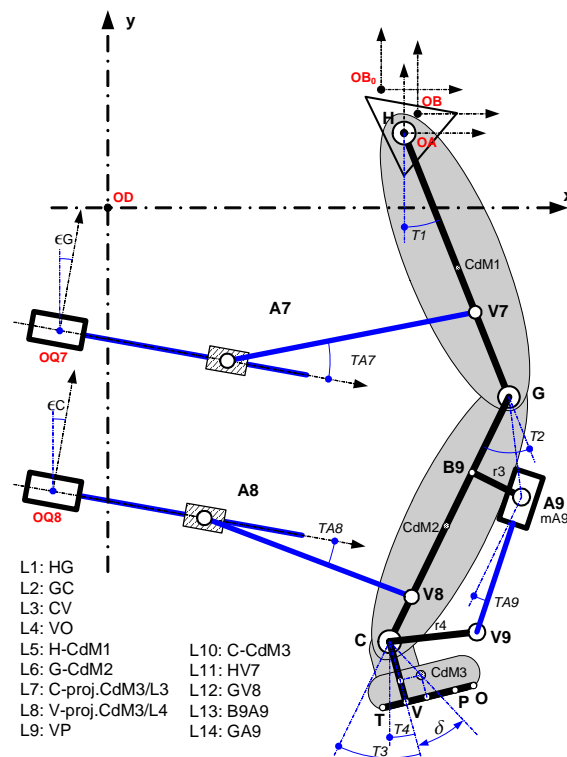


Figure 7.8 Notation et symboles de l'orthèse à cinématique hybride **OP4**

Remarques: la vitesse linéaire des actionneurs A7 et A8 doit être minimisée. Il existe donc une position idéale, inclinée ou pas, des repères OQ7 et OQ8 donnant une vitesse minimum en fonction des vitesses articulaires $d/dt(T1)$ et $d/dt(T2)$.

7.1.4.3 Modèle géométrique inverse des actionneurs hanche et genou

Le MGI exprime les variables du robot "q" en fonction de l'espace opérationnel.

A/ Actionneurs Hanche (q7) et Genou (q8):

Pour la hanche et le genou, la variable q_i est définie ainsi:

$$\mathbf{q}_i = [q_{ix}, q_{iy}, q_{iz}] = [A_{ix}, 0, 0] = f\{\mathbf{V}_i\} = f\{[V_{ix}, V_{iy}, V_{iz}]\} = f\{\delta x, \delta y, \delta z, \theta x, \theta y, \theta z, T1, T2\}; \quad i = 7, 8 \quad (7.1)$$

A_i est l'extrémité de la bielle fixée à l'actionneur et V_i , l'extrémité rattachée à l'organe terminal, l'orthèse. Le point A_i se déplace linéairement sur l'axe x de son repère OQ_i (Fig. 7.8). Le point V_i décrit une courbe dans l'espace de ce même repère. La variable du robot est donc la coordonnée x du point A_i et l'espace opérationnel est formé par la position $[x_i, y_i, z_i]$ de l'extrémité de la bielle V_i . Il s'agit alors de déterminer la coordonnée A_{ix} en fonction de la position de l'extrémité V_{ixyz} de la bielle d'une longueur donnée fixe $A_i V_i$. Cette coordonnée se calcule par l'intersection d'une sphère de rayon $A_i V_i$, centrée sur le point V_i , avec la droite OQ_{ix} (Fig. 7.9). Par le théorème de Pythagore, nous obtenons:

$$(A_i V_i)^2 = (V_{ix}^{OQ_i} - A_{ix}^{OQ_i})^2 + (V_{iy}^{OQ_i})^2 + (V_{iz}^{OQ_i})^2$$

d'où:

$$q_i = A_{ix}^{OQ_i} = V_{ix}^{OQ_i} \pm \sqrt{(A_i V_i)^2 - (V_{iy}^{OQ_i})^2 - (V_{iz}^{OQ_i})^2} \quad (7.2)$$

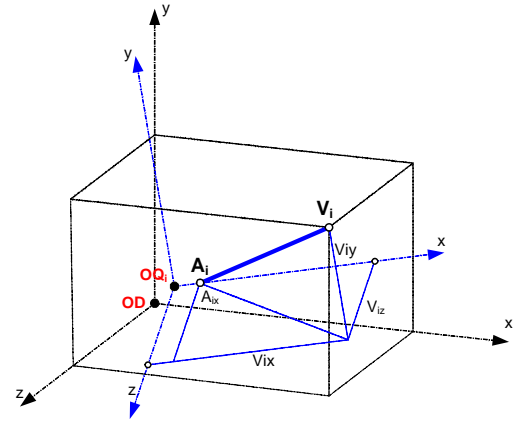


Figure 7.9 MGI actionneur q_i

Il faut donc déterminer les coordonnées V_{ixyz} dans le repère OQ_i en fonction des angles articulaires physiologiques $T1$ et $T2$ et des mouvements du bassin ($\delta x, \delta y, \delta z, \theta x, \theta y, \theta z$) pendant un cycle de marche. Si les points $V7$ et $V8$ sont respectivement confondus avec les points G et C (Fig. 7.8), cela revient à modéliser les poulaines du genou et de la cheville.

7.1.4.4 Coordonnées des points V7 et V8

Connaissant par la biomécanique les mouvements du bassin selon ses six DDL ($\delta x, \delta y, \delta z, \theta x, \theta y, \theta z$) et les angles articulaires physiologiques $T1, T2$ et $T3$ en fonction du cycle de marche, il est possible de calculer les coordonnées des points d'action des bielles sur l'exosquelette ($V7$ et $V8$) dans leur repère respectif ($OQ7$ et $OQ8$). Comme pour le Chapitre 6.2.1.2, la méthode de calcul utilise les matrices homogènes 4×4 de transformation de coordonnées. La même notation (6.4)(6.5) est reprise.

A/ Actionneur Hanche (A7V7):

En référence à la Fig. 7.8, les coordonnées $[x, y, z]$ du point $V7$ dans le repère $OQ7$ sont données par les éléments $[1,4 ; 2,4 ; 3,4]$ de la matrice résultat $[V7]$ suivante:

$$[V7] = \begin{bmatrix} \mathbf{Ro}_{z,\epsilon_G}^{OQ7} \\ \mathbf{Tr}_{xyz}^{OQ7-OD} \\ \mathbf{Tr}_{xyz}^{OD-OB_0} \\ \mathbf{Tr}_{xyz}^{OB_0-OB} \\ \mathbf{Ro}_{y,R_B}^{OB} \\ \mathbf{Ro}_{x,O_B}^{OB} \\ \mathbf{Ro}_{z,T_B}^{OB} \\ \mathbf{Tr}_{xyz}^{OB-OA} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{Ro}_{z,-T_B}^H \\ \mathbf{Ro}_{x,-O_B}^H \\ \mathbf{Ro}_{y,-R_B}^H \\ \mathbf{Ro}_{x,Ad}^H \\ \mathbf{Ro}_{z,T1}^H \\ \mathbf{Tr}_{y,-L11}^{H-V7} \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

Les trois premières matrices ci-contre de (7.3) expriment la transformation allant du repère de l'actionneur au repère du bassin OB_0 . Celui-ci est fixe par rapport au déambulateur. Il est la position d'origine, ou de départ, des mouvements du bassin.

$$\left[R_{z,\varepsilon_G}^{OQ7} \right] \left[Tr_{xyz}^{OQ7-OD} \right] \left[Tr_{xyz}^{OD-OB_0} \right]$$

Les quatre matrices suivantes donnent la position du repère OB , fixé au bassin, par rapport au repère OB_0 durant le cycle de marche. La méthode de calcul est ici identique à l'orthèse du bassin (6.6). Elle est répétée pour mémoire: la position du bassin est donnée par les mesures biomécaniques. Il y a trois translations et trois rotations. L'ordre des rotations est pris de la manière suivante [BAKER 2001]: rotation (axe y), obliquité (axe x) et tilt (axe z). Le plan passant par les épines iliaques postéro/antéro-supérieures (EIPS, EIAS) et leur ligne médiane définissent la position du repère bassin OB (Fig. 7.10).

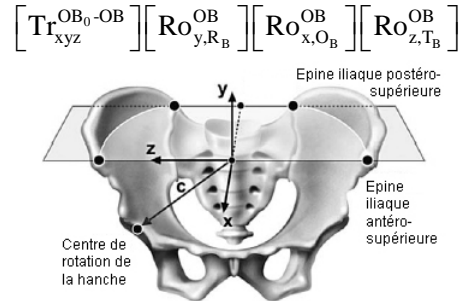


Figure 7.10 Repère Bassin et vecteur c
[CAMOMILLA 2006]

La huitième matrice permet de se déplacer du repère bassin au centre de l'articulation sphéroïde de la hanche, l'acétabulum. C'est une translation (vecteur c , Fig. 7.10) dont les composantes xyz peuvent être estimées par équation de régression (7.4) en fonction de la largeur du bassin LB : distance entre épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche [BELL 1989, LEARDINI 1999, VAUGHAN 1999, CAMOMILLA 2006].

$$\left[Tr_{xyz}^{OB-OA} \right]$$

$$c = \begin{bmatrix} -0.19 \cdot LB \\ -0.30 \cdot LB \\ 0.36 \cdot LB \end{bmatrix} \quad (7.4)$$

Les trois matrices qui suivent sont nécessaires pour maintenir le repère dans le plan sagittal. Elles sont le tilt, l'obliquité et la rotation du bassin en sens inverse. Sans elles, la jambe ferait une sorte de circumduction (Fig. 2.9) en restant perpendiculaire au plan passant par les épines iliaques.

$$\left[Ro_{z,-T_B}^H \right] \left[Ro_{x,-O_B}^H \right] \left[Ro_{y,-R_B}^H \right]$$

La douzième matrice compense le mouvement transverse (axe z) du bassin par une ad/abduction (rotation de jambe autour de l'axe x).

$$\left[Ro_{x,Ad}^H \right]$$

Finalement, nous avons la rotation de la hanche et la translation pour arriver au point V7.

$$\left[Ro_{z,T1}^H \right] \left[Tr_{y,-L11}^{H-V7} \right]$$

B/ Actionneur Genou (A8V8):

Le calcul est similaire à (7.3) avec une base différente (OQ8) et une articulation supplémentaire. Les coordonnées $[x, y, z]$ du point V8 dans le repère OQ8 sont les éléments $[1,4 ; 2,4 ; 3,4]$ de la matrice résultat [V8]. Pour l'obtenir, les produits matricielles successifs suivants doivent être résolus:

$$\begin{aligned}
[V8] = & \left[Ro_{z,\varepsilon_c}^{OQ8} \right] \left[Tr_{xyz}^{OQ8-OD} \right] \left[Tr_{xyz}^{OD-OB_0} \right] \left[Tr_{xyz}^{OB_0-OB} \right] \left[Ro_{y,R_B}^B \right] \left[Ro_{x,O_B}^B \right] \left[Ro_{z,T_B}^B \right] \left[Tr_{xyz}^{OB-OA} \right] \cdot \\
& \left[Ro_{z,-T_B}^H \right] \left[Ro_{x,-O_B}^H \right] \left[Ro_{y,-R_B}^H \right] \left[Ro_{x,Ad}^H \right] \left[Ro_{z,T1}^H \right] \left[Tr_{y,-L1}^{H-G} \right] \left[Ro_{z,T2}^G \right] \left[Tr_{y,-L12}^{G-V8} \right]
\end{aligned} \quad (7.5)$$

7.1.4.5 Modèle géométrique inverse de l'actionneur de la cheville

La variable robot q est ici la longueur A9V9. La variable opérationnelle est l'angle T3. Cette longueur se calcule par la relation trigonométrique suivante (Fig. 7.8 et Fig. 7.11):

$$q9 = |A9V9| = \sqrt{(L2 - L13 - r4 \cdot \sin(T3 + \psi))^2 + (r4 \cdot \cos(T3 + \psi) - r3)^2} \quad (7.6)$$

Pour la cheville, le MGI est donné directement en fonction de l'angle articulaire physiologique T3 (7.6). La variation de cet angle est connue pour un cycle de marche.

7.1.4.6 Poulaines de la hanche, du genou et de la cheville:

Les poulaines de la hanche, du genou et de la cheville par rapport au repère du déambulateur OD se calculent de la même manière:

$$\begin{aligned}
[H] = & \left[Tr_{xyz}^{OD-OB_0} \right] \left[Tr_{xyz}^{OB_0-OB} \right] \left[Ro_{y,R_B}^{OB} \right] \left[Ro_{x,O_B}^{OB} \right] \left[Ro_{z,T_B}^{OB} \right] \left[Tr_{xyz}^{OB-OA} \right] \\
[G] = & [H] \left[Ro_{z,-T_B}^H \right] \left[Ro_{x,-O_B}^H \right] \left[Ro_{y,-R_B}^H \right] \left[Ro_{x,Ad}^H \right] \left[Ro_{z,T1}^H \right] \left[Tr_{y,-L1}^{H-G} \right] \\
[C] = & [G] \left[Ro_{z,T2}^G \right] \left[Tr_{y,-L2}^{G-C} \right]
\end{aligned} \quad (7.7)$$

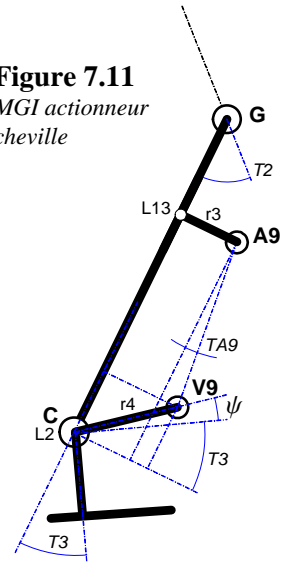
7.1.4.7 Modèle dynamique inverse

A nouveau, une décomposition segmentaire est effectuée et la seconde loi de Newton (5.15) appliquée. Pour chacun des trois segments de l'orthèse, un système de trois équations à trois inconnues peut être posé et résolu. Les trois inconnues sont: la force d'actionnement du segment pris en compte, la composante x et la composante y de la force d'interaction entre deux segments.

Remarque: les composantes des forces selon l'axe transverse (z) ne sont pas prises en compte ici. Ces forces sont reprises par les guidages. Elles sont dues à l'angle des bielles AV par rapport au plan sagittal (Fig. 7.9), le point A n'étant pas aligné avec la hanche. Cette inclinaison reste faible, les forces transverses n'atteindront pas des valeurs importantes. L'influence sur la dynamique ne sera pas significative, l'inclinaison étant prédominante dans le plan sagittal (angle TA7 et TA8, Fig. 7.8).

Les systèmes d'équations sont détaillés ci-dessous pour chaque segment. L'ordre des équations est identiques à la section 5.1.2, les inconnues sont également signalées en caractères **gras**. Les variables recherchées sont en caractères **gras italiques**. De nouveau, seules les équations sont transcrites; les solutions possédant aussi un grand nombre de termes, leur lecture est difficilement interprétable. Elles ont été obtenues en utilisant la même méthode que la section 5.1.2. Etant des variables en fonction du temps, elles sont éditées sous forme de graphiques dans la simulation, section 7.1.5.

Figure 7.11
MGI actionneur
cheville



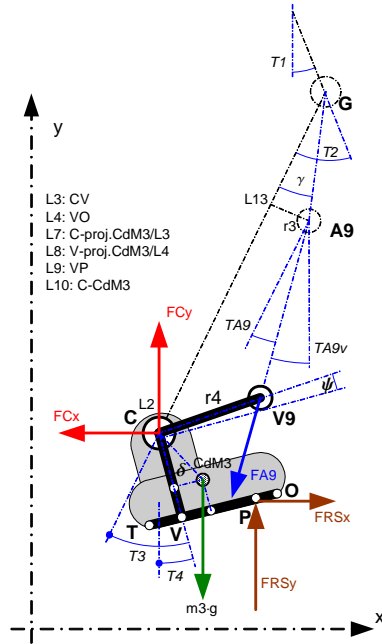
A/ Segment 3: pied

Notation générale:

FN_j	F :	Force;
	N :	RS (Réaction Sol), C (Cheville), G (Genou), H (Hanche), A7, A8, A9 (actionneurs);
	j :	x, y: composante x ou y
L_n	L :	Longueur;
	n :	numéro du segment
mn	m :	masse
	n :	indice de l'objet
aCdM_{nj}	aCdM :	accélération du centre de masse
	n :	indice du segment
	j :	x, y: composante x ou y

Figure 7.12 Schéma des forces du segment 3 (pied)

Remarque: la position du pied n'est pas réaliste. Il est mis dans cette position pour distinguer les angles T3 et T4. La Fig. 7.13 est plus correcte.



Système d'équations selon schéma des forces Fig. 7.12:

$$\begin{aligned}
 -\mathbf{FCx} + \mathbf{FA9} \cdot \sin(\mathbf{TA9v}) + \mathbf{FRSx} &= m_3 \cdot \mathbf{aCdM3x} \\
 \mathbf{FCy} - \mathbf{FA9} \cdot \cos(\mathbf{TA9v}) - m_3 \cdot \mathbf{g} + \mathbf{FRSy} &= m_3 \cdot \mathbf{aCdM3y} \\
 -\mathbf{FA9} \cdot \cos(\mathbf{TA9v}) \cdot \{r_4 \cdot \cos(\mathbf{T4} + \psi) - \mathbf{L10} \cdot \sin(\mathbf{T4} + \delta)\} \\
 - \mathbf{FA9} \cdot \sin(\mathbf{TA9v}) \cdot \{r_4 \cdot \sin(\mathbf{T4} + \psi) + \mathbf{L10} \cdot \cos(\mathbf{T4} + \delta)\} \\
 + \mathbf{FCx} \cdot \mathbf{L10} \cdot \cos(\mathbf{T4} + \delta) - \mathbf{FCy} \cdot \mathbf{L10} \cdot \sin(\mathbf{T4} + \delta) \\
 + \mathbf{FRSx} \cdot \{\mathbf{L3} \cdot \cos(\mathbf{T4}) - \mathbf{L10} \cdot \cos(\mathbf{T4} + \delta) - \mathbf{L9} \cdot \sin(\mathbf{T4})\} \\
 + \mathbf{FRSy} \cdot \{\mathbf{L3} \cdot \sin(\mathbf{T4}) - \mathbf{L10} \cdot \sin(\mathbf{T4} + \delta) + \mathbf{L9} \cdot \cos(\mathbf{T4})\} &= \mathbf{I3} \cdot \alpha_4
 \end{aligned} \tag{7.8}$$

Avec:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{TA9v} &= \mathbf{T1} + \mathbf{T2} + \mathbf{TA9} && \text{angle du vecteur de force FA9 avec la verticale} \\
 \mathbf{TA9} &= \text{atan}\left\{\frac{r_4 \cdot \cos(\mathbf{T3} + \psi) - r_3}{[\mathbf{L2} - \mathbf{L13} - r_4 \cdot \sin(\mathbf{T3} + \psi)]}\right\} && \text{angle avec la jambe}
 \end{aligned} \tag{7.9}$$

$\mathbf{aCdM3x}$ et $\mathbf{aCdM3y}$ sont les composantes de l'accélération du centre de masse selon les axes x et y. Chacune de ces composantes d'accélération est la somme des composantes respectives de l'accélération du point H (hanche) et du centre de gravité CdM3 par rapport à ce point. Connaissant la position du centre de rotation de la hanche H, les angles T1, T2 et T3 qui dépendent du cycle de marche, donc du temps, nous pouvons calculer ces accélérations à l'aide des dérivées secondes:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{aCdM3x} &= \frac{d^2}{dt^2} [\mathbf{H}_{1,4}] + \frac{d^2}{dt^2} \{\mathbf{L1} \cdot \sin(\mathbf{T1}) + \mathbf{L2} \cdot \sin(\mathbf{T1} + \mathbf{T2}) + \mathbf{L7} \cdot \sin(\mathbf{T4}) + \mathbf{L8} \cdot \cos(\mathbf{T4})\} \\
 \mathbf{aCdM3y} &= \frac{d^2}{dt^2} [\mathbf{H}_{2,4}] + \frac{d^2}{dt^2} \{-\mathbf{L1} \cdot \cos(\mathbf{T1}) - \mathbf{L2} \cdot \cos(\mathbf{T1} + \mathbf{T2}) - \mathbf{L7} \cdot \cos(\mathbf{T4}) + \mathbf{L8} \cdot \sin(\mathbf{T4})\}
 \end{aligned} \tag{7.10}$$

[H] est donné par l'équation (7.7).

$$\alpha_4 = \frac{d^2}{dt^2} \{\mathbf{T1} + \mathbf{T2} + \mathbf{T3}\}$$

Remarque: la distance L9, prise à partir de l'extrémité de L3, est négative lors du contact du talon au début du cycle de marche. Cette distance varie pour devenir positive lorsque le pied est à plat, elle est maximale lors du décollage de l'orteil. Les forces de réaction au sol FRSx et FRSy sont évidemment nulles lors de la phase d'oscillation de la jambe.

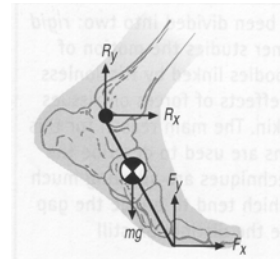


Figure 7.13 Force de réaction du sol [KIRTLEY 2006]

B/ Segment 2: jambe

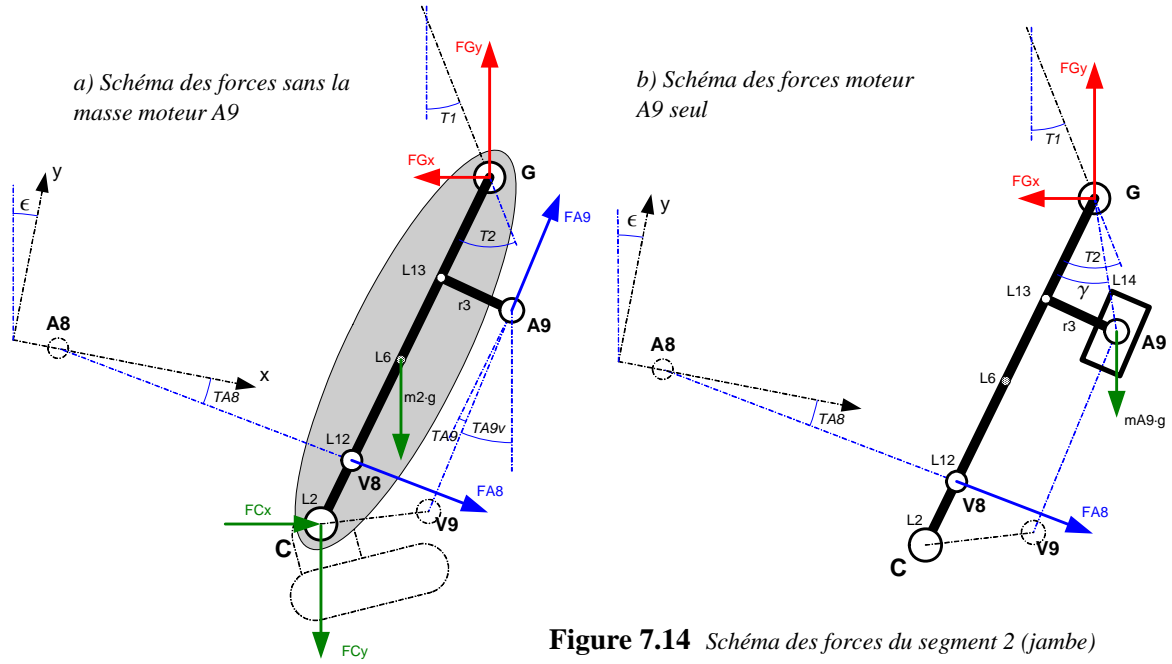


Figure 7.14 Schéma des forces du segment 2 (jambe)

La jambe est divisée en deux sous-systèmes, dont les résultats: FG_x , FG_y et FA_8 , sont additionnés:

Premier sous-système: sans la masse du moteur m_{A9} (actionneur cheville) (Fig. 7.14a):

$$-FG_x - FA_9 \cdot \sin(TA_{9v}) + FA_8 \cdot \cos(TA_8 + \epsilon) + FC_x = m_2 \cdot a_{CdM2x}$$

$$FG_y + FA_9 \cdot \cos(TA_{9v}) + FA_8 \cdot \sin(TA_8 + \epsilon) - m_2 \cdot g - FC_y = m_2 \cdot a_{CdM2y}$$

$$FG_x \cdot L_6 \cdot \cos(T_1 + T_2) - FG_y \cdot L_6 \cdot \sin(T_1 + T_2) + FA_9 \cdot \cos(TA_9) \cdot r_3 + FA_9 \cdot \sin(TA_9) \cdot (L_6 - L_{13}) + FA_8 \cdot \cos(T_1 + T_2 - TA_8 - \epsilon) \cdot (L_{12} - L_6) + FC_x \cdot (L_2 - L_6) \cdot \cos(T_1 + T_2) - FC_y \cdot (L_2 - L_6) \cdot \sin(T_1 + T_2) = I_2 \cdot (\alpha_1 + \alpha_2) \quad (7.11)$$

Avec:

$$TA_8 = \arcsin(V_{8y}/A_8V_8) \quad (7.12)$$

$$a_{CdM2x} = d^2/dt^2 [H_{1,4}] + d^2/dt^2 \{L_1 \cdot \sin(T_1) + L_6 \cdot \sin(T_1 + T_2)\}$$

$$a_{CdM2y} = d^2/dt^2 [H_{2,4}] + d^2/dt^2 \{-L_1 \cdot \cos(T_1) - L_6 \cdot \cos(T_1 + T_2)\} \quad (7.13)$$

$$\alpha_1 = d^2/dt^2 \{T_1\}$$

$$\alpha_2 = d^2/dt^2 \{T_2\}$$

Deuxième sous-système: charges contributives dues à la masse moteur m_{A9} uniquement (Fig. 7.14b):

$$-FG_x + FA_8 \cdot \cos(TA_8 + \epsilon) = m_{A9} \cdot a_{A9x}$$

$$FG_y + FA_8 \cdot \sin(TA_8 + \epsilon) - m_{A9} \cdot g = m_{A9} \cdot a_{A9y}$$

$$FG_x \cdot L_{14} \cdot \cos(T_1 + T_2 + \delta) - FG_y \cdot L_{14} \cdot \sin(T_1 + T_2 + \delta) + FA_8 \cdot \cos(T_1 + T_2 - TA_8 - \epsilon) \cdot (L_{12} - L_{13}) + FA_8 \cdot \sin(T_1 + T_2 - TA_8 - \epsilon) \cdot r_3 = IA_9 \cdot (\alpha_1 + \alpha_2) \quad (7.14)$$

Avec:

$$\delta = \arctan(r_3/L_{13}) \quad (7.15)$$

$$a_{A9x} = d^2/dt^2 [H_{1,4}] + d^2/dt^2 \{L_1 \cdot \sin(T_1) + L_{14} \cdot \sin(T_1 + T_2 + \delta)\} \quad (7.16)$$

$$a_{A9y} = d^2/dt^2 [H_{2,4}] + d^2/dt^2 \{-L_1 \cdot \cos(T_1) - L_{14} \cdot \cos(T_1 + T_2 + \delta)\} \quad (7.17)$$

$$IA_9 = m_{A9} \cdot (R^2/4 + L^2/12); \quad R, L: \text{ rayon et longueur du moteur considéré homogène.} \quad (7.18)$$

C/ Segment 1: cuisse

Système d'équations selon schéma des forces Fig. 7.15:

$$\begin{aligned} FG_x + FA_7 \cdot \cos(TA_7 + \epsilon) - FH_x &= m_1 \cdot a_{CdM1x} \\ FH_y + FA_7 \cdot \sin(TA_7 + \epsilon) - m_1 \cdot g - FG_y &= m_1 \cdot a_{CdM1y} \\ FA_7 \cdot \cos(T_1 - TA_7 - \epsilon) \cdot (L_{11} - L_5) \\ + FG_x \cdot (L_1 - L_5) \cdot \cos(T_1) - FG_y \cdot (L_1 - L_5) \cdot \sin(T_1) \\ + FH_x \cdot L_5 \cdot \cos(T_1) - FH_y \cdot L_5 \cdot \sin(T_1) &= I_1 \cdot \alpha_1 \quad (7.19) \end{aligned}$$

Avec:

$$TA_7 = \arcsin(V_{7y}/A_7V_7) \quad (7.20)$$

$$a_{CdM1x} = d^2/dt^2 [H_{1,4}] + d^2/dt^2 \{L_5 \cdot \sin(T_1)\}$$

$$a_{CdM1y} = d^2/dt^2 [H_{2,4}] + d^2/dt^2 \{-L_5 \cdot \cos(T_1)\} \quad (7.21)$$

L'ensemble des équations (7.2) à (7.21) permet de calculer les forces d'action qu'il faut produire durant le cycle de marche, soit **FA9**, **FA8** et **FA7**. Il reste maintenant à prendre en compte les transmissions pour définir les charges moteurs aux trois niveaux. Le MDI sera ainsi achevé.

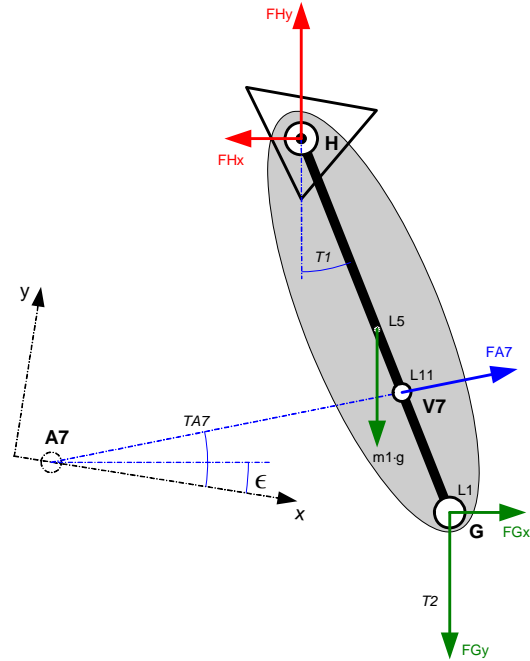


Figure 7.15 Schéma des forces du segment 1 (cuisse)

7.1.4.8 Caractéristiques des transmissions

Concernant l'actionneur de la cheville, la force **FA9** est directement la force axiale pour calculer la transmission. Par contre, pour les actionneurs genou et cheville, il faut encore tenir compte de l'orientation des bielles par rapport à l'axe de transmission de la manière suivante (Fig. 7.8):

$$\begin{aligned} FA_{8a} &= FA_8 / \cos(TA_8) \\ FA_{7a} &= FA_7 / \cos(TA_7) \end{aligned} \quad (7.22)$$

Le système envisagé pour la réalisation des mouvements linéaires est une transmission par vis-écrou. L'actionneur **A9** est similaire aux actionneurs de l'orthèse du bassin (Fig. 6.24), avec écrou tournant, fixe en translation, et vis en mouvement. Les actionneurs **A8** et **A7** ont un système inverse, soit vis tournante, fixe en translation, et écrou en mouvement.

Les caractéristiques de ces transmissions sont calculées par les relations (5.30) à (5.36). Le MGI nous donne les vitesses de déplacement et le MDI les forces d'action dans l'axe des vis. Ces valeurs ainsi que le pas et le diamètre des vis, le coefficient de frottement vis/écrou, les rapports de transmission et le rendement, déterminent les puissances nécessaires, les couples moteur et les vitesses de rotation des moteurs et des écrous ou vis.

Remarque: une fonction logique a été introduite dans la routine de calcul MATLAB pour déterminer dans quel sens glisse l'écrou sur le filet de la vis en fonction du sens du déplacement et de la charge axiale: montée ou descente du plan incliné. Cela a une incidence sur le signe de l'équation (5.30) qui peut avoir une influence significative selon la valeur du coefficient de frottement vis/écrou si l'on doit dissiper de l'énergie (freinage) ou au contraire en fournir.

7.1.4.9 Modélisation de l'orthèse OP5

En apportant les changements suivants, ce modèle utilise les mêmes équations (7.1) à (7.22):

- q8 donné par (7.2) devient:

$$q8 = A8V8 = \{(V8_x - A7_x - A7A8_x)^2 + (V8_y - A7A8_y)^2 + (V8_z - A7A8_z)^2\}^{1/2} \quad (7.23)$$

- Calculer la coordonnée V8 dans le repère OQ7 et non pas dans le repère OQ8 qui n'existe plus (Fig. 7.16). Il faut remplacer les deux premières matrices de (7.5) par celles de (7.3):

$$[V8] = [Ro_{z,\epsilon}^{OQ7}] [Tr_{xyz}^{OQ7-OD}] [Tr_{xyz}^{OD-OB_0}] [Tr_{xyz}^{OB_0-OB}]. \\ [Ro_{y,R_B}^B] [Ro_{x,O_B}^B] [Ro_{z,T_B}^B] [Tr_{xyz}^{OB-OA}]. \\ [Ro_{z,-T_B}^H] [Ro_{x,-O_B}^H] [Ro_{y,-R_B}^H] [Ro_{x,Ad}^H]. \\ [Ro_{z,T1}^H] [Tr_{y,-L1}^{H-G}] [Ro_{z,T2}^G] [Tr_{y,-L12}^{G-V8}] \quad (7.24)$$

- L'angle TA8, équ. (7.12), est calculé comme suit:

$$X = (V8_y - A7A8_y) / A8V8$$

$$Y = (V8_x - A7_x - A7A8_x) / A8V8$$

$$TA8 = \text{atan2}(X, Y) \quad (7.25)$$

- Il faut tenir compte de la réaction due à FA8 (7.11)(7.14) au point A8 qui crée une composante de force supplémentaire dans l'axe de l'actionneur A7. Il faut également prendre en compte la masse de l'actionneur A8 qui suit le mouvement linéaire du point A7. La force axiale (7.22) devient:

$$FA7a = \{FA7 / \cos(TA7)\} + FA8 \cdot \cos(TA8) + mA8 \cdot aA7x \quad (7.26)$$

Avec aA7x, la dérivée seconde de A7x donné par (7.2):

$$aA7x = d^2/dt^2 \{A7x\} = d^2/dt^2 \{V7x - \sqrt{A7V7^2 - (V7y)^2 - (V7z)^2}\} \quad (7.27)$$

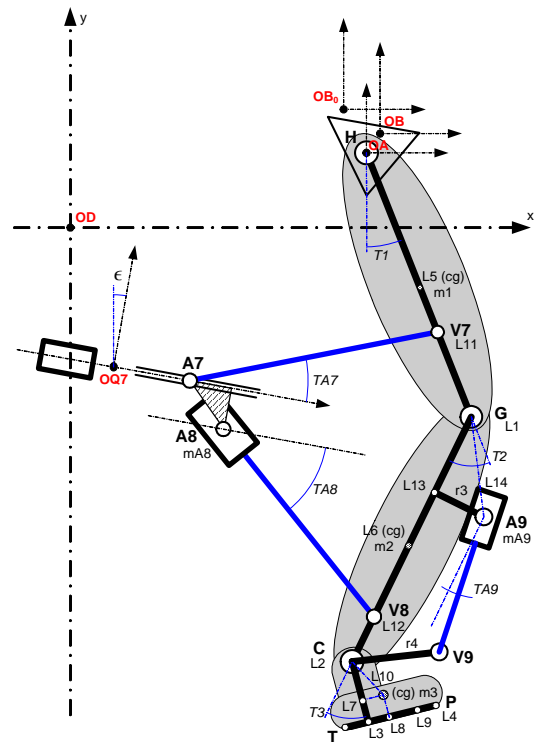


Figure 7.16 Orthèse hybride OP5

7.1.4.10 Modélisation de l'orthèse OP6

Pour cette orthèse, l'actionnement de la cheville est donné par un couple (Mc) et non pas au moyen d'une force (FA9). Le système est similaire à l'orthèse sérielle à cette articulation. Les équations (7.30) de la section 7.2.2.1, quelques pages plus loin, doivent être utilisées en lieu et place des équations (7.8). Elles permettent le calcul du couple Mc de la cheville en fonction des forces de réaction au sol. Ce couple Mc est fourni par le moteur A9 et transmis par les courroies du double levier articulé. Contrairement à l'orthèse sérielle, ce couple n'est pas repris en réaction par le segment de la jambe, mais par le châssis (Fig. 7.17). C'est un avantage. L'autre avantage est la masse de l'actionneur A9 en moins. Cela supprime les équations (7.11) à (7.18) qui sont remplacées par le système suivant:

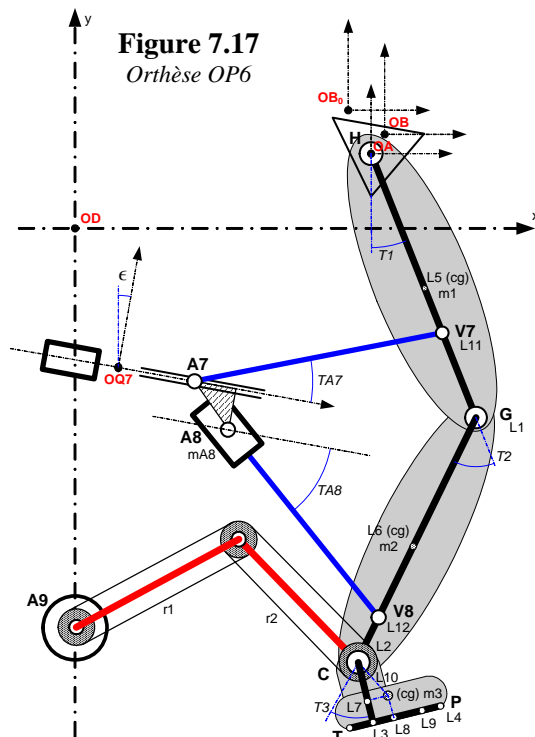


Figure 7.17 Orthèse OP6

$$\begin{aligned}
 -\mathbf{FG}_x + \mathbf{FA}_8 \cdot \cos(\mathbf{TA}_8 + \epsilon) + \mathbf{FC}_x &= m_2 \cdot a_{\text{CdM}2x} \\
 \mathbf{FG}_y + \mathbf{FA}_8 \cdot \sin(\mathbf{TA}_8 + \epsilon) - m_2 \cdot g - \mathbf{FC}_y &= m_2 \cdot a_{\text{CdM}2y} \\
 \mathbf{FG}_x \cdot L_6 \cdot \cos(\mathbf{T}_1 + \mathbf{T}_2) - \mathbf{FG}_y \cdot L_6 \cdot \sin(\mathbf{T}_1 + \mathbf{T}_2) + \mathbf{FA}_8 \cdot \cos(\mathbf{T}_1 + \mathbf{T}_2 - \mathbf{TA}_8 - \epsilon) \cdot (L_{12} - L_6) + \\
 \mathbf{FC}_x \cdot (L_2 - L_6) \cdot \cos(\mathbf{T}_1 + \mathbf{T}_2) - \mathbf{FC}_y \cdot (L_2 - L_6) \cdot \sin(\mathbf{T}_1 + \mathbf{T}_2) &= I_2 \cdot (\alpha_1 + \alpha_2)
 \end{aligned} \quad (7.28)$$

Les caractéristiques du moteur A9 sont alors relatives à M_c , au rendement de la transmission, au rapport de réduction "i" et à sa vitesse " ω " donnée par (7.29), toutes les autres équations sont identiques:

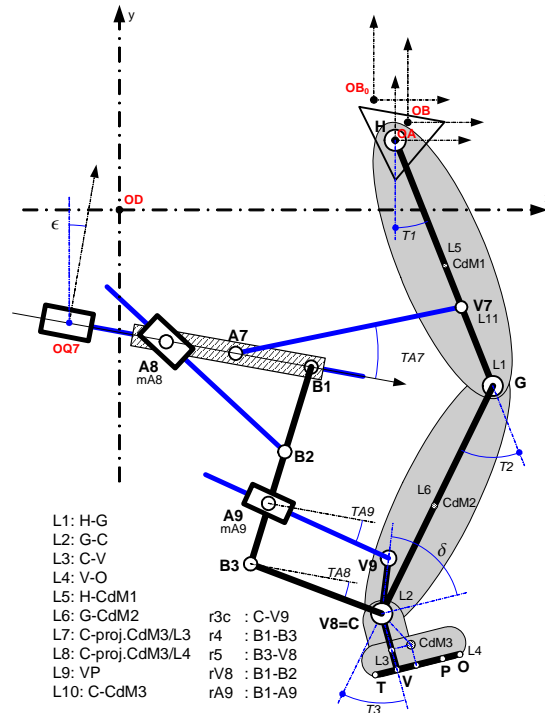
$$\omega = d/dt \{T_4\} \cdot i = d/dt \{(T_1 + T_2 + T_3)\} \cdot i \quad (7.29)$$

7.1.4.11 Modélisation de l'orthèse OP12

L'introduction de leviers articulés supplémentaires rend la modélisation plus complexe. Le modèle de base (OP4, Fig. 7.8) reste valable pour l'actionneur de la hanche (A7V7). Par contre, les équations doivent être réécrites pour les deux articulations inférieures.

La méthode de calcul est toujours la même: MGI des actionneurs A8 et A9 en passant par le calcul des coordonnées des extrémités et MDI par décomposition segmentaire. L'analyse complète avec schémas explicatifs se trouve à l'Annexe D.1.

Figure 7.18 Orthèse hybride à leviers articulés OP12



7.1.5 Simulation numérique

Une simulation a été faite pour chacune des orthèses analysées: **OP4**, **OP5**, **OP6** et **OP12**. L'objectif est de comparer leur comportement théorique. Les valeurs numériques des paramètres proviennent de quatre sources principales:

1. **L'anthropométrie**: les valeurs numériques des paramètres anthropométriques sont identiques pour toutes les simulations. Ces valeurs se trouvent à l'Annexe A.6; elles correspondent à un homme de 67 kg et 175 cm.
2. **La cinématique corporelle**: les trajectoires du bassin et de la jambe - nécessaires au calcul du MGI, section 7.1.4.3 - sont définies à l'Annexe A.3.1 et Annexe A.3.2.
3. **Les forces extérieures**: les valeurs des forces de réaction du sol (\mathbf{FRS}_x et \mathbf{FRS}_y , Fig. 7.12) durant un cycle de marche se trouvent à l'Annexe A.5. Ces forces sont données pour une personne de 70 Kg. Pour une masse m différente, elles sont multipliées par un facteur $m/70$. C'est une méthode simple qui permet d'utiliser la même courbe analytique (mesures transformées en fonctions périodiques) pour tous les sujets. De même, elles sont multipliées par un facteur compris entre 0 et 1 pour tenir compte de la décharge corporelle constante de 100% à 0, respectivement.

Concernant le point P d'application du vecteur de force de réaction du sol sous le pied, la simplification suivante a été retenue: la distance L_9 , ou VP, caractérisant la position P varie linéairement en fonction du cycle de marche, du talon à l'avant du pied. Pour respecter le sens du moment que cette réaction exerce sur la cheville, L_9 est négatif entre T (talon) et V (voûte plantaire, à l'aplomb de la cheville), nulle au point V, puis positif jusqu'à une valeur L_9 dont le maximum est l'extrémité du pied O (orteil) (Fig. 7.12 et 7.13). Ceci pendant la phase d'appui, soit 62% du cycle.

4. **La géométrie**: les paramètres propres à chaque orthèse sont donnés dans leur section respective.

Les graphiques présentés dans chaque section ci-dessous donnent le déplacement, la vitesse linéaire, la force axiale et la puissance que chaque actionneur doit développer durant un cycle de marche.

Avertissement: sauf annotation, la **décharge corporelle est de 50%** pour toutes les simulations numériques de cette section 7.1.5. Ce chiffre est fixé arbitrairement. Il semble raisonnable que l'orthèse ne reprenne au maximum que la moitié de la charge corporelle. Le 50% restant est supporté par le sujet avec ses propres moyens musculaires volontaires ou/et par électrostimulation et/ou par le treuil.

7.1.5.1 Simulation de l'orthèse OP4

Tableau 7.1 Données de simulation de l'orthèse OP4 (Fig. 7.8)

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
coordonnées du repère OQ8	OQ8xyz	0; -60; 125	mm
coordonnées du repère OQ7	OQ7xyz	0; -300; 125	mm
coordonnées du repère OB	OBxyz	400; 300; 0	mm
inclinaison des repères OQ7, OQ8	ϵ_8, ϵ_7	0, -15	deg
longueur liaison: HV7, GV8, GB9	L11, L12, L13	300, 300, 100	mm
rayon, angle de la manivelle cheville (Fig. 7.11)	r_3, r_4, ψ	100, 100, 0	mm, deg
longueur bielle	A7V7, A8V8	300, 400	mm
masse actionneur A9, rayon et longueur	mA9, R, L	0.27, 15, 64	kg, mm

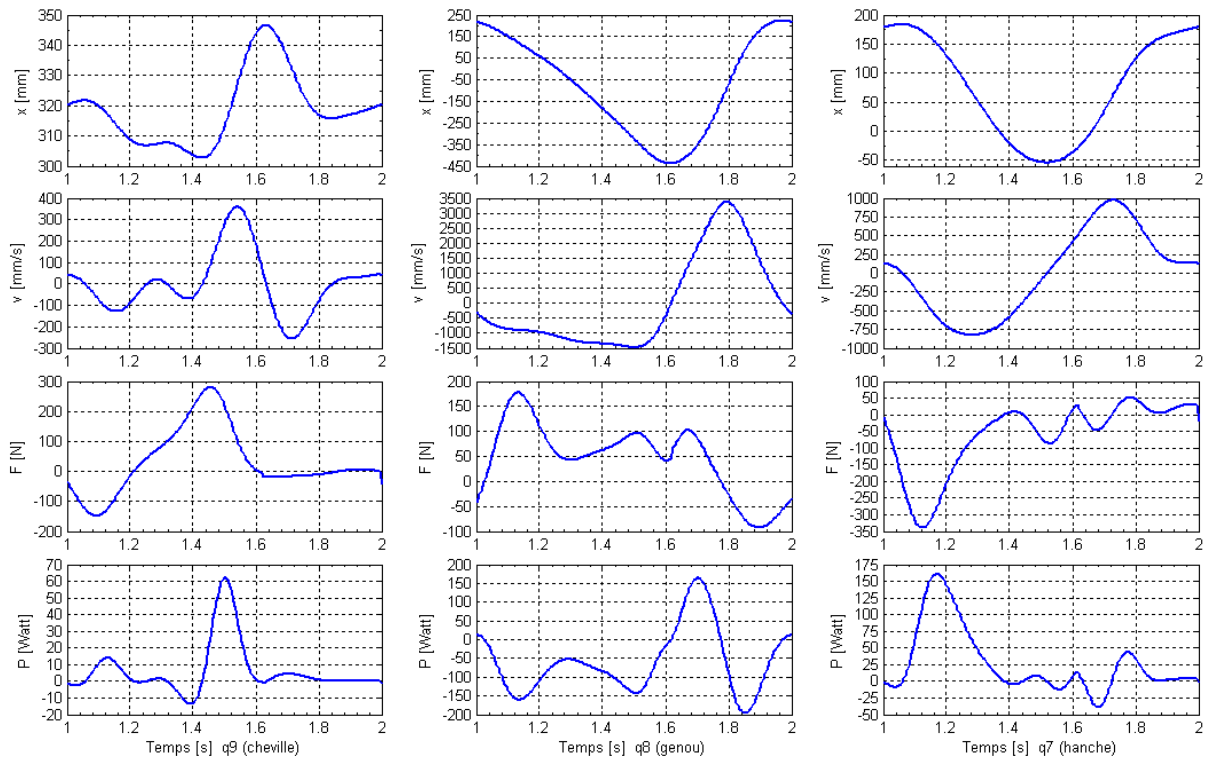


Figure 7.19 Position, vitesse, force et puissance des actionneurs de l'orthèse OP4 (Fig. 7.8), décharge corporelle 50%

Les courbes de la Fig. 7.19 montrent que la motorisation de l'actionneur du genou est difficilement réalisable avec une transmission vis-écrou. La vitesse linéaire de l'écrou atteint 3.5 m/s. En utilisant une vis standard ayant le plus grand pas possible, soit 12.7 x 25.4 (\varnothing x p), sa vitesse de rotation dépasse encore largement la vitesse critique². La vis étant très longue, plus de 700 mm, cette vitesse critique se situe à un peu moins de 4900 tr/min. Un pas de vis plus important nécessite un rapport de réduction plus

2. Vitesse critique = $190 \cdot 1000 \cdot \varnothing / L^2$ [tr/min] [EICHENBERG]

Fréquence propre = $\pi/2 \cdot 1300 \cdot 3.927^2 \cdot \varnothing / L^2$ [Hz] [CLAVEL 2003]

élevé pour atteindre une valeur admissible du couple moteur. C'est alors le moteur qui tourne trop vite. Une réduction de moitié de la longueur L12 (GV8, Fig. 7.8) n'apporte pas de solution; la vitesse ne diminue pas suffisamment et la force augmente. Une inclinaison de la coulisse OQ8 de 30° au lieu de 15° modifie très peu la vitesse. Les distances OQ7_y et OQ8_y jouent aussi un rôle. Quelques itérations de calculs numériques montrent que les valeurs du Tableau 7.1 sont un bon compromis qui permet de décaler au mieux la pointe de vitesse avec les pics de force afin de minimiser la puissance. La vitesse est cependant ici beaucoup trop élevée pour la vis de mouvement ou pour le moteur. Par contre, les actionneurs hanche et cheville sont eux réalisables. Il est possible de définir une transmission (\varnothing vis, pas, rapport de transmission) et de trouver un moteur satisfaisant les critères de vitesse et de couple pour ces deux articulations; moteur EC45 et EC30^{powermax} respectivement.

Remarque: une valeur négative de la puissance indique que la transmission est en freinage. Il faut par conséquent dissiper de l'énergie.

7.1.5.2 Simulation de l'orthèse OP5

Tableau 7.2 Données de simulation de l'orthèse OP5 (Fig. 7.16)

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
coordonnées du repère OQ8	OQ8xyz	0; -60; 125	mm
coordonnées du repère OB	OBxyz	400; 300; 0	mm
inclinaison du repère OQ8	ϵG	0	deg
coordonnées A7A8 (7.23)	A7A8xyz	0; 0; 0	mm
longueur liaison: HV7, GV8, GB9	L11, L12, L13	300, 300, 100	mm
rayon	r3, r4	100, 100	mm
angle de la manivelle cheville (Fig. 7.11)	ψ	0	deg
longueur bielle	A7V7	300	mm
masse actionneur A9, rayon et longueur	mA9, R, L	0.27, 15, 64	kg, mm
masse actionneur A8	mA8	1.15	kg

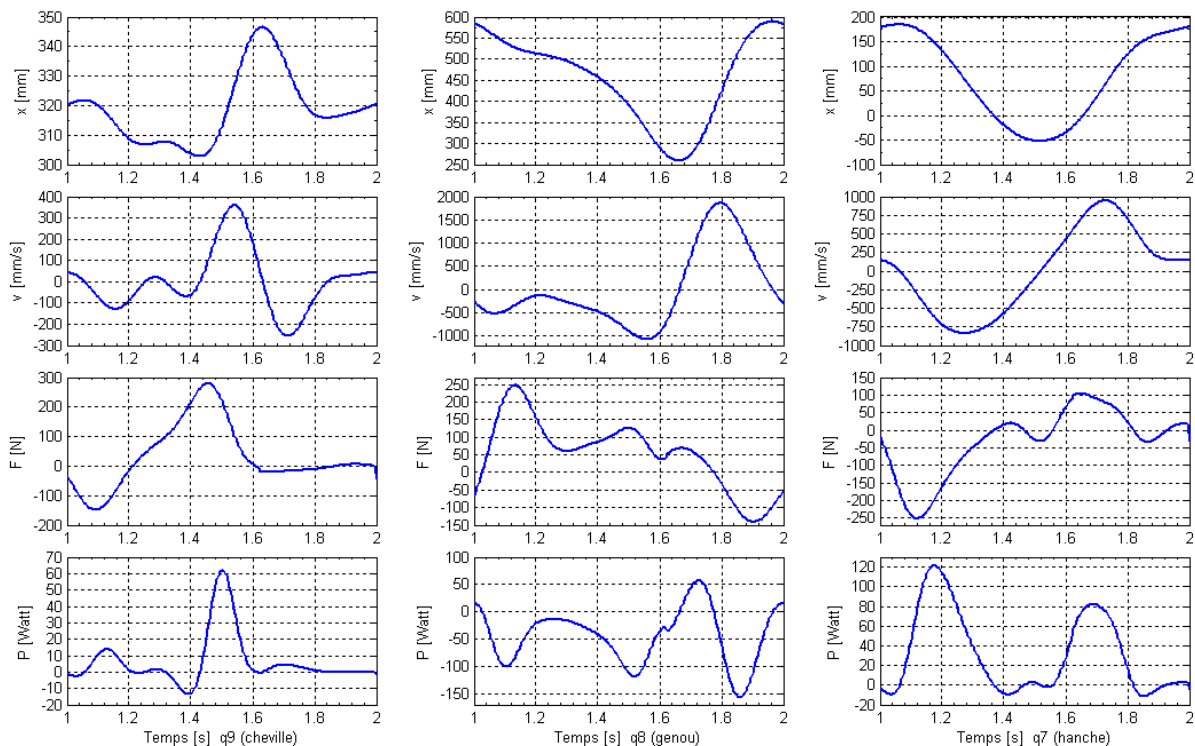


Figure 7.20 Position, vitesse, force et puissance des actionneurs de l'orthèse OP5 (Fig. 7.16), décharge corporelle 50%

Avec la configuration OP5, nous constatons que les forces des actionneurs genou et hanche (FA8 et FA7, Fig. 7.14 et Fig. 7.15) se compensent en partie. Ceci est dû à la cinématique du cycle de marche. De plus, la force supplémentaire due à l'accélération de la masse du moteur q8 sur la coulisse de q7 n'est pas très importante, env. 6 N. La placement de l'actionneur du genou sur la coulisse de l'actionneur de la hanche ne surcharge donc pas ce dernier comme nous pouvions le penser a priori. Cet actionneur est toujours réalisable avec un moteur de 250 Watt (EC45). Au genou, même si la vitesse de l'actionneur a bien diminué avec cette configuration, un moteur de la gamme choisie ne convient toujours pas. Les valeurs de vitesse ou de couple sont encore supérieures aux valeurs admissibles. Une inclinaison de la coulisse de -20° permet de diminuer encore cette vitesse et de s'approcher des limites sans toutefois descendre en dessous; la valeur RMS du couple reste encore trop élevée. La cheville est identique à l'orthèse OP4, section 7.1.5.1, pour laquelle une solution existe.

7.1.5.3 Simulation de l'orthèse OP6

Tableau 7.3 Données de simulation de l'orthèse OP6 (Fig. 7.17)

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
coordonnées du repère OQ8	OQ8xyz	0; -60; 125	mm
coordonnées du repère OB	OBxyz	400; 300; 0	mm
inclinaison du repère OQ8	ϵG	-20	deg
coordonnées A7A8 (7.23)	A7A8xyz	0; 0; 0	mm
longueur liaison: HV7, GV8	L11, L12	300, 300	mm
longueur bielle	A7V7	300	mm
masse actionneur A8	mA8	1.15	kg

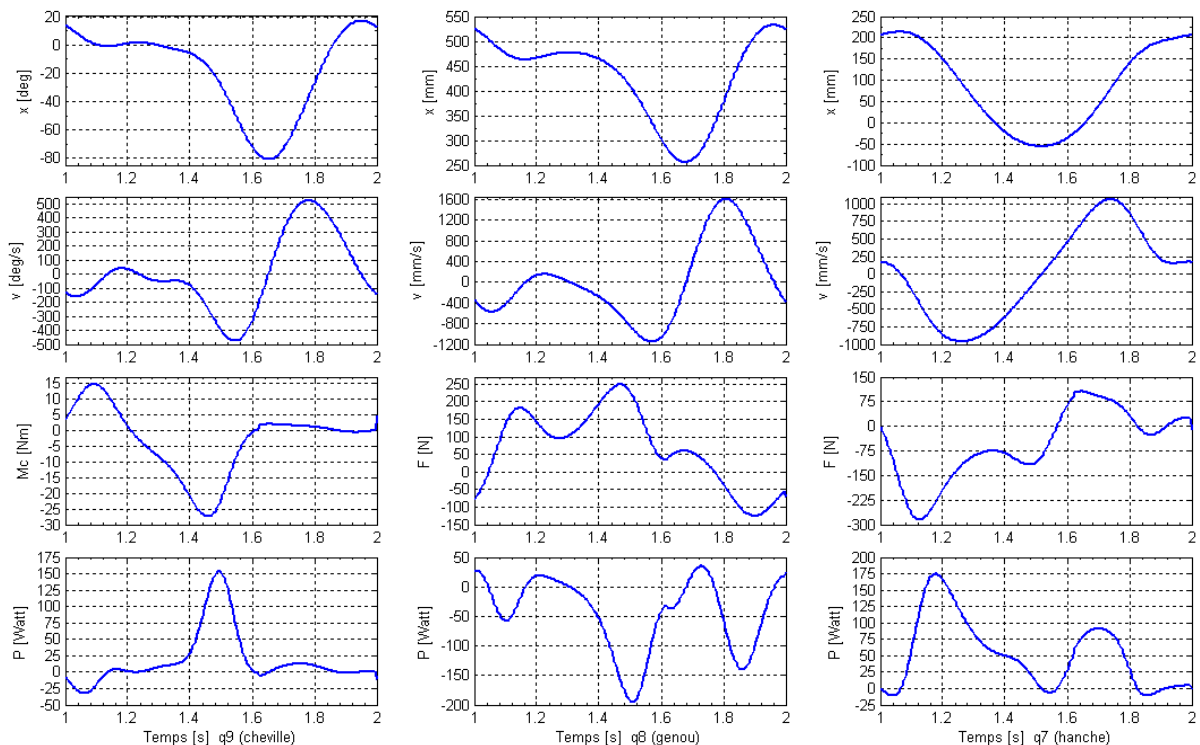


Figure 7.21 Position, vitesse, force et puissance des actionneurs de l'orthèse OP6 (Fig. 7.17), décharge corporelle 50%

La configuration OP6 ne réduit quasiment pas la force dans l'actionneur du genou, elle ne fait que déplacer les pics de force. Par contre, nous voyons la diminution de vitesse due à l'inclinaison de -20° de la coulisse q7 (actionneur de la hanche). Nous pouvons utiliser ici une vis 12,7 x 12,7 (\varnothing x p) et un

rapport de réduction $i = 2.375$. Dans ce cas, le moteur EC30 $powermax$ [MAXON] a une vitesse juste suffisante (15800 tr/min), mais le couple RMS est de 150 mNm alors que la valeur du couple moteur permanent maximum est de 120 mNm. C'est encore trop pour ce moteur. Un moteur EC45 ne convient pas car l'inertie rotor est nettement supérieure. Le gain en couple moteur est perdu pour accélérer le moteur lui-même.

La puissance nécessaire pour la cheville est ici supérieure aux orthèses OP4 et OP5. La raison est la vitesse angulaire absolue de la cheville plus élevée que la vitesse angulaire relative entre la jambe et la cheville. La motorisation de cette articulation reste possible avec un moteur EC45. Cependant, cette solution est moins avantageuse en terme d'énergie à fournir. Il est préférable de placer l'actionneur de la cheville en série.

7.1.5.4 Simulation de l'orthèse OP12

Tableau 7.4 Données de simulation de l'orthèse OP12 (Fig. 7.18)

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
coordonnés du repère OQ8	OQ8xyz	-50; -100; 100	mm
coordonnés du repère OB	OBxyz	400; 300; 0	mm
inclinaison du repère OQ8	ϵ_8	0	deg
longueur liaison	L11, L12	300, 425	mm
longueur liaison	r3c, r4, r5	120, 400, 250	mm
longueur liaison	B1B2, B1A9	80, 280	mm
longueur bielle	A7V7	350	mm
Angle manivelle cheville	δ	90	deg
coordonnées A7A8	A7A8xy	xx; yy	mm
coordonnées A7B1	A7B1xy	xx; yy	mm
masse actionneur A9, A8	mA8, mA9	2.45, 0.5	kg

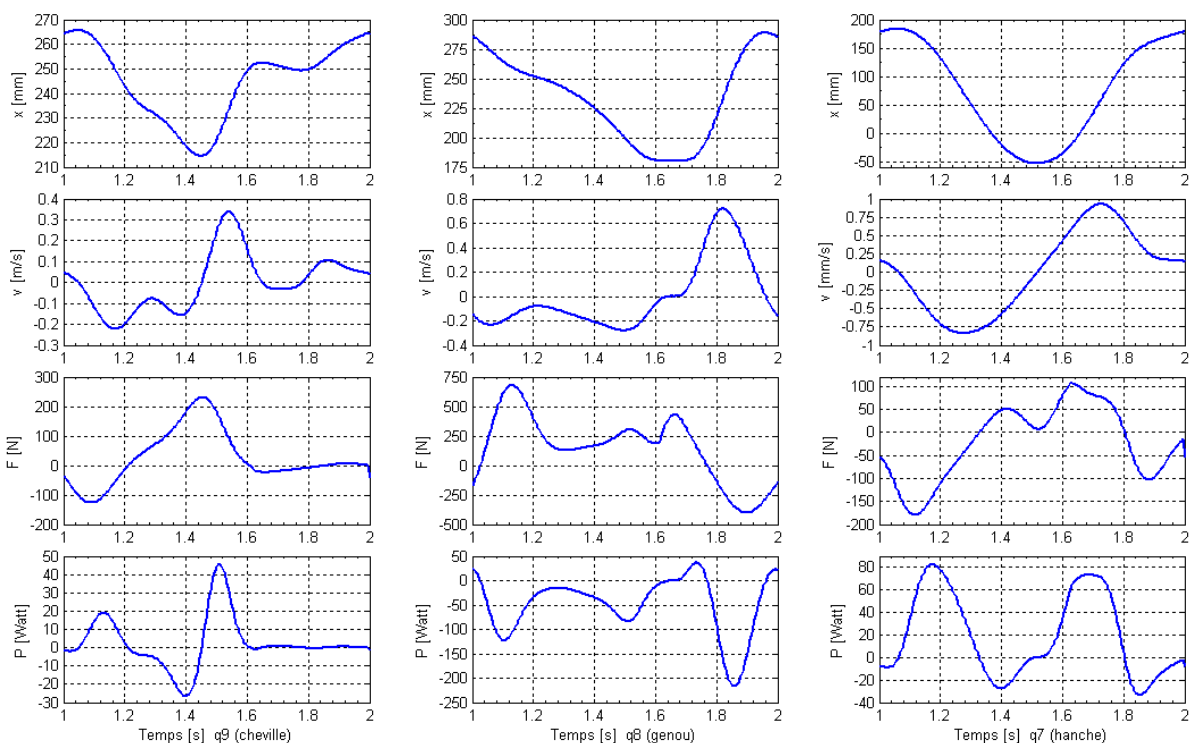


Figure 7.22 Position, vitesse, force et puissance des actionneurs de l'orthèse OP12 (Fig. 7.18), décharge corporelle 50%

La configuration OP12 permet de réduire le pic de vitesse de l'actionneur du genou en dessous de 1m/s (la vitesse du moteur varie en fonction de la longueur BIB2, Cf. Fig. 7.18). Par contre les pics de forces sont supérieurs aux solutions précédentes. Cependant, la courbe de puissance instantanée montre des valeurs qui restent encore raisonnables. Nous voyons également qu'une masse de l'actionneur q8 (mA8, Fig. 7.18) d'environ 2.5 kg ne surcharge pas beaucoup l'actionneur q7 de la hanche. Par conséquent, le choix d'un moteur plus gros, ayant une bonne caractéristique de couple, mais des performances de vitesse moins intéressantes, est envisageable. Les résultats montrent que le moteur EC60 convient pour cette application. Le moteur EC45 pour la hanche et le moteur EC30 $powermax$ pour la cheville complètent la motorisation de l'orthèse OP12. L'Annexe D2 fournit les valeurs numériques relatives aux vis de mouvement et donne les courbes des caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs: puissances électriques; moments moteur instantanés et RMS; vitesses de rotation des vis et des moteurs; courant moteur instantané et tension d'alimentation. La Fig. 7.23 montre la puissance totale instantanée de l'OP12.

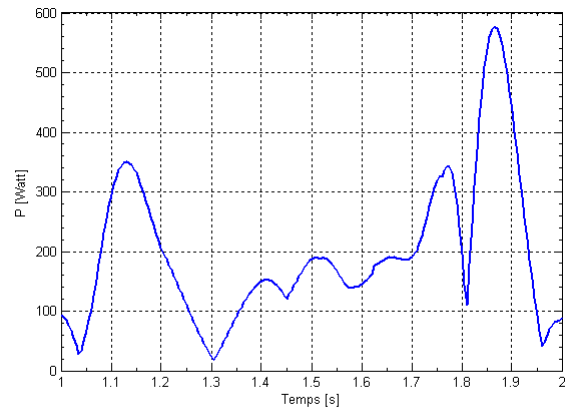


Figure 7.23 OP12: puissance totale instantanée.

Remarque: La distance du point de fixation de la bielle sur la cuisse (HV7, Fig. 7.18) a une influence sur la grandeur de la force de réaction au niveau de la hanche.

7.1.6 Conclusion

D'une manière générale, c'est l'articulation du genou qui est la plus sollicitée, principalement à cause de sa vitesse élevée.

La structure de l'orthèse OP4 ayant servi de base aux calculs de modélisation (Fig. 7.8) donne en effet une vitesse très élevée au niveau du genou comme pressenti dans l'introduction de ce chapitre. Cette solution n'est pas envisageable avec une transmission commandée par vis de mouvement.

L'architecture de l'orthèse OP5 (Fig. 7.16) est très proche d'une solution. Une simulation numérique supplémentaire montre qu'en remontant l'attache de la bielle fixée sur la jambe à environ 100 mm du genou, en raccourcissant la longueur de la bielle actionnant la cuisse à 200 mm, en inclinant la coulisse de -20° et en choisissant un rapport de réduction et un pas de vis optimal [BREGUET in CLAVEL 2004], nous obtenons une valeur RMS du couple moteur d'environ 10% supérieure à sa valeur nominale admissible en régime permanent. Une légère diminution de la vitesse de marche diminuerait sensiblement les accélérations des moteurs et par conséquent réduirait le couple moteur RMS à une valeur acceptable; celui-ci étant dû essentiellement à l'inertie propre de son rotor.

L'orthèse OP6 (Fig. 7.17) se différencie de l'orthèse OP5 uniquement par la cinématique de l'actionneur de la cheville. Les résultats montrent que le moteur du genou est légèrement surchargé uniquement par son propre rotor; une diminution des forces internes dans l'exosquelette n'a quasiment pas d'influence (le couple de réaction est ici repris par le châssis et ne remonte pas dans l'exosquelette comme les forces de réaction dans OP5). Cette solution ne présente donc pas d'avantage.

Dans toutes les itérations de simulation numérique faites dans ce chapitre, seule l'orthèse OP12 (Fig. 7.18) donne une solution dans les limites des valeurs admissibles de couple, de courant et de tension pour les trois moteurs choisis. De plus, cette structure a l'avantage d'avoir une liaison sur l'axe de la cheville permettant de maintenir la jambe dans le plan sagittal (tenue de l'adduction de la jambe). Ce que ne permet pas OP5. OP12 est donc une option envisageable pour construire un premier prototype.

7.2 Orthèse de type exosquelette

7.2.1 Conception

Cette orthèse (Fig. 7.24) est similaire à l'orthèse sérielle de mobilisation des jambes de la section 5.1. Les mouvements angulaires de chaque articulation sont définis par la biomécanique pour le cycle de marche. Leurs amplitudes étant raisonnables, un système de commande articulaire à coulisse, bielle et manivelle peut être envisagé (Fig. 7.25, Cf. section 5.2.2.4).

Par rapport au système bielle-manivelle simple de l'orthèse sérielle de mobilisation (Fig. 7.26), ce dispositif a l'avantage de mieux s'intégrer le long de la jambe car la coulisse est parallèle à celle-ci. Par contre, il prend plus de place en longueur et il est moins performant à cause de l'angle supplémentaire entre la bielle et la coulisse. Ce mécanisme n'avait pas été choisi pour l'orthèse de mobilisation du MotionMakerTM à cause des grandes amplitudes articulaires; les longueurs de coulisses supplémentaires n'auraient pas permis les réglages anthropométriques pour les petites personnes.

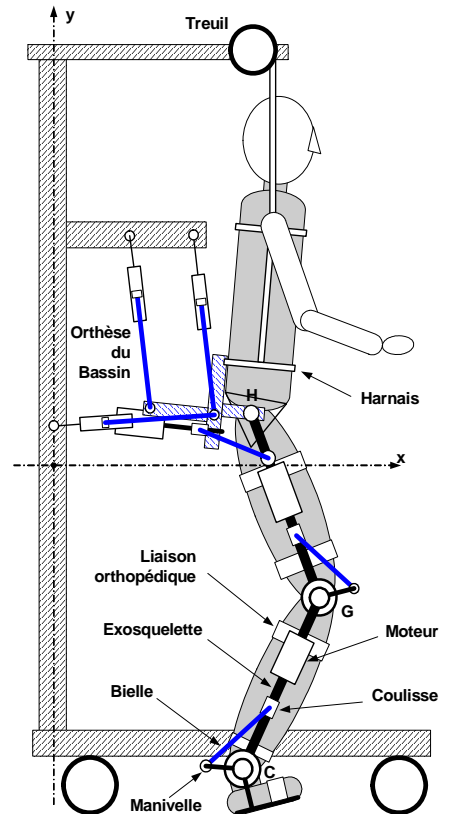


Figure 7.24 Orthèse type exosquelette

7.2.2 Modélisation théorique

HYPOTHÈSE H7.2: la jambe et l'exosquelette sont liés d'une façon parfaite. Leurs longueurs sont identiques en tous points.

Les moments articulaires sont calculés en fonction de la dynamique de la jambe pendant le cycle de marche. Les masses propres de l'exosquelette sont prises en compte dans l'analyse.

Comme pour l'orthèse de mobilisation, une décomposition segmentaire est effectuée pour appliquer les lois de Newton-Euler (5.15). Le système jambe-orthèse est décomposé en 4 sous-systèmes pour faciliter la détermination des centres de masse et des moments d'inertie.

1. La jambe isolée;
2. Les moteurs uniquement (les coulisseaux et les bielles sont négligées);
3. Les paliers (les manivelles sont négligées);
4. Les barres de l'exosquelette.

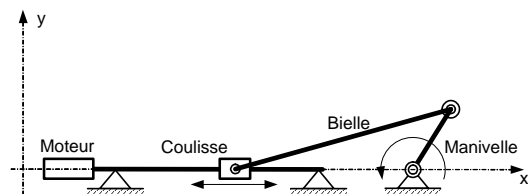


Figure 7.25 Mécanisme coulisse-bielle-manivelle

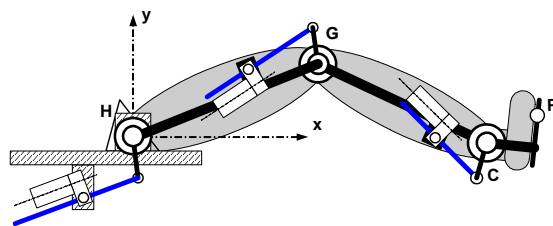


Figure 7.26 Mécanisme bielle-manivelle simple du MotionMakerTM

Les effets de chaque sous-système sont ensuite additionnés. Cette méthode permet d'évaluer l'influence du poids propre et des inerties de l'exosquelette par rapport à la jambe seule sur les moments articulaires.

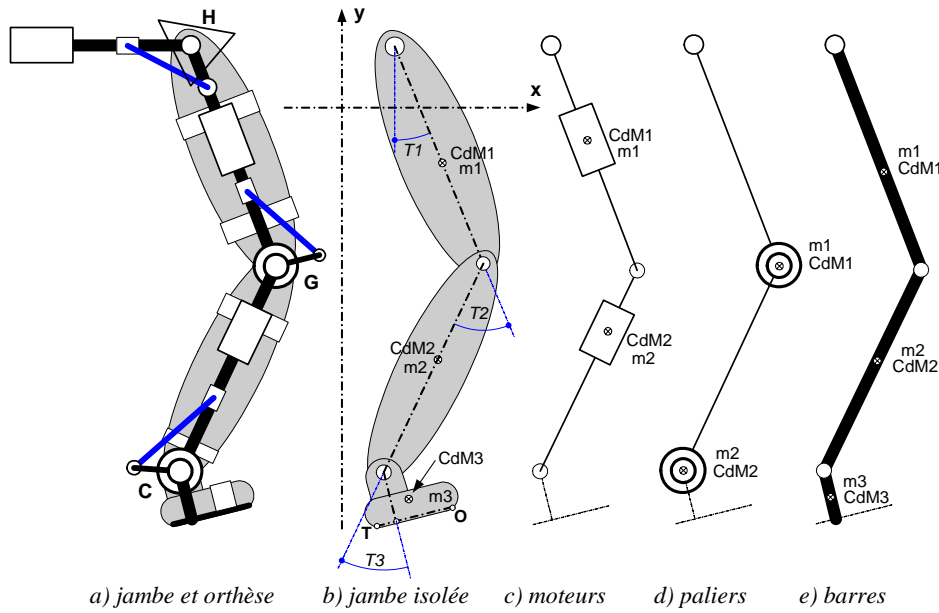


Figure 7.27

Exosquelette et sous-systèmes

7.2.2.1 Modèle dynamique inverse

Le MDI permet d'exprimer les moments articulaires (variables robot) en fonction des angles $T1$, $T2$, $T3$ et des mouvements du point H durant le cycle de marche (espace opérationnel). Pour chacun des trois segments de l'orthèse, un système de trois équations à trois inconnues est posé et résolu. Les trois inconnues sont: le moment articulaire, la composante x et la composante y de la force d'interaction entre deux segments. A nouveau, seules les équations sont ici transcrites; comme les modélisations précédentes, les solutions sont absconses.

L'ensemble des équations est valable pour les quatre sous-systèmes. La force de réaction du sol FRS n'est appliquée qu'au système de la jambe isolée. Dans les autres systèmes cette valeur est mise à zéro. Les masses et les longueurs sont spécifiques à chaque sous-système. Les forces et les moments sont représentés à la Fig. 7.28. L'ordre des équations est identique à celui de la section 5.1.2 et les inconnues sont également signalées en caractères gras.

A/ Segment 3: pied

$$-FC_x + FRS_x = m_3 \cdot a_{CdM3x}$$

$$FC_y - m_3 \cdot g + FRS_y = m_3 \cdot a_{CdM3y}$$

$$FC_x \cdot L_{10} \cdot \cos(T_4 + \delta) - FC_y \cdot L_{10} \cdot \sin(T_4 + \delta) + FRS_x \cdot (L_3 \cdot \cos(T_4) - L_{10} \cdot \cos(T_4 + \delta) - L_9 \cdot \sin(T_4)) + FRS_y \cdot (L_3 \cdot \sin(T_4) - L_{10} \cdot \sin(T_4 + \delta) + L_9 \cdot \cos(T_4)) + \mathbf{Mc} = I_3 \cdot \alpha_4 \quad (7.30)$$

$$\delta = \text{atan}(L_8/L_7) \quad (7.31)$$

Les accélérations a_{CdM3x} et a_{CdM3y} sont données par les équations (7.10).

Remarque: l'accélération du point H est pris en compte dans ces équations.

B/ Segment 2: jambe

$$-FG_x + FC_x = m_2 \cdot a_{CdM2x}$$

$$FG_y - m_2 \cdot g - FC_y = m_2 \cdot a_{CdM2y}$$

$$FG_x \cdot L_6 \cdot \cos(T_1 + T_2) - FG_y \cdot L_6 \cdot \sin(T_1 + T_2) + FC_x \cdot (L_2 - L_6) \cdot \cos(T_1 + T_2) - FC_y \cdot (L_2 - L_6) \cdot \sin(T_1 + T_2) - MC + \mathbf{MG} = I_2 \cdot (\alpha_1 + \alpha_2) \quad (7.32)$$

Les accélérations a_{CdM2x} et a_{CdM2y} sont données par les équations (7.13).

C/ Segment 3: cuisse

$$FG_x - FH_x = m_1 \cdot a_{CdM1x}$$

$$FH_y - m_1 \cdot g - FG_y = m_1 \cdot a_{CdM1y}$$

$$FG_x \cdot (L_1 - L_5) \cdot \cos(T_1) - FG_y \cdot (L_1 - L_5) \cdot \sin(T_1) + FH_x \cdot L_5 \cdot \cos(T_1) - FH_y \cdot L_5 \cdot \sin(T_1) - MG + MH = I_1 \cdot \alpha_1 \tag{7.33}$$

Les accélérations a_{CdM1x} et a_{CdM1y} sont données par les équations (7.21).

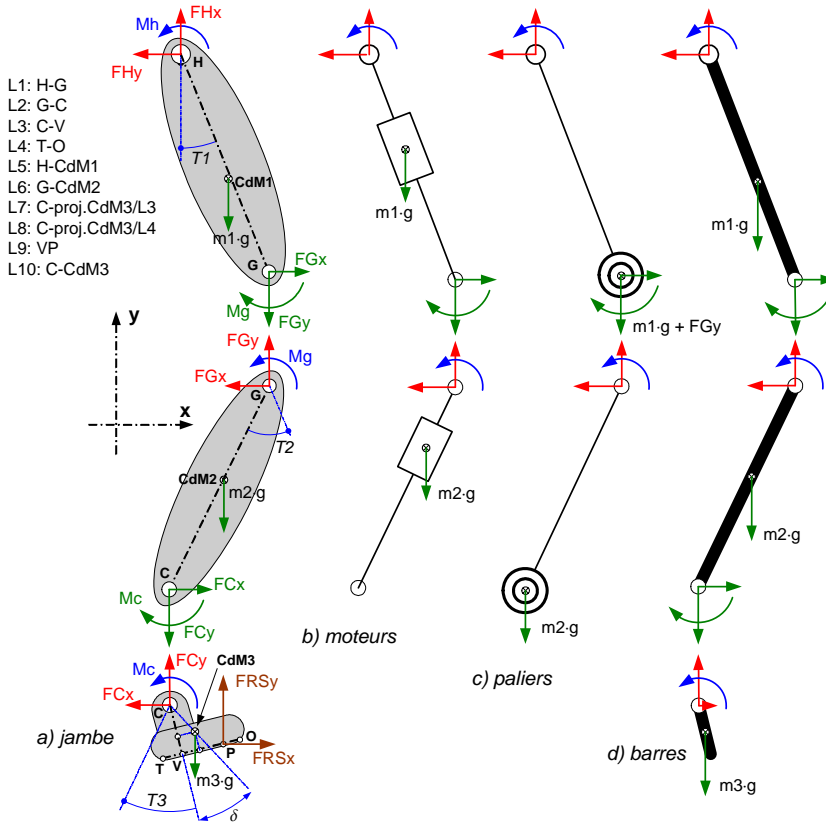


Figure 7.28
Schéma des forces des 4 sous-systèmes relatif aux équations (7.30)(7.32)(7.33).
Les longueurs L_1 et L_2 sont identiques pour les 4 sous-systèmes.
La longueur L_3 est identique aux sous-systèmes a et d.
Les segments et les masses non représentés valent zéro.
 FRS_x et $FRS_y = 0$ pour les sous-systèmes b, c et d.

Excepté les égalités (7.34)(7.35) et (7.36), les longueurs des segments non précisés sont des données anthropométriques. En complément à la légende de la Fig. 7.28, les masses et les inerties spécifiques de chacun des sous-systèmes sont définies ci-dessous.

1. jambe isolée; les masses et les inerties sont données par les équations (3.1) et (3.2).
2. moteurs; les masses m_1 et m_2 sont fournies par le fabricant et les inerties sont calculées par:

$$I_i = m_i \cdot (R_{mi}^2/4 + l_{mi}^2/12)$$
 avec R_{mi} , l_{mi} : rayon et longueur du moteur i considéré homogène, $i = 1, 2$.
 $L_5 = L_1/2$, $L_6 = L_2/2$ (7.34)
3. paliers; les masses sont estimées (principalement le poids des roulements, des axes). Les inerties sont calculées par:

$$I_i = 1/2 \cdot m_{pi} \cdot R_{pi}^2$$
 m_{pi} , R_{pi} : masse et rayon du palier i considéré homogène, $i = 1, 2$
 $L_5 = L_1$, $L_6 = L_2$ (7.35)
4. barres de l'exosquelette; les masses et les inerties sont estimées ainsi:

$$m_i = \rho \cdot L_i \cdot e \cdot b$$
 respectivement densité du matériau, longueur, épaisseur, largeur

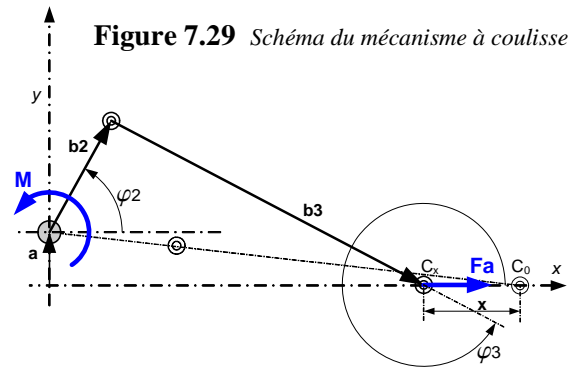
$$I_i = 1/12 \cdot m_i \cdot (L_i^2 + e^2)$$

 $L_5 = L_1/2$, $L_6 = L_2/2$, $L_7 = L_{10} = L_3/2$, $L_8 = 0$ (7.36)

Les équations (7.30) à (7.36) et leurs solutions définissent les moments articulaires que l'orthèse doit produire durant le cycle de marche, soit M_c , M_g et M_h , incluant les effets d'une force de réaction au sol.

7.2.2.2 Caractéristiques des transmissions

Pour caractériser les charges au niveau des moteurs, il faut prendre en compte les transmissions des mécanismes coulisse-bielle-manivelle. Nous cherchons les forces axiales dans les coulisseaux et leurs vitesses de déplacement en fonction des moments et vitesses articulaires. La Fig. 7.29 donne pour mémoire le schéma du mécanisme articulaire. Les équations caractérisant ce type de système à coulisse ont été développées à la section 5.2.2.4.



Pour notre application, l'angle φ_2 est relatif aux angles T_1, T_2 et T_3 de chaque articulation. Le schéma ci-dessous donne ces relations (Fig. 7.30):

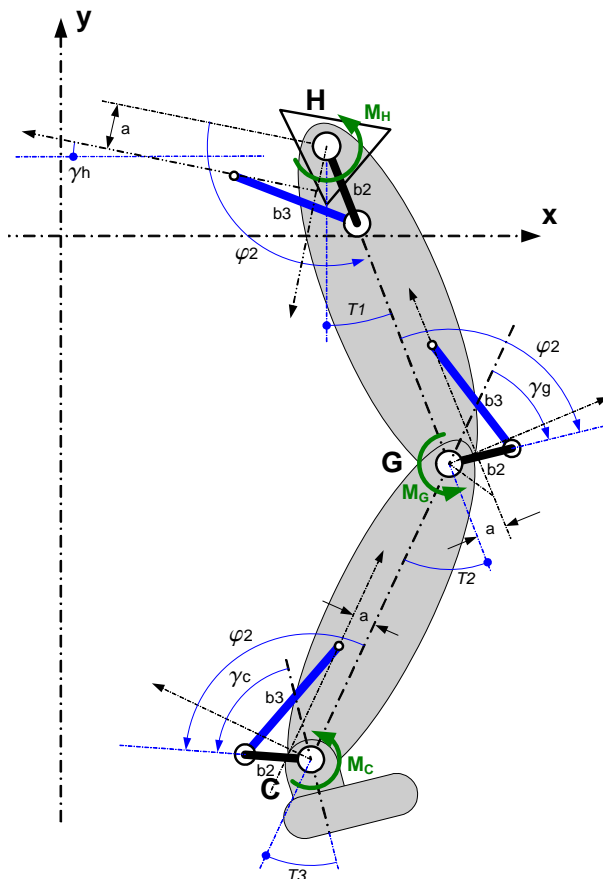


Figure 7.30 Mécanisme coulisse-bielle-manivelle: Schéma des angles.

Hanche:

$$\varphi_2 = \pi/2 + T_1 + \gamma_h, \quad M = M_H \quad (7.37)$$

Remarque: le sens de φ_2 est ici inversé par rapport à son repère. γ_h a ici une valeur négative.

Genou:

$$\varphi_2 = \gamma_g - T_2, \quad M = -M_G \quad (7.38)$$

T_2 est ici dessiné négatif.

Cheville:

$$\varphi_2 = \gamma_c + T_3, \quad M = M_C \quad (7.39)$$

Remarque: les angles γ_h, γ_g et γ_c sont des constantes fixées par la construction. Ils permettent de placer les manivelles le plus orthogonalement possible par rapport à leur bielle respective lorsque le moment articulaire est le plus élevé. Ils permettent aussi de répartir la course angulaire autour de la position idéale. Les entraxes "a" ainsi que les longueurs de bielle et de manivelle jouent aussi un rôle dans cette analyse.

Choissant à nouveau des actionneurs à vis de mouvement, connaissant les forces axiales et les vitesses de déplacement, nous pouvons déterminer les caractéristiques des moteurs par les relations (5.30) à (5.36). Ces paramètres ainsi que les caractéristiques des vis (pas, diamètre, coefficient de frottement, rapport de transmission, rendement) déterminent les puissances nécessaires, les couples moteur et les vitesses de rotation des moteurs et des vis.

7.2.3 Simulation numérique

Afin de comparer orthèse de jambe hybride et sérielle, les valeurs numériques des paramètres anthropométriques sont les mêmes que celles de la section 7.1.5. Pour mémoire, ces valeurs se trouvent à l'Annexe A.6; elles correspondent à un homme de 67 kg et 175 cm. Les trajectoires du bassin et de la jambe sont définies à l'Annexe A.3.1 et A.3.2. Les valeurs des forces de réaction du sol (FRSx et FRSy, Fig. 7.28) durant un cycle de marche se trouvent à l'Annexe A.5 avec les mêmes remarques que la section 7.1.5, point 3. Le point d'application (L9) de cette réaction du sol se déplace linéairement du talon à l'avant du pied pendant la phase d'appui. Sauf annotation, la décharge corporelle est fixée à 50%.

Le Tableau 7.5 donne les autres valeurs numériques des paramètres du MDI définies dans les section 7.2.2.1 et section 7.2.2.2. Les moteurs utilisés sont: EC 45 pour hanche et genou, RE 40 pour la cheville. Leurs caractéristiques se trouvent dans le Tableau 5.4 et le Tableau 5.5

Tableau 7.5 Données de simulation de l'orthèse sérielle d'assistance des jambes pour la marche

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
masse moteur sur segment 1 / segment 2	m1 / m2	1.150 / 0.480	kg
dimension des moteurs: rayon x longueur	r1xL1 / r2xL2	45x102 / 40x71	mm
masse estimée des paliers	m	0.400	kg
rayon des paliers	R	30	mm
largeur et épaisseur des barres	b x e	60 x 12	mm
densité matériau	ρ	2700	kg/m ³
pas des vis de mouvement	P	3	mm
diamètre moyen des vis	d _m	10	mm
coefficient de frottement équivalent	μ	0.0105	-
rapport de transmission han. / gen. / chev.	i	2.00 / 1.25 / 1.25	-
rendement des transmissions	η_i	0.9	-
longueurs mécanisme han. / gen. / chev.	a, b2, b3	-30, 80, 150	mm
angles manivelle han. / gen. / chev.	$\gamma_h / \gamma_g / \gamma_c$	0 / 55 / 90	deg
inertie vis (vis de même longueur)	I _s	15.3	gcm ²

7.2.3.1 Moment et puissance articulaire

Le premier graphique (Fig. 7.31) montre les courbes de moment et de puissance articulaire pour la jambe sans exosquelette et sans décharge corporelle. Les moments sont calculés par le MDI de la section 7.2.2.1. En multipliant ces valeurs avec les vitesses angulaires, dérivées des courbes de position angulaire, nous obtenons les puissances instantanées. Ce résultat est donné car il permet de valider le modèle par comparaison avec les courbes trouvées dans la littérature.

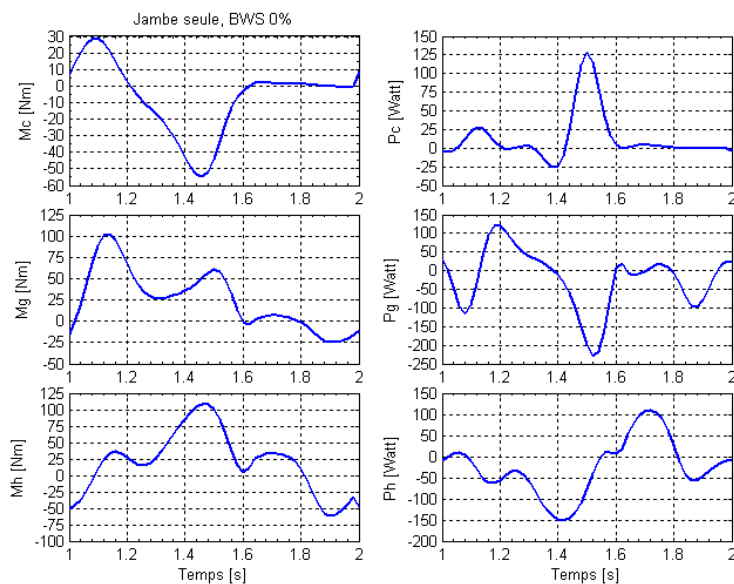


Figure 7.31 Courbes de moment (M_i) et de puissance (P_i) articulaire. $i = c, g, h$ (cheville, genou, hanche)

L'allure de ces courbes correspondent d'une manière générale aux courbes publiées par [ZOSS 2006]. Les courbes de puissances sont aussi similaires à celles éditées par [WINTER 1991]. Par contre, les amplitudes diffèrent un peu. Cela tient à la manière d'appliquer les forces de réaction du sol. Les auteurs ne donnent pas de détail sur la position du point d'action de ces forces le long du pied durant le cycle de marche. Position qui joue un rôle important pour le calcul des moments articulaires. En comparaison, les résultats sont ici acceptables.

La Fig. 7.32 montre des courbes, avec et sans orthèse (BWS 50%). L'orthèse n'a pas d'influence à la cheville, les courbes sont confondues. C'est cohérent, la masse de l'exosquelette est faible pour ce segment. Cette influence augmente pour le genou et la hanche lors de la phase oscillante de la jambe.

La Fig. 7.33 superpose les courbes de moment et de vitesse angulaire des trois articulations. Ce graphique visualise les pics des moments et des vitesses durant le cycle de marche. L'observation de ces courbes permet de discuter des performances vitesse-couple que les actionneurs doivent développer, et à quel moment. En terme de puissance, l'idéal est d'obtenir des courbes dont les pics de vitesse angulaire et de couple ne soient pas superposés.

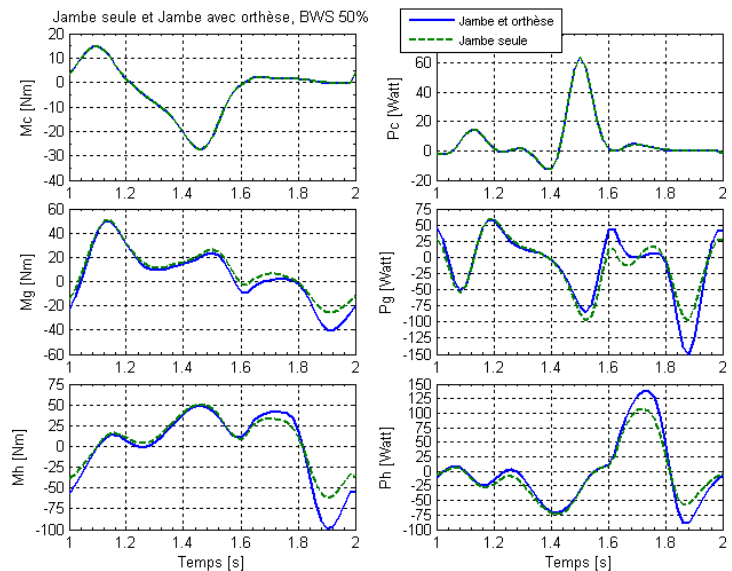


Figure 7.32

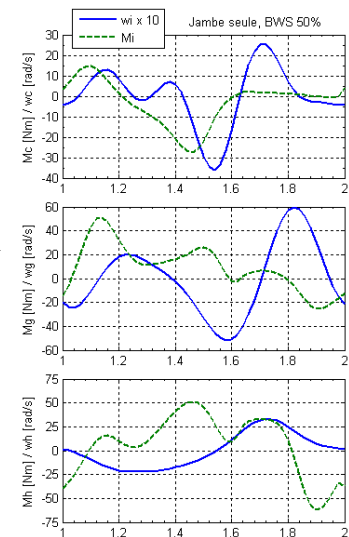
Courbes de moment (M_i) et de puissance (P_i) articulaire avec et sans orthèse, BWS de 50%. $i = c, g, h$ (cheville, genou, hanche).

Une valeur (+) de la puissance indique un travail musculaire concentrique, une valeur (-) indique un travail excentrique (Cf. section 5.1.3.6).

La puissance moyenne de la cheville est positive indiquant qu'une production d'énergie est requise; en particulier au moment de la propulsion, juste avant l'envol du pied. La puissance moyenne est négative au genou expliquant pourquoi certains systèmes orthétiques utilisent des composants de dissipation d'énergie (orthèse CBO, section 4.2.3.2). La hanche absorbe de l'énergie durant la phase d'appui et en injecte au début de la phase d'oscillation.

Figure 7.33

Courbes de moment (M_i) et de vitesse angulaire ($w_i \times 10$) sans orthèse, BWS de 50%. $i = c, g, h$ (cheville, genou, hanche)



7.2.3.2 Caractéristiques mécanique et électrique des actionneurs

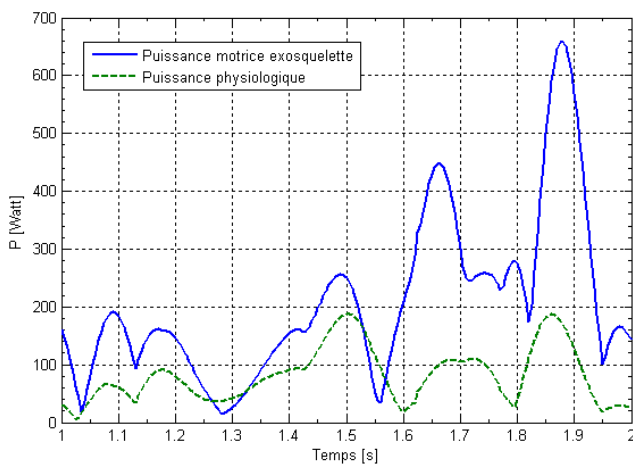
L'Annexe D.3 donne les courbes suivantes pour les trois articulations:

- les puissances mécanique et électrique;
- les moments moteur instantanés et RMS;
- les vitesses de rotation des vis de transmission et des moteur;
- les forces axiales dans les vis de transmission;
- le courant moteur instantané et la tension d'alimentation.

Discussion: La valeur RMS du couple moteur du genou est trop grande. La vis de transmission tourne également un peu vite pour un écrou avec une circulation de billes. Une dimension de vis 12 x 5 (diam. x pas) et un rapport de réduction $i = 2$ au lieu de 1.25 permet de diminuer cette vitesse mais ne change presque pas la valeur du moment; le rapport $i = 2$ est le maximum, plus élevé, la tension d'alimentation devient excessive. Choisir un moteur EC 60 pour le genoux ne convient pas non plus. L'inertie du rotor de ce moteur est élevée, une grande partie de la puissance passe dans l'accélération du moteur lui-même.

Le moment atteint aussi une valeur trop élevée. De plus, sa masse de 2.450 kg surcharge la hanche. Finalement son volume étant important, son intégration est une difficulté. Diminuer les forces de réaction du sol en augmentant la décharge corporelle n'apporte pas d'amélioration car c'est la phase d'oscillation de la jambe qui conduit à des performances élevées. La seule solution est ici de diminuer la vitesse de marche afin de réduire la dynamique.

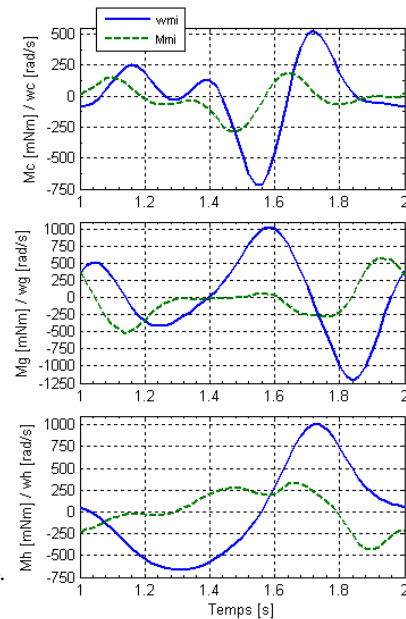
La Fig. 7.34a montre la courbe de puissance instantanée motrice totale pour un cycle de marche avec des vis de transmission 12 x 5 pour les trois articulations et des rapports $i = 3, 2$ et 2 pour la hanche, le genou et la cheville, respectivement. Elle montre également, pour comparaison, une courbe qui est la somme des puissances, en valeurs absolues, des trois articulations physiologiques de la Fig. 7.32, courbes de droite, jambe seule. En toute logique, les formes de ces deux courbes sont similaires. Les différences d'amplitude sont dues principalement aux inerties des rotors de chaque moteur et au poids propre additionnel de l'exosquelette. La Fig. 7.34b donne les courbes de moment et de vitesse au niveau des moteurs. Un pas de vis de 5 mm au lieu de 3 diminue les vitesses de rotation des vis à billes; c'est meilleur d'un point de vue durée de vie mécanique et certainement moins bruyant.



a) Courbe de puissance motrice et physiologique totale, BWS 50%

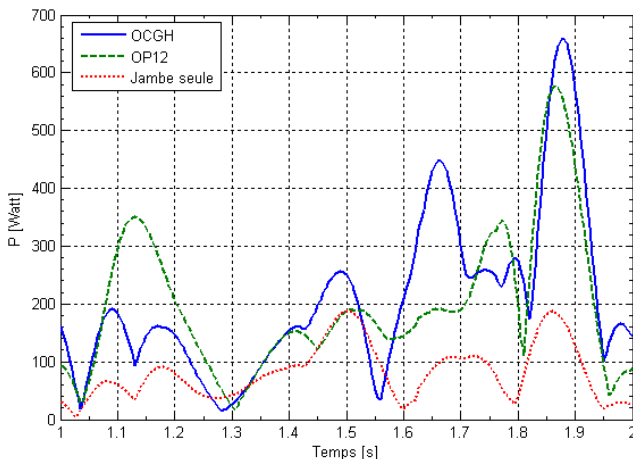
Figure 7.34

b) Moteurs: courbes de moment (M_i) et de vitesse angulaire (w_{mi}), BWS de 50%. $i = c, g, h$ (cheville, genou, hanche)



7.3 Analyse cinématique hybride vs sérielle

7.3.1 Puissance pour une décharge corporelle de 50%



Le seul point quantitatif comparable entre les deux types d'orthèses est la puissance électrique qu'il faut fournir. La Fig. 7.35 ci-contre superpose les courbes de puissance instantanée de l'orthèse sérielle, à cinématique hybride et de la jambe. Les valeurs RMS de ces trois courbes sont respectivement: 330, 270 et 110 Watt.

Figure 7.35 Courbes de puissance instantanée de l'orthèse HGC, de l'orthèse à cinématique hybride OP12 et de la jambe (BWS 50%).

7.3.2 Liaisons orthopédiques

L'installation du sujet sur un dispositif WalkTrainerTM n'est pas une procédure simple. Il faut équiper la personne d'un harnais comprenant une interface de liaison avec la ceinture pelvienne de l'orthèse du bassin (section 8.3.2). Selon le type d'orthèse de jambe, cette procédure est différente:

Orthèse à cinématique hybride OP12.

Deux approches sont envisagées:

- en premier, il est prévu de fixer sur le sujet l'exosquelette servant d'interface avec l'orthèse. Cette opération est similaire à l'équipement d'orthèse KAFO (Fig. 4.2) ou HKAFO (Fig. 4.3). Puis de placer la personne à l'aide du treuil dans le déambulateur. Ensuite, à l'aide d'attache rapide, toutes les liaisons sont fixées: elles se trouvent aux points H, V7, V8, V9 (Fig. 7.36a). Cette méthode permet l'utilisation d'un exosquelette personnalisé;
- une autre possibilité est d'avoir l'exosquelette déjà fixé sur les liaisons orthétiques et de sangler ensuite les jambes, une fois que la personne est verticalisée.

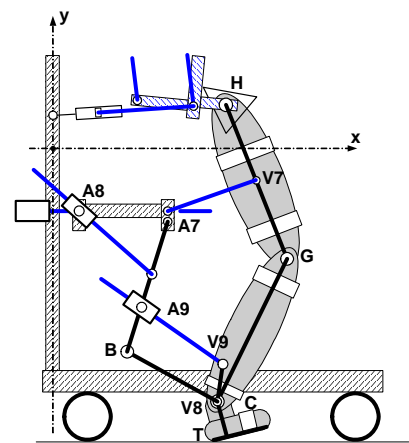
Le choix d'une méthode dépendra du sujet, de sa pathologie et de ses possibilités de transfert. L'avantage de deux procédures d'installation est d'offrir une certaine souplesse et de pouvoir s'adapter en fonction des besoins.

Orthèse sérielle: L'orthèse est elle-même un exosquelette, la procédure est identique à l'approche b envisagée ci-dessus. Il s'agit de sangler les jambes une fois que la personne est verticalisée. Si besoin, les coques de maintien de la jambe peuvent être personnalisées et fixées de façon modulaire à l'orthèse.

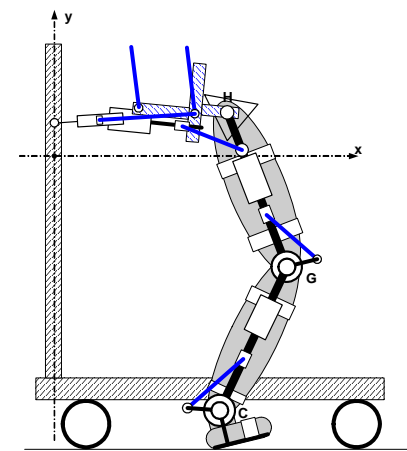
Concernant ce sujet, le choix entre une orthèse à cinématique hybride ou sérielle n'est pas évident sur le papier. Seuls des essais cliniques peuvent aider à prendre une décision et/ou à établir la procédure d'installation la plus pertinente selon les cas. L'expérience des études de cas et des études cliniques des groupes travaillant dans le domaine peut aussi apporter une expertise en matière de transferts et de fixations orthopédiques (Cf. Lokomat®, section 4.2.4.1; AutoAmbulatorTM, section 4.2.4.2; Gait Trainer, section 4.4).

7.3.3 Intégration

Le point délicat pour l'intégration d'une orthèse de jambe sur un système de déambulation comportant une orthèse du bassin est l'articulation orthétique de la hanche. Cette articulation doit posséder les DDL nécessaires pour ne pas perturber la marche et permettre les mouvements pelviens. Le centre du mouvement de l'orthèse de la jambe doit coïncider avec le centre physiologique de l'articulation coxo-fémorale (Fig. 2.8). Il faut donc réaliser une combinaison de systèmes mécaniques de type RCM³, permettant par des liaisons de type pantographe de déplacer le centre de rotation d'une structure [BAUMANN 1997], ou une cinématique parallèle [SINGLA 2006]. Il faudrait également introduire un système de réglage car la position du centre articulaire de la hanche est une variable anthropométrique. Il existe plusieurs études



a) cinématique hybride OP12



b) orthèse Sérielle

Figure 7.36 Orthèse de jambe

3. RCM: Remote Center of Motion

biomécaniques sur la détermination géométrique de ce centre par rapport au bassin [CAMOMILLA 2006, BUSH 2003, BAKER 1999, LEARDINI 1999, BELL 1990, VAUGHAN 1999, BELL 1989]. Les méthodes et les résultats sont malheureusement hétérogènes et l'erreur de prédiction peut atteindre plusieurs centimètres [STAGNI 2000]. Il est difficile d'évaluer l'importance d'un mauvais alignement du centre articulaire physiologique et du centre orthétique de la hanche sur l'assistance des mouvements de la marche. Si l'erreur est significative, cela peut entraîner des risques sur l'intégrité physique du sujet à cause des liaisons orthopédiques liant la jambe à l'exosquelette. Il est toujours possible de rendre les liaisons orthopédiques plus compliantes, par exemple en relâchant un peu les sangles de fixation ou en mettant des mousses dans les coques de soutien. Mais de combien peut-on relâcher la tension des sangles et/ou quelle épaisseur de mousse faut-il mettre pour ne pas fausser la conduite du mouvement, pour ne pas blesser la personne par des frottements ou un flottement trop important dans les attaches? D'une manière générale, un minimum de liaisons est préférable pour exposer le patient à un minimum de risque.

Au niveau de la liaison mécanique entre l'orthèse de la jambe et celle du bassin, l'orthèse à cinématique hybride est plus simple; elle n'est pas combinée avec une autre fonction. Alors que l'orthèse sérielle possède à ce niveau l'actionneur de la hanche dont le mécanisme bielle manivelle est couplé aux mouvements d'adduction-abduction et de rotation axiale de la jambe. Cela complique le système. Il faut également relever que l'orthèse sérielle ajoute une charge plus importante sur la ceinture pelvienne orthétique à cause de sa masse non négligeable.

Un grand avantage de l'orthèse à cinématique hybride est de pouvoir découpler l'orthèse de la jambe de celle du bassin (Fig. 7.37). Cela supprime la liaison délicate et complexe avec la ceinture orthétique. Si l'orthèse de jambe est découplée de la ceinture pelvienne, les forces internes dues aux actionneurs d'assistance du mouvement seront reprises, en final, à l'articulation coxo-fémorale. Cela peut être un souci pour une personne fragile. A ce moment une indication de vitesse de marche lente doit être précisée avec soin pour ne pas engendrer des efforts malheureux dus à la dynamique. Ces efforts internes supplémentaires sont similaires aux actions du thérapeute, guidant et corrigeant le mouvement avec ses mains lors d'exercices d'entraînement sur tapis roulant. Ces actions manuelles extérieures engendrent aussi des charges internes non physiologiques sur le squelette. De l'expérience clinique, il n'y a pas, à notre connaissance, de contre-indication à ce propos. Il est donc bien plus simple de découpler l'exosquelette. Si une reprise des charges au niveau de la hanche orthétique s'avérait nécessaire, une liaison compliante simplifiée entre l'exosquelette et la ceinture pelvienne peut encore être étudiée par la suite pour limiter les efforts dans un seul axe, le sens de marche par exemple. La distance du point d'attache de la bielle au niveau de la cuisse (HV7, Fig. 7.37) joue aussi un rôle dans les réactions engendrées à la hanche. En fonction de la position de centre de masse de la cuisse, de son inertie et de la dynamique du mouvement de la jambe, il existe pour chaque personne une position optimale qui minimise les forces de réaction à la hanche (Cf. Fig. 7.15 et équations (7.19)).

La nouveauté du concept de rééducation de cette thèse repose sur l'orthèse du bassin 6 DDL (Chapitre 6) qui assure une assistance réellement physiologique des mouvements de la marche. Sans elle, s'il y a une limitation des mouvements pelviens, une modification de la pattern d'activation musculaire sera visible [HIDLER 2005]. On peut aussi penser que les schémas neurologiques moteurs normaux seront également perturbés. Un découplage entre l'exosquelette et la ceinture pelvienne orthétiques est donc nettement préférable. Ainsi, les risques de fausser les mouvements par les défauts inévitables ou les limitations intrinsèques d'une liaison mécanique complexe sont éliminés.

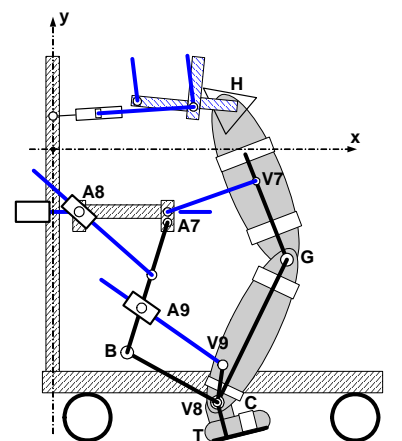


Figure 7.37 Orthèse parallèle de la jambe découplée du bassin.

7.3.4 Tenue de la jambe dans le plan sagittal

Lors d'exercices d'entraînements sur tapis roulant, un ou plusieurs thérapeutes facilitent les mouvements des jambes, du bassin et du tronc par des actions manuelles pour améliorer la posture, l'alignement articulaire et le retour du membre oscillant (section 2.6.3, Fig. 2.13).

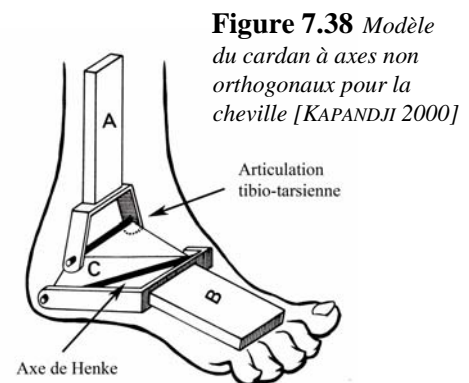
L'orthèse sérielle HGC ne permet pas de maintenir la jambe dans le plan sagittal lors de sa phase d'oscillation si l'articulation orthétique de la hanche est physiologiquement compatible, i.e. centrée sur l'articulation coxo-fémorale et possédant les DDL de flexion-extension, d'adduction-abduction, et de rotation. Comme cette compatibilité est indispensable, l'OHGC pose un réel problème concernant ce point. Une solution serait d'ajouter un système de leviers articulés en parallèle!

L'orthèse à cinématique hybride OP12 permet de maintenir l'alignement de la jambe lors de son balancement. Les leviers articulés placés postérieurement à la jambe ont été conçus pour cette fonction.

7.3.5 Evolution pour les changements de direction

L'orthèse des jambes, sérielle ou à cinématique hybride, doit pouvoir évoluer de façon à introduire ultérieurement la rééducation de la marche avec changements de directions. Il faudra donc implanter des DDL supplémentaires pour permettre les mouvements de rotation de la jambe autour de son axe vertical et les mouvements du pied qui initie le virage [ORENDURFF 2006, COURTINE 2003]. L'étude de [AGRAWAL 2005] peut être utile pour ce développement.

L'articulation de la cheville ou tibio-tarsienne est une *trochléenne*, un seul degré de liberté autour de l'axe Z (repère ISB, figure du Tableau 3.3). Elle est l'axe de flexion et d'extension du pied dans le plan sagittal. La rotation de la jambe dans son axe vertical Y conditionne les mouvements d'adduction-abduction du pied qui s'effectuent dans le plan transverse (plan 2 de la figure du Tableau 3.3): respectivement, la pointe du pied vers l'intérieur et la pointe du pied tournée en dehors. Autour de l'axe X, le pied peut s'orienter vers le dedans, c'est la *supination*, ou vers le dehors, c'est la *pronation*. Ce complexe articulaire du pied forme un ensemble à 3 DDL qui permet d'orienter la voûte plantaire dans toutes les directions et de s'adapter aux accidents du terrain. L'articulation de la cheville elle-même possède 2 DDL: l'articulation tibio-tarsienne et l'axe de Henke. Elle peut être modélisée par un joint de cardan dont les axes ne sont pas orthogonaux (Fig. 7.38). Ceci avec une difficulté supplémentaire du fait que l'angle entre articulation tibio-tarsienne et axe de Henke n'est pas constant durant le cycle de marche [KAPANDJI 2000]. L'orthèse de la jambe nécessitera donc une rotation supplémentaire autour de l'axe vertical en plus de l'articulation tibio-tarsienne existante. Le troisième degré pour l'axe de Henke sera plutôt réalisé à l'aide d'un mécanisme compliant.



Si l'on veut contrôler le mouvement de rotation de la jambe dans son axe vertical à l'aide d'une motorisation, l'orthèse à cinématique hybride permet d'adapter un dispositif réalisant cette fonction. L'OP12 étant postérieure à la jambe et alignée sur son plan sagittal, il est possible de faire agir les deux bielles du segment de la cuisse de manière différentielle (Cf. dessins de construction Annexe E3). La bielle de la cheville devra alors inclure un élément d'attache autorisant tous les mouvements du pied.

Par contre, l'orthèse sérielle pose un réel problème pour réaliser cette fonction supplémentaire de rotation car l'exosquelette est sur la face externe de la jambe.

7.3.6 Réglages anthropométriques des longueurs

L'ajustement de l'OP12 à la taille du sujet se résume à une entrée correcte des valeurs numériques des différentes longueurs segmentaires qui sont prises en compte par le contrôleur dans le MGI. Il n'y a pas de réglage mécanique à effectuer. Au pire des cas, pour les très grandes personnes ou les enfants, il sera nécessaire de monter ou de descendre la coulisse A7, éventuellement allonger ou raccourcir les liaisons A7B et BV8 (Fig. 7.37).

L'orthèse sérielle doit comporter des segments ajustables en longueur. Pour chaque patient différent, un ajustement manuel est nécessaire en plus de l'entrée des paramètres pour le contrôleur. Cet ajustement complique l'exosquelette avec des systèmes de coulisse et de fixation à une longueur donnée. De plus, les moteurs et les systèmes de transmission bielle-manivelle prennent longitudinalement de la place, ce qui limite le réglage des longueurs courtes. Une version spéciale devra être mise au point pour les enfants comme la version pédiatrique du Lokomat® (Fig. 4.23).

7.3.7 Modularité

Un dernier point intéressant est la modularité du WalkTrainerTM. L'intention est de pouvoir utiliser ce dispositif d'entraînement dans différentes configurations: a) seulement avec le treuil de décharge corporelle, b) avec le treuil et l'orthèse du bassin uniquement, c) treuil, orthèse du bassin et les orthèses de jambe. L'OP12 permet facilement de mettre en retrait le dispositif sans devoir le démonter du déambulateur, surtout s'il est découplé de la ceinture pelvienne. Il est par contre plus difficile de mettre en arrière deux exosquelettes, comme ceux de l'orthèse sérielle, sans qu'ils gênent le sujet. Il faudrait éventuellement les sortir du déambulateur. Opération délicate à cause de la complexité de la liaison pelvienne de type RCM et du couplage avec l'actionneur de la hanche.

7.4 Conclusion

En conclusion, après ces quelques points de discussion des avantages et des inconvénients, l'orthèse sérielle n'entre plus en ligne de compte pour la réalisation d'un prototype. Nous avons opté pour l'orthèse à cinématique hybride OP12 (Fig. 7.18). Cette orthèse a été construite sur DAO dans ses moindres détails, mise en plan et fabriquée (Cf. Annexe E3).

Concernant la puissance, l'orthèse sérielle et OP12 sont relativement proches l'une de l'autre. Nous pourrions encore procéder pour chacune d'elle à une étude d'optimisation afin de réduire les pics de vitesse et de force dans les actionneurs, spécialement pour le genou. Les résultats sont ici une synthèse de plusieurs itérations de calculs. A chaque itération, la géométrie du mécanisme étudié est modifiée graduellement par rapport à l'itération précédente et ses performances dynamiques sont évaluées à l'aide des routines de simulation issues du modèle théorique. Ceci jusqu'à l'obtention d'un mécanisme jugé satisfaisant. C'est une méthode que [MERLET 1997] nomme "essai-erreur". Les mécanismes en question sont les transmissions bielle-manivelle pour l'orthèse sérielle et la combinaison des leviers de liaisons associés aux bielles d'actionnement pour OP12. Cette méthode est délicate étant donné le nombre important de paramètres intervenant dans la géométrie, en particulier pour les systèmes parallèles. Une procédure numérique pour déterminer la géométrie du mécanisme qui optimise un critère donné serait préférable. Ce critère serait par exemple de minimiser la valeur RMS de la somme des puissances des actionneurs. Cependant, le nombre élevé de paramètres rend cette optimisation complexe. Elle n'a pas été faite dans le cadre de cette recherche car cette optimisation est tout un projet en soi. Avec une méthode numérique on estime gagner quelques % en terme de puissance globale. Je ne pense pas que dans les ordres de grandeur une optimisation numérique apporte une solution géométrique

"révolutionnaire". Nous pourrions obtenir une confirmation des choix et des indications concernant les ajustements géométriques des mécanismes orthétiques relatifs à l'anthropométrie pour ne pas trop s'écarter de l'optimum entre les petites et grandes tailles par exemple. Dans le cas de l'orthèse à cinématique hybride OP12 ceci devra être fait pour confirmer la géométrie choisie. Cependant, une étude de faisabilité clinique utilisant un prototype expérimental conçu avec les ordres de grandeur de cette étude est utile avant d'engager des ressources pour cette optimisation. L'avantage d'une étude clinique faite maintenant, même avec un système non optimisé mais répondant toutefois au cahier des charges, est d'apporter des indications précieuses sur le comportement fonctionnel du système et le choix des variables géométriques. Indications qui sont non seulement relatives aux aspects mécaniques mais aussi relatives à l'utilisateur. N'oublions pas que nous avons une personne liée à nos dispositifs orthétiques. Les exigences cliniques peuvent être contraires aux exigences mécaniques. L'objectif de cette recherche est de fournir une première orthèse de jambe expérimentale compatible avec une orthèse du bassin. Elles doivent être intégrées dans un déambulateur pour réaliser les premiers tests de faisabilité d'un entraînement à la marche sur le sol. Cet objectif est atteint avec le système proposé et réalisé.

Déambulateur: intégration des composants

Ce chapitre traite de l'intégration des composants intervenant dans le déambulateur fonctionnel: un cadre mobile, un système de navigation, un système de décharge corporelle, une orthèse du bassin et deux orthèses de jambe. Il expose également une application biomécanique ou diagnostic avec l'utilisation d'un système de mesures des mouvements du bassin.

8.1 Cadre mobile

Le cadre, ou châssis, du déambulateur est équipé de quatre roues pour sa mobilité: deux roues motrices à l'arrière et deux roues castor à l'avant. Il supporte le harnais de décharge corporelle par l'intermédiaire d'un treuil. Les points fixes de l'orthèse du bassin et des deux orthèses de jambe sont ancrés sur sa structure. Il intègre également les différents boîtiers qui sont nécessaires au fonctionnement du déambulateur: commande générale, cartes électroniques de commande des moteurs, cartes électroniques d'interfaces de tous les capteurs, transformation de puissance, électrostimulateur, etc. Pour un usage autonome, il devra aussi transporter des batteries.

D'un point de vue fonctionnelle, il doit passer les portes standards et circuler dans les couloirs d'un bâtiment public comme un hôpital ou un laboratoire de recherche. Sans alimentation électrique, une personne doit être capable de le pousser et de le diriger. Il doit être stable lorsqu'une personne est soutenue par le harnais et être suffisamment rigide pour supporter le poids d'une personne. La Fig. 1.5 montre une image d'artiste qui représente le cadre du déambulateur WalkTrainerTM avec ses différents éléments. La Fig. 8.1 montre le prototype réalisé au LSRO.



Figure 8.1
WalkTrainerTM: 1^{er} prototype avec un sujet valide (Stany Gnemmi), sans orthèse de jambe [Cf. Revue de presse: BLOCH 2006, photo: Bertrand Rey]

8.2 Navigation

La navigation du déambulateur comprend la motorisation et le système de direction.

8.2.1 Motorisation

Le déplacement du déambulateur doit être motorisé et contrôlé afin que le sujet ne soit pas perturbé dans son entraînement de la marche. Le cadre doit suivre le sujet, sans retard ni avance, afin que les orthèses travaillent dans les plages de mouvements qui leur sont demandées. Dans la mesure où cela reste dans les limites des courses des actionneurs, elles jouent un rôle tampon pouvant compenser un léger retard ou une légère avance du cadre mobile. Idéalement, le déambulateur doit avancer à une vitesse constante pour une marche parfaitement régulière. Les oscillations du bassin, en particulier antéro-postérieures, par rapport à l'avance linéaire du cadre, sont contrôlées par l'orthèse. Lors des transitions arrêt-marche, marche-arrêt ou lors de changements du rythme de marche, le cadre doit accélérer ou freiner. La motorisation des roues doit avoir la puissance nécessaire pour cela.

Le moment moteur au démarrage M_d du déambulateur se calcule de la façon suivante:

$$M_d = F_t \cdot R = R \cdot m \cdot g \cdot \sin \alpha + R \cdot m \cdot a = R \cdot m \cdot (g \cdot \sin \alpha + a) \quad (8.1)$$

- F_t : Force tangentielle sur la roue
 R : Rayon de la roue 100 [mm]
 m : masse 115 [Kg], estimation: 50% sujet de 90 kg + déambulateur 70 kg.
 g : gravité 9.81 [m/s²]
 α : angle de la pente 2.86 [deg], max. 5%, norme pour fauteuil roulant [UNITED-NATIONS].
 a : accélération 1.5 m/s², estimation déduite de [WEIR 1997], (Fig. 8.2).

Application numérique: $M_d = 29.8$ [Nm]

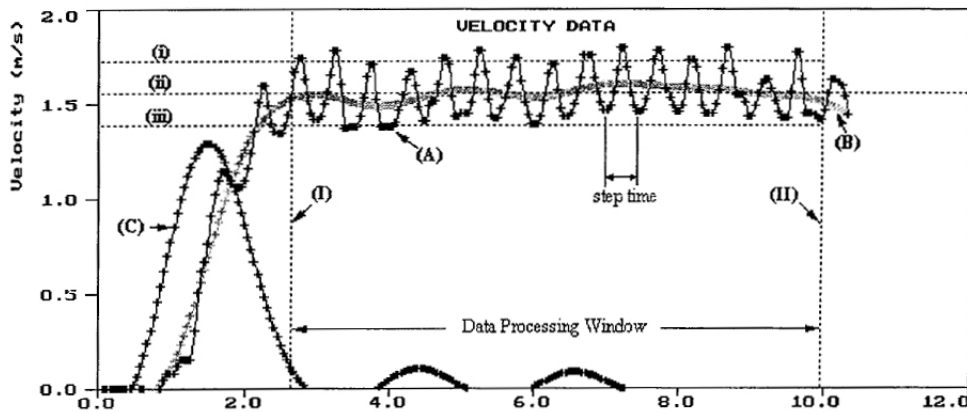


Figure 8.2 Vitesse horizontale instantanée du centre de masse corporel (A), vitesse moyenne (B), accélération moyenne (C) [WEIR 1997]

Nous avons deux roues motrices arrières. Le moment sur une roue est donc la moitié, $M_R = 14.9$ [Nm].

Vérification de la limite de patinage au démarrage. Pour une roue, avec l'hypothèse que la charge se répartit uniformément sur les 4 roues, le moment limite M_L se calcule ainsi:

$$M_L = F_f \cdot R = F_f \cdot R = \mu \cdot F_N \cdot R = \mu \cdot \frac{m \cdot g}{4} \cdot \cos \alpha \cdot R \quad (8.2)$$

- F_f : Force de frottement roue-sol
 μ : Coefficient de frottement 0.5 (pneu sur asphalte sec [PACHE 1996])
 F_N : Force normale

Application numérique: $M_L = 14.1$ [Nm].

Conclusion: $M_L > M_d$, il n'y a pas patinage dans ces conditions.

Nous pouvons encore calculer un moment de résistance au roulement dû au pneu M_p :

$$M_p = \mu' \cdot F_N \cdot R = \mu' \cdot \frac{m \cdot g}{4} \cdot \cos \alpha \cdot R \quad (8.3)$$

μ' : Coefficient de résistance au roulement 0.03 (pneu sur asphalte sec [PACHE 1996])

Application numérique: $M_p = 0.9$ [Nm].

Le moment total pour une roue est: $M_T = M_R + M_p = 15.0$ [Nm]

La vitesse moyenne de marche v se situe à 1.5 m/s (Annexe A.2.1). Le déambulateur doit aussi se déplacer à cette vitesse. La vitesse de rotation des roues ω_R se déduit par:

$$\omega_R = \frac{v}{R} \quad (8.4)$$

Application numérique: $\omega_R = 15$ [rad/s] (ou 143 tr/min).

La puissance nécessaire sur une roue est le produit $M_T \cdot \omega_R = 15 \cdot 15 = 225$ Watt

La transmission d'une roue motrice est faite par l'intermédiaire d'un réducteur planétaire à la sortie du moteur et d'une courroie crantée (Fig. 8.3). Pour le dimensionnement du moteur, il faut tenir compte des inerties de tous les éléments de la chaîne cinématique, en particulier l'inertie du rotor du moteur. L'énergie cinétique rapportée au moteur est égale à l'énergie cinétique totale du système. Ce qui nous donne la relation suivante:

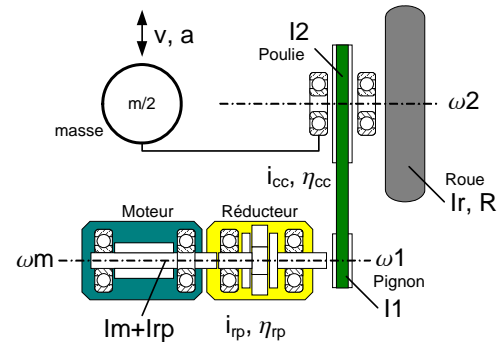


Figure 8.3 Schéma de la transmission d'une roue motrice

$$I_{r/m} \cdot \frac{\omega_m^2}{2} = (I_m + I_{rp}) \cdot \frac{\omega_m^2}{2} + I_1 \cdot \frac{\omega_1^2}{2 \cdot \eta_{rp}} + (I_2 + I_r) \cdot \frac{\omega_2^2}{2 \cdot \eta_{rp} \cdot \eta_{cc}} + \frac{m}{2} \cdot \frac{v^2}{2} \cdot \frac{1}{\eta_{rp} \cdot \eta_{cc}} \quad (8.5)$$

- $I_{r/m}$: Inertie réduite au niveau moteur
- I_i : Inertie de l'élément i (m: moteur, rp: réducteur planétaire, cc: courroie crantée)
- ω_i : Vitesse de rotation de l'élément i (m: moteur, 1: sortie réducteur, 2: roue)
- i_i : rapport de réduction de l'élément i (rp: réducteur planétaire, cc: courroie crantée)
- η_i : rendement i (rp: réducteur planétaire, cc: courroie crantée)
- m : masse
- v : vitesse

Les vitesses sont liées entre-elles par les rapports de réduction:

$$\omega_1 = \omega_m / i_{rp}; \quad \omega_2 = \omega_m / (i_{rp} \cdot i_{cc}); \quad v = R \cdot \omega_m / (i_{rp} \cdot i_{cc})$$

En remplaçant et en divisant par $\frac{\omega_m^2}{2}$ on obtient:

$$I_{r/m} = (I_m + I_{rp}) + I_1 \cdot \frac{1}{\eta_{rp} \cdot i_{rp}^2} + (I_2 + I_r + \frac{m}{2} \cdot R^2) \cdot \frac{1}{\eta_{rp} \cdot \eta_{cc} \cdot i_{rp}^2 \cdot i_{cc}^2} \quad (8.6)$$

Enfinement le moment moteur total sera:
$$M_m = \frac{M_T}{i_{rp} \cdot i_{cc} \cdot \eta_{rp} \cdot \eta_{cc}} + I_{r/m} \cdot \dot{\omega}_m \quad (8.7)$$

avec: $\dot{\omega}_m = (a / R) \cdot i_{rp} \cdot i_{cc}$

La puissance au niveau du moteur est alors: $P_m = M_m \cdot \omega_m$

Il est utile de calculer quelle force il faut appliquer sur le cadre mobile pour le faire avancer à vide. En effet, alimentation éteinte ou en cas de panne électrique, il faut pouvoir pousser le déambulateur, i.e. entraîner les deux moteurs. Si le rapport de transmission globale est élevé, cela peut engendrer des forces importantes. Pour cela, un calcul similaire d'inertie réduite peut se faire mais cette fois du côté roue. Avec la même méthode de calcul utilisée précédemment (8.5)(8.6), on obtient:

$$I_{r/2} = \frac{m}{2} \cdot R^2 + (I_r + I_2) + I_1 \cdot \frac{i_{cc}^2}{\eta_{cc}} + (I_m + I_{rp}) \cdot \frac{(i_{cc} \cdot i_{rp})^2}{\eta_{cc} \cdot \eta_{rp}} \quad (8.8)$$

$I_{r/2}$: Inertie réduite au niveau roue

La force F_{man} qu'il faut appliquer sur le cadre se calcule ainsi (pour 1 moteur):

$$F_{man} \cdot R = I_{r/2} \cdot \dot{\omega}_2 = I_{r/2} \cdot \frac{a}{R} \quad \text{d'où} \quad F_{man} = I_{r/2} \cdot \frac{a}{R^2} \quad (8.9)$$

$$\text{La force totale pour pousser l'engin sera: } F_{tot} = 2 \cdot F_{man} + m \cdot a \quad (8.10)$$

m: masse sans le sujet, a: accélération initiale pour faire avancer le cadre mobile en le poussant.

Le moteur choisi pour le prototype est le RE40 (150W) couplé à un réducteur GP52C (Fig. 8.4). Les valeurs numériques des différents paramètres sont données dans le tableau suivant:

Tableau 8.1 Données de la transmission motrice

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
inertie du moteur	I_m	134.0	gcm^2
inertie du réducteur rapportée au moteur	I_{rp}	16.8	gcm^2
inertie pignon (estimation)	I_1	160.0	gcm^2
inertie poulie (estimation)	I_2	4'500	gcm^2
inertie roue (estimation)	I_r	50'000	gcm^2
rapport de transmission du réducteur	i_{rp}	15	-
rapport de transmission de la courroie	i_{cc}	2.77 (72/26)	-
rendement du réducteur	η_{rp}	0.83	-
rendement de la courroie	η_{rp}	0.90	-
masse avec sujet/ sans sujet	m	115 / 70	kg
accélération avec sujet / sans sujet	a	1.5 / 1.0	m/s^2

Résultats:

Moment moteur, équ. (8.7): 0.5 [Nm]

Force pour pousser le déambulateur, équ. (8.10): 150 [N]

Discussion:

Les résultats sont acceptables. Nous avons choisi un moteur qui fournit en régime permanent 150W. En fonctionnement intermittent de courte durée (quelques secondes), il peut fournir nettement plus; pour quelques instants, des courants plus élevés que le courant maximum en service permanent sont tolérés (la pointe de puissance est ici de $0.5 \text{ Nm} \cdot 15 \text{ rad/s} \cdot 15 \cdot 2.77 = 311.6 \text{ W}$, sans tenir compte des pertes Joule). Les essais de déambulation ont confirmé que la puissance de ce moteur convient pour le démarrage du prototype WalkTrainer™.



Figure 8.4 Motorisation

8.2.2 Direction

La direction du déambulateur est réalisée par une rotation différentielle des roues arrière motrices (Fig. 8.5a). Cette technique a été choisie en raison de sa simplicité. Elle amène les remarques suivantes:

- L'axe de rotation du cadre mobile se situe au milieu de l'axe des roues arrière. Une rotation du sujet autour de son axe vertical n'est donc pas possible avec cette disposition.
- Les forces transverses (axe z) qui sont générées par le sujet sur le cadre mobile via l'orthèse du bassin risquent de créer une oscillation de l'avant du cadre dans le plan frontal. Ceci est dû au décalage du sujet par rapport à l'axe des roues arrière et au comportement élastique des pneus. Cela peut s'accroître s'il y a un glissement des roues arrière sur le sol.

Concernant le premier point, la configuration avec roues arrière motorisées et différentielles permet déjà les fonctions de navigation élémentaires: changer de direction à angle droit dans des couloirs de bâtiments publics construits selon les normes, négocier des courbes, effectuer un demi-tour. Certes, le rayon de braquage est plus grand par rapport à une rotation autour d'un axe vertical centré dans le sens de la longueur. Au pire, dans un espace réduit, il faut un peu manoeuvrer. Une étude a tout de même été faite pour analyser et améliorer les possibilités de direction du cadre mobile [SIGRIST 2006]. Une solution simple est de ramener l'axe des roues arrière à hauteur de l'axe transverse du sujet et d'ajouter une roue castor à l'arrière pour assurer la stabilité (Fig. 8.5b). Par contre, cette disposition impose des éléments de suspension des roues castor situées à l'avant pour assurer le contact permanent des roues motrices avec le sol lors des changements de pente. La Fig. 8.5c est une variante. Les roues de ces deux dernières dispositions occupent un espace près des jambes du sujet, ce qui n'est pas judicieux. Il est préférable de garder de la place autour des membres du sujet pour conserver un accès facile vers les liaisons orthopédiques du pied et de la jambe. Il existe une grande variété de solution pour assurer la navigation du cadre mobile [SIEGWART 2004]. Cependant ce sujet n'est pas une priorité du moment qu'une solution simple et fonctionnelle existe. Ce point n'est donc pas approfondi dans ce chapitre. De plus, un demi-tour serré avec un sujet à mobilité réduite à bord du déambulateur est certainement une procédure délicate.

Concernant le deuxième point, une solution simple pour éviter des oscillations latérales du cadre mobile est de bloquer les roues castor en ligne droite et de les libérer lorsque le déplacement est terminé pour effectuer un demi-tour. Nous avons prévu de tels blocages sur notre prototype, mais nous en n'avons pas eu besoin. Les tests expérimentaux de déambulation en ligne droite n'ont pas montré de difficulté à ce sujet. Ce point doit tout de même être conservé à l'esprit pour une version clinique du WalkTrainer™. Une répartition correcte de la charge est aussi importante de façon à ne pas trop délester les roues castor à l'avant et éviter qu'elles se mettent à osciller à certaines vitesses.

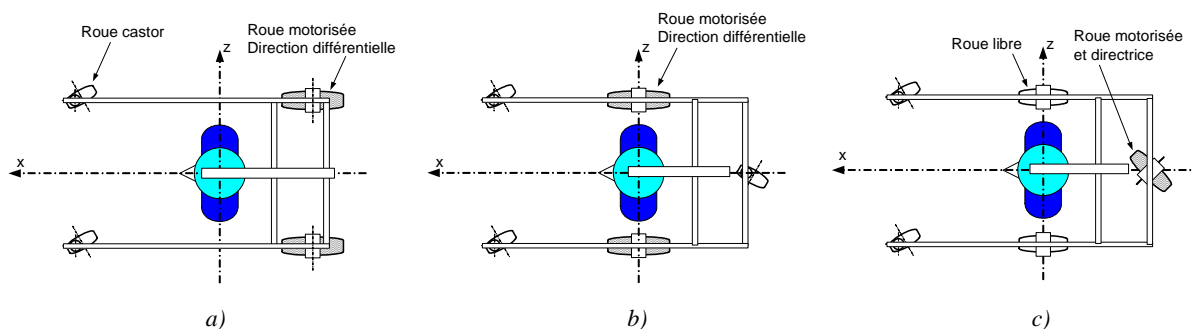


Figure 8.5 Systèmes directionnels du déambulateur

8.3 Système actif de décharge corporelle

Un système de décharge corporelle (**BWS**: body weight support) actif a été conçu afin de contrôler précisément et de façon dynamique la force de soutien transmise aux bretelles du harnais. Ce BWS est constitué des éléments suivants (Fig. 8.6):

1. Un mécanisme de suspension du harnais (Fig. 8.1) possédant 4 DDL afin de suivre les mouvements du bassin antéro-postérieur, verticaux, l'obliquité et la rotation.
2. Un treuil motorisé enroulant un câble dont l'extrémité est attachée au système de suspension.
3. Un capteur de force mesurant la tension dans le câble.
4. Un ressort de traction placé en série dont le câble de liaison s'enroule sur le treuil. La force de ce ressort agit en contre réaction à la force de décharge corporelle ce qui diminue le moment moteur. Dans ce cas, le moteur doit compenser uniquement les moments dû à la dynamique du mouvement corporel vertical et aux variations de force du ressort induit par sa constante.
5. Un système de variation de la longueur du ressort pour régler la charge de contre réaction.

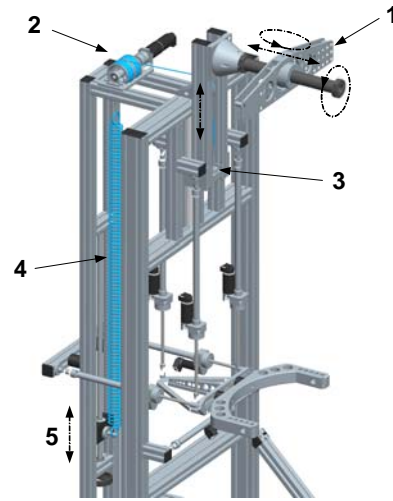


Figure 8.6 Système de décharge corporelle (BWS: body weight support)

Le but est de réaliser un contrôle en boucle fermée de la force de décharge. Soit pour maintenir un niveau de décharge constant durant le cycle de marche qui tient compte des mouvements dynamiques de la masse supportée, soit pour moduler cette décharge en fonction du cycle de marche.

8.3.1 Motorisation du treuil

La force du ressort lié au treuil agit de façon opposée à la force de décharge. Le moment moteur dû à ces forces se calcule de la manière suivante:

Force de tension FT dans le câble:

$$FT = (ms + a \cdot mb) \cdot (ay + g) \quad (8.11)$$

- ms : masse système
- mb : masse corporelle
- a : facteur de soutien corporelle (a compris entre 0 et 1)
- g : gravité (9.81 m/s^2)
- ay : accélération verticale (du bassin)

Force FR de contre réaction du ressort:

$$FR = b \cdot (ms + a \cdot mb) \cdot g - (K \cdot y) \quad (8.12)$$

- b : facteur de contre réaction (b compris entre 0 et 1, ou plus)
- K : constante du ressort
- y : déplacement vertical (du bassin)

Moment moteur Mm_F dû à ces forces:

$$Mm_F = \frac{Rt(FT - FR)}{i_r \cdot \eta_c \cdot \eta_r} \quad (8.13)$$

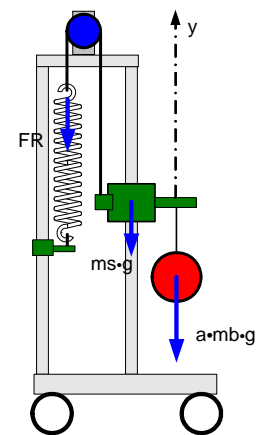


Figure 8.7 BWS: schéma des forces

- R_t : rayon du tambour du treuil
 i_r : rapport de réduction du motoréducteur
 η_c, η_r : rendement du câble et du réducteur

Moment moteur Mm_I dû à l'inertie du rotor et du tambour:

$$Mm_I = (I_m + I_r + I_t \cdot \frac{1}{\eta_r \cdot i_r^2}) \cdot \frac{i_r \cdot ay}{Rt} \quad (8.14)$$

- I_m : inertie du rotor moteur
 I_r : inertie du réducteur rapportée au moteur
 I_t : Inertie du tambour

Moment moteur total:

$$Mm_T = Mm_F + Mm_I \quad (8.15)$$

vitesse de rotation ω_m du moteur:

$$\omega_m = i_r \cdot v_y / Rt \quad v_y: \text{vitesse verticale (du bassin)} \quad (8.16)$$

Puissance motrice P_m :

$$P_m = Mm_T \cdot \omega_m \quad (8.17)$$

Le moteur choisi pour le prototype est le RE40 (150W) couplé à un réducteur GP42C. Les valeurs numériques des différents paramètres sont données dans le tableau suivant:

Tableau 8.2 Données de la transmission motrice du BWS

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
inertie du moteur	I_m	134.0	gcm ²
inertie du réducteur rapportée au moteur	I_{rp}	15.0	gcm ²
inertie du tambour	I_r	1680.0	gcm ²
rapport de transmission du réducteur	i_{rp}	66	-
rendement du réducteur	η_{rp}	0.72	-
rendement du câble sur le tambour	η_{rp}	0.95	-
masse du sujet	mb	90.0	kg
masse du système	ms	3.0	kg
constante du ressort	K	1.0	N/mm
facteur a	a	0.5	-
facteur b	b	1.0	-
rayon du tambour	R_t	37.5	mm

Les déplacements verticaux (y) des masses soutenues sont modélisés par un mouvement sinusoïdal d'amplitude 25 mm et de période 0.5 s. Cela correspond à une course verticale maximum du bassin pour un cycle de marche à une vitesse de 1,4 m/s (Cf. section 3.3.3, Tableau 3.3, Fig. 3.11a).

Le graphique de la Fig. 8.8 montre les courbes du moment moteur (Mm_T), de sa vitesse de rotation (ω_m) et de la puissance (P_m) pour un cycle de marche. Les valeurs obtenues sont correctes pour un motoréducteur de ce type. Ce système est efficace pour autant que la force de tension dans le câble soit toujours positive. Une vérification montre que c'est ici le cas, la force oscille de façon sinusoïdale entre 660 et 280 N. Cet exemple de calcul est fait pour une décharge qui tient compte de la dynamique du mouvement vertical corporel. Des essais sur des personnes doivent confirmer si cette manière est judicieuse. Une modulation différente de la force de décharge est aussi possible, constante par exemple.

Le capteur de force qui est inséré le long du câble permet un contrôle de cette force selon une courbe choisie en rapport avec le cycle de marche. [FREY 2006] a étudié un système similaire pour le Lokomat®, (Cf. état de la recherche, section 4.2.4.1, Fig. 4.23c).

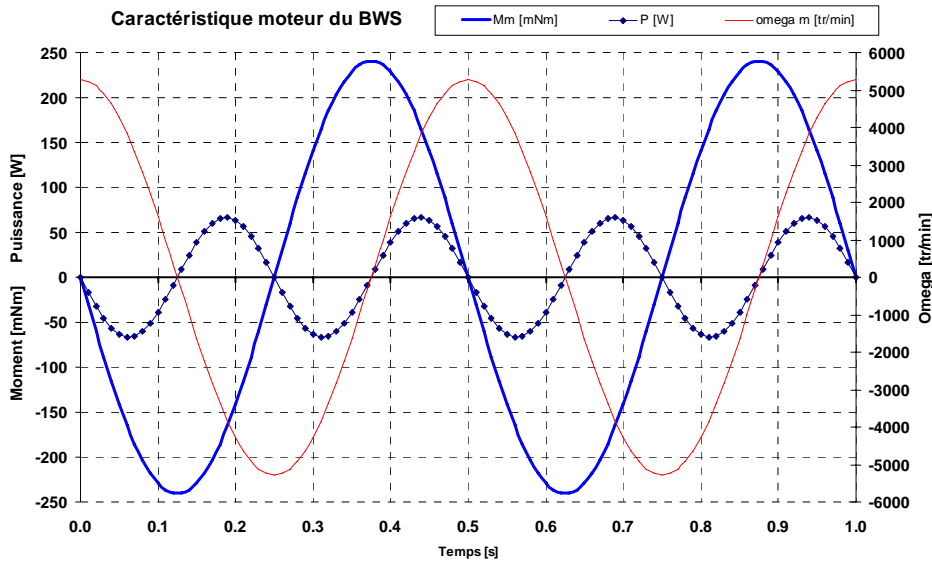


Figure 8.8 Caractéristiques du moteur de contrôle du BWS

8.3.2 Harnais

Une interface entre le sujet et l'orthèse du bassin est nécessaire pour relier les tissus "mous" de la ceinture pelvienne à la plate-forme terminale du robot. Cet interface doit permettre le positionnement du sujet et sa tenue dans l'orthèse. Pour cela, un harnais a été spécialement conçu afin de placer une ceinture semi-rigide dans des brides, à la manière d'une ceinture, comme pour un pantalon (Fig. 8.9a et 8.10). Cette ceinture semi-rigide s'adapte à différentes corpulences. Elle possède trois fixations la liant à l'interface de l'orthèse (Fig. 8.9b): deux rotules de chaque côté et une plaque verticale au niveau du sacrum.

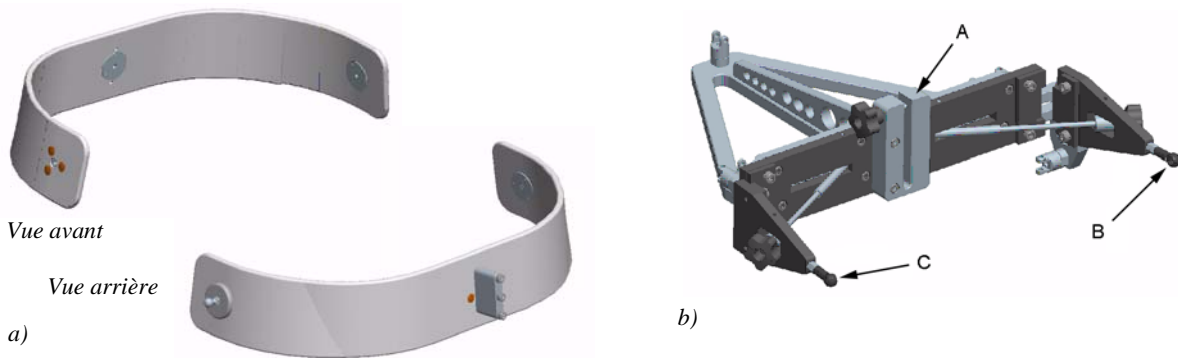


Figure 8.9 a) Ceinture semi-rigide du harnais, b) Interface orthétique c) Installation (vue sans harnais)

La procédure d'installation (Fig. 8.9c) d'un sujet est la suivante:

1. mettre le harnais avec sa ceinture semi-rigide;
2. suspendre le sujet sur la potence du déambulateur;
3. engager la plaque arrière de la ceinture dans la fente A;
4. rabattre les ailettes B et C et engager les rotules (clip);
5. contrôler et ajuster l'écartement au moyen des molettes;
6. ajuster l'inclinaison du bassin (tilt) et serrer la pièce A;

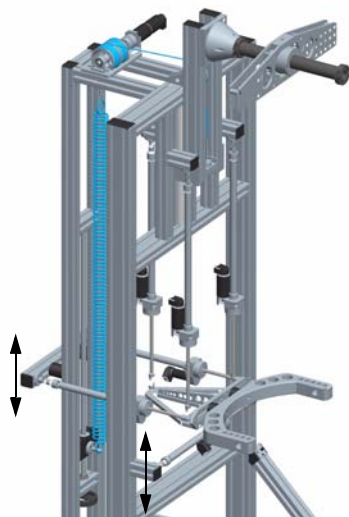


8.4 Intégration des orthèses

Les figures 8.10 à 8.14 ci-dessous montrent l'intégration des différents composants du WalkTrainer™: treuil de décharge corporelle, système de suspension avec harnais, interface pelvienne, orthèses du bassin et des jambes. Les photos sont celles du prototype actuel qui n'est pas encore équipé des orthèses de jambe. Les vues 3D sont celles de l'étude de construction réalisée sur le logiciel de conception ProEngineer. Sur ces vues, le ressort de contre réaction de la décharge corporelle a été déplacé sur le côté du cadre mobile afin de laisser la place au centre pour les mécanismes des deux orthèses de jambe¹.



Figure 8.10 Prototype WalkTrainer™:
à g.: vue de l'interface orthétique de tenue du bassin
à d.: vue d'ensemble avec le treuil, le mécanisme de suspension 4DDL et le harnais avec un sujet valide (l'auteur).



L'ajustement à la taille du sujet se fait uniquement sur les points fixes des actionneurs horizontaux (flèches)



Figure 8.11 Prototype WalkTrainer™:
Orthèse du bassin à g. et au m.
Installation sur tapis roulant à d.

1. Les orthèses de jambe sont en cours de fabrication au moment de la rédaction de ces lignes.

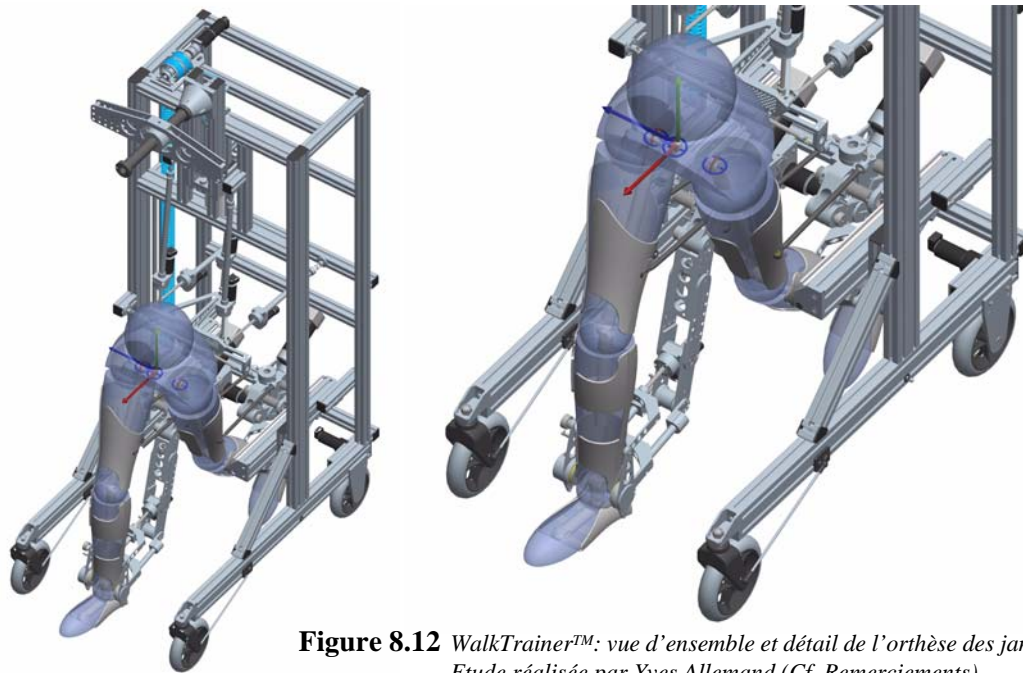


Figure 8.12 WalkTrainer™: vue d'ensemble et détail de l'orthèse des jambes.
Etude réalisée par Yves Allemand (Cf. Remerciements)

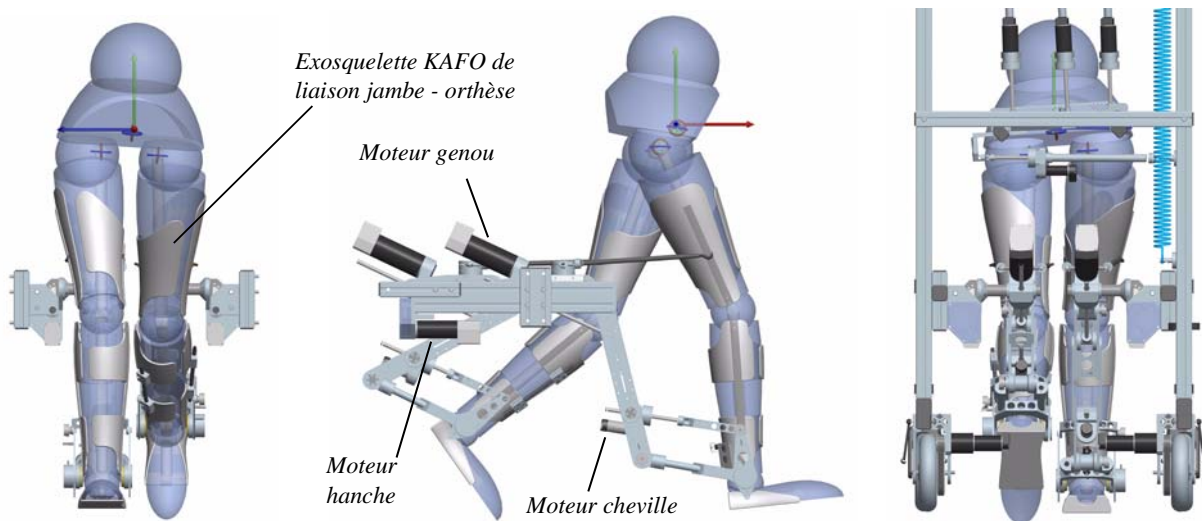


Figure 8.13 WalkTrainer™: vue avant, de côté et arrière des orthèses de jambe

Remarques:

- Les orthèses de jambe peuvent s'écarter plus ou moins par rapport au plan sagittal pour s'adapter à l'entre-jambe du sujet.
- Si nécessaire, le guidage horizontal peut être réglé à différentes hauteurs discrètes pour tenir compte des très grandes personnes, comme des plus petites.
- Concernant l'exosquelette de liaison jambe-orthèse, une étude, réalisée au LSRO par [PACCAUD 2007] sur la conception d'un système de mesure de position angulaire des jambes (Fig. 8.14), préfigure l'allure de cette liaison, qui est similaire à une KAFO (knee-ankle-foot-orthosis, Cf. Fig. 4.2).



Figure 8.14
Orthèse de mesure articulaire
[PACCAUD 2007]

8.5 Mesures biomécaniques du bassin

Une recherche a été effectuée pour intégrer un système de mesure des mouvements du bassin. L'objectif est de disposer d'un moyen d'analyse simple à mettre en oeuvre en vue d'études biomécaniques ou pour effectuer, par la suite, des diagnostics.

Le système de mesure optique "easyTrack" de Atracsys [www.atracsys.com, MARTI 2004] détecte la position spatiale de LED infrarouge. Trois LED placées sur un petit support, appelé marqueur, permettent de définir la position et l'orientation dans l'espace de celui-ci. Le volume de détection, la précision ($< 0.3\text{mm}$) et la vitesse d'acquisition (300 LED/s) sont suffisants pour notre application. Nous avons donc intégré un easyTrack 200 sur la face frontale de notre déambulateur prototype. A l'aide d'un marqueur en forme de triangle à 4 LED actives, nous pouvons mesurer la position et l'orientation spatiale du bassin sur un grand nombre de cycles de marche au sol. Le marqueur est fixé au niveau du sacrum sur une ceinture élastique large moulant le bassin. Le déambulateur, porteur de l'appareil de mesure, suit le sujet à une distance qui permet la détection du marqueur (Fig. 8.15). Cette distance est contrôlée par deux potentiomètres à fil qui relient le sujet au déambulateur, un fil de chaque côté du bassin. Connaissant l'écart relatif entre le sujet et le déambulateur, nous pouvons déduire les mouvements du bassin (3 translations et 3 rotations) par transformations de coordonnées. Le sujet est également équipé de capteurs plantaires qui détectent le contact du talon afin de synchroniser les mesures avec le cycle de marche.

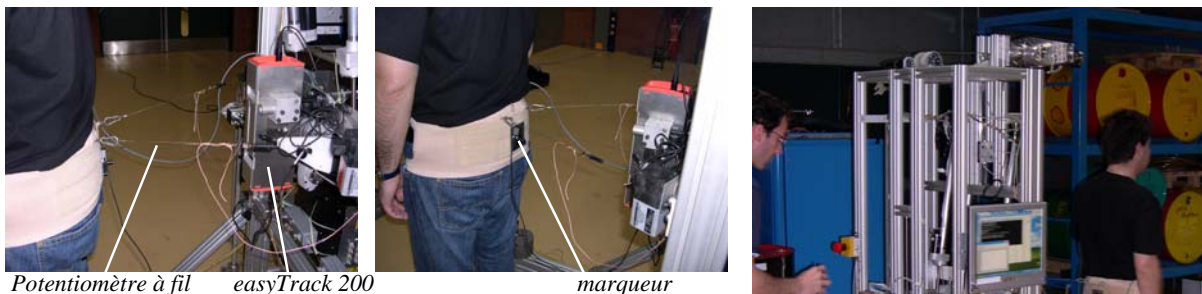


Figure 8.15 Mesures biomécaniques du bassin:
WalkTrainer™ et easyTrack200 (Yves Allemand et Yves Stauffer à g.)

Une première étude est en cours afin de confirmer la faisabilité de mesures biomécaniques avec cette technologie. Des mesures du mouvement du bassin ont déjà été effectuées avec 20 sujets valides sur une distance de 20 m, 4 vitesses de marche différentes par sujet (0.45, 0.80, 1.04 et 1.36 m/s), 2 mesures valables pour chaque vitesse.

Le but de l'étude est d'établir un modèle des trajectoires du bassin, en particulier les amplitudes de mouvements, en fonction de paramètres cinématiques, anthropométriques, typologiques ou autres. Par exemple: la vitesse de marche, la largeur du bassin, la longueur des membres inférieurs, le BMI (body mass index), le sexe, etc. Des résultats détaillés seront publiés prochainement [REYNARD 2007]. En préliminaire, les graphiques ci-dessous (Fig. 8.16 et Fig. 8.17) montrent les trajectoires du bassin sur un cycle de marche pour les quatre vitesses de marche mentionnées ci-dessus. Ces résultats indiquent déjà que le système easyTrack est parfaitement adapté pour des mesures biomécaniques. De la même manière, il est possible de fixer le marqueur sur d'autres segments corporels, cuisse et jambe en particulier, pour des études biomécaniques complémentaires. Ce système de mesure permet également de faire une analyse de l'influence du harnais et du % de décharge corporelle sur les mouvements du bassin. Des analyses sont également possibles pour comparer des valeurs biomécaniques de marche sur sol et sur tapis roulant, avec ou sans harnais. Ce genre de contributions peuvent apporter des indications précieuses pour la conception de harnais perturbant au minimum le sujet et sur les réserves médicales concernant l'entraînement sur tapis roulant.

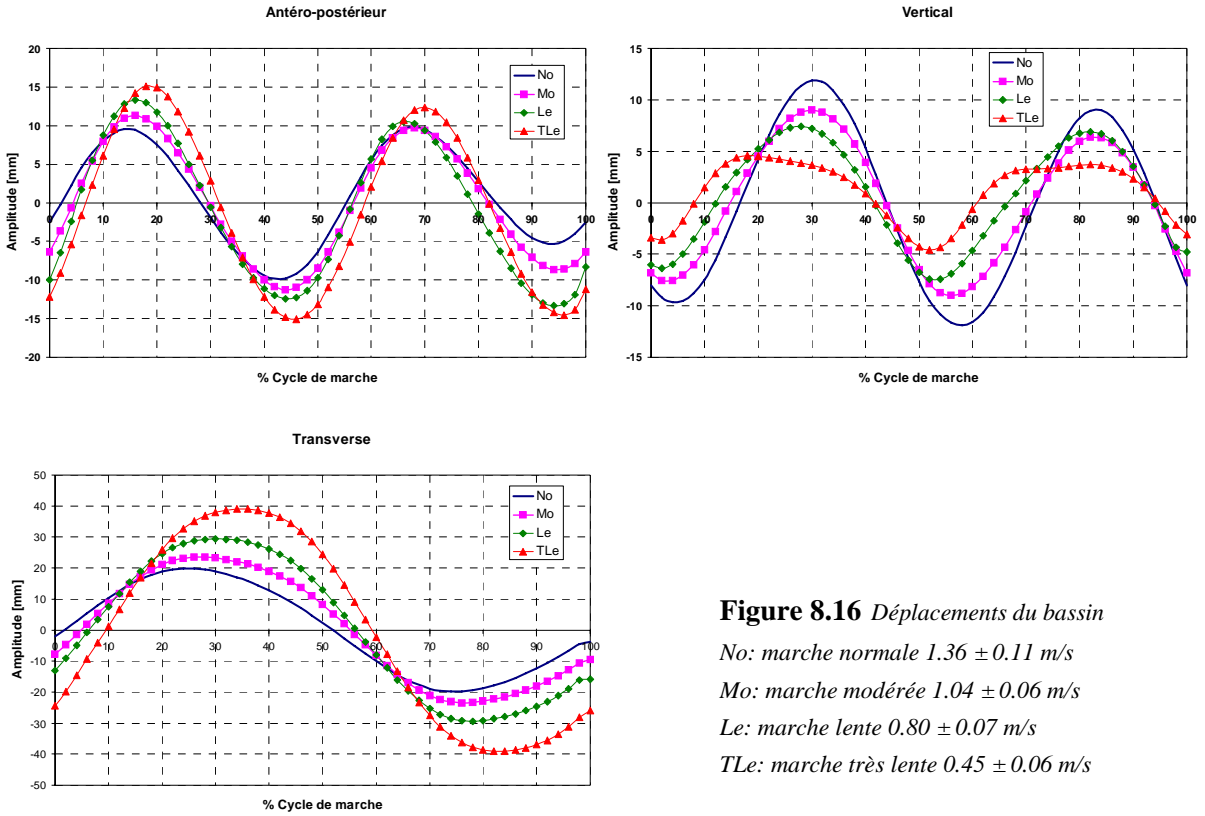


Figure 8.16 Déplacements du bassin

No: marche normale 1.36 ± 0.11 m/s

Mo: marche modérée 1.04 ± 0.06 m/s

Le: marche lente 0.80 ± 0.07 m/s

TLe: marche très lente 0.45 ± 0.06 m/s

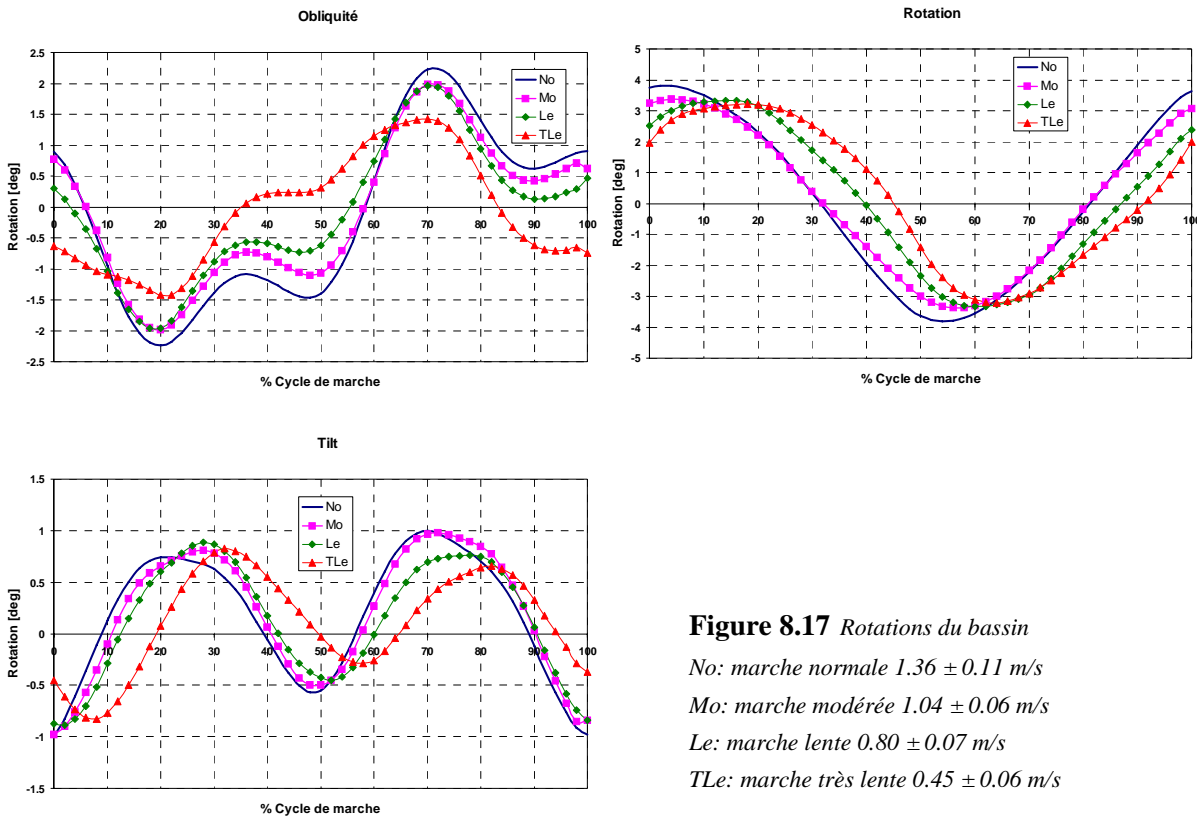


Figure 8.17 Rotations du bassin

No: marche normale 1.36 ± 0.11 m/s

Mo: marche modérée 1.04 ± 0.06 m/s

Le: marche lente 0.80 ± 0.07 m/s

TLe: marche très lente 0.45 ± 0.06 m/s

8.6 Conclusion

Les essais effectués sur le prototype ont montré que la ceinture pelvienne orthétique suit parfaitement les mouvements de consigne du bassin donnés par les courbes biomécaniques. Le contrôle de ces mouvements ne pose donc pas de difficulté. L'interface sujet-orthèse réalisé à l'aide de la ceinture semi-rigide à trois points de fixation est une bonne solution; le principe est rapide, les réglages de la largeur du bassin sont faciles. Le prototype montre aussi que la modularité de cette interface orthopédique est tout à fait possible pour l'adapter au sujet et personnaliser le harnais si besoin. L'installation du sujet est également une procédure simple. Le sujet peut être sécurisé par le soutien du treuil, puis lié à l'orthèse. Les tests de marche (sans orthèse de jambe) sur tapis roulant ou sur le sol, n'ont pas montré de conflit ou de perturbation des mouvements entre l'orthèse du bassin et le BWS. Le système de suspension à 4 DDL (mouvements du bassin antéro-postérieurs, verticaux, plus l'obliquité et la rotation) suit parfaitement les déplacements corporels du cycle de marche sans gêner le sujet par des à-coups, des déphasages de mouvements ou autres. Les essais de marche au sol ont également montré la capacité de la motorisation du déambulateur et de son contrôle à suivre le sujet sans le contrarier. L'orthèse du bassin est capable de suivre les variations de distance entre le sujet et le déambulateur, en particulier lors de la phase d'initiation de la marche et de ses phases transitoires pour atteindre une vitesse normale, puis pour s'arrêter. La synchronisation des mouvements entre le sujet, l'orthèse du bassin et le BWS est réalisée par des capteurs plantaires (foot switch). Ceux-ci détectent le contact du talon afin de déterminer le début du cycle et la cadence de marche. Ce principe simple donne déjà des résultats satisfaisants avec des personnes valides ayant une marche régulière.

D'autres points relatifs à l'ergonomie pourront être abordés avec les futurs tests cliniques et l'avis des gens à mobilité réduite. Par exemple, la phase délicate du transfert du sujet et le retrait du fauteuil roulant doivent suivre une procédure précise et sécurisée. Une personne, en fauteuil roulant, m'a suggéré un jour, lors d'une présentation de notre prototype, de venir de face, d'installer le harnais sur la personne encore assise², de soulever la personne directement avec le treuil, puis de retirer le fauteuil en arrière et finalement retourner le sujet d'un demi-tour. Cette procédure est en effet envisageable.

2. Les harnais thérapeutiques sont conçus pour cela.

Méthodologie de conception

La méthodologie de conception présentée dans ce chapitre résume les étapes de développement d'orthèses fonctionnelles (**OF**) qui ont été suivies dans le cadre de ce travail de thèse. Comme le définit [BACHER 2003], le terme méthodologie est ici compris dans le sens d'une démarche à suivre destinée aux concepteurs d'OF. Les aspects relatifs au contrôle ne sont pas intégrés dans cette description. Ils ont été traités en parallèle aux développements mécaniques [STAUFFER 2007]. La commande des actionneurs est en général intégrée et mise au point une fois qu'un prototype est disponible. Les différentes phases sont décrites sous la forme de deux organigrammes.

9.1 Etapes principales

L'organigramme de la Fig. 9.1 donne les étapes principales de développement. Elles sont distinguées de la manière suivantes:

- Phase médicale
- Phase 0: cahier des charges
- Phase 1: recherche
- Phase 2: géométrie
- Phase 3: dynamique
- Phase 4: simulations numériques
- Phase 5: construction
- Phase 6: tests

Ces étapes suivent un ordre qui est dicté par une arborescence des données nécessaires aux phases suivantes. La validation d'une étape peut répondre à des critères quantitatifs et/ou subjectifs. Les aspects de développement relatifs à des critères mécaniques sont en général précis car ils relèvent des sciences exactes. Certains aspects fonctionnels sont plus difficiles à cerner car ils touchent l'interface sujet-orthèse, domaine non exact et non déterminé. Un certain nombre d'itérations en cours de développement doit amener une solution qui réponde au cahier des charges. Cependant, il ne faut pas perdre de vue que seul des tests cliniques, lorsqu'un prototype est disponible, apportent les derniers éléments de validation des points non déterminés, ou la poursuite des itérations de développement. D'où la nécessité de réaliser aussitôt que possible des démonstrateurs permettant de vérifier la faisabilité d'un concept sur le terrain clinique et pas seulement sur le terrain virtuel. La modélisation apporte des réponses concernant les comportements robotiques, mais ne donne pas d'élément sur le comportement de l'utilisateur. L'utilisateur qui de plus est limité dans sa mobilité, échappant encore plus à un contrôle prédictible ou aux règles de la biomécanique. Une méthodologie est limitée dès que des facteurs non déterminés et spécifiques sont présents. Il n'est donc pas pertinent de rentrer dans des détails méthodologiques ni de définir des séquences itératives précises. Par contre, la méthode de modélisation des actionneurs suivie dans cette recherche peut être décrite dans le détail. Elle est présentée à la Fig. 9.2.

9.2 Phases de conception

Phase Médicale. Le milieu médical définit les appareils dont il a besoin et pour quelles pathologies. Les objectifs thérapeutiques sont établis ainsi que les moyens d'analyse qui vérifient que ces objectifs sont atteints. Les critères d'inclusion/exclusion, les méthodes de soins (exercices d'entraînement locomoteur) sont fixés. Les risques sont analysés, en particulier ceux qui touchent les complications liées aux pathologies. Cette phase est permanente. Elle doit être menée de façon bilatérale entre médecin et ingénieur avec une antériorité médicale.

Phase 0: cahier des charges. Le cahier des charges (CdC) décrit les objectifs de la conception et spécifie les caractéristiques de l'OF. En exemple, voici quelques éléments à mettre dans un CdC d'une OF:

- Le nombre de DDL est fixé ainsi que les plages articulaires physiologiques.
- L'interface entre le sujet et l'OF est définie et les liaisons orthopédiques sont précisées (types et nombre).
- L'environnement clinique ou du domicile est figuré afin de déterminer les encombrements de l'appareil.
- Les procédures de transfert du sujet et les questions relatives à l'autonomie (énergie utile au fonctionnement de l'OF et encadrement paramédical du sujet) sont traitées.
- Les caractéristiques typologiques, anthropométriques et biomécaniques sont définies (âge, sexe, taille, poids, vitesses des mouvements, forces, etc.).
- Les performances que l'orthèse doit remplir sont documentées: répétabilité, précision des mouvements, performances dynamiques (amplitude des oscillations), rigidité vis à vis des sollicitations extérieures imprévues, etc.

Phase 1: recherche. Une fois que le contexte médical est établi et les spécifications inscrites dans un CdC, la recherche de solutions débute. Commencer par un état des recherches dans le domaine concerné est utile car un grand nombre de solutions ont déjà été explorées pour la réalisation d'OF. Mettre en place une veille technologique et médicale est aussi intelligent car beaucoup de groupes sont actifs dans le domaine de la neurorhéhabilitation (Cf. chapitre 4). La première tâche de développement consiste à trouver des cinématiques qui permettent de réaliser les fonctions spécifiées dans le CdC; cinématiques sérielles (exosquelettes), parallèles ou hybrides. Un catalogue de solutions peut être établi afin de faire un choix [MERLET 1997, HELMER 2006-2003].

(suite p.172)

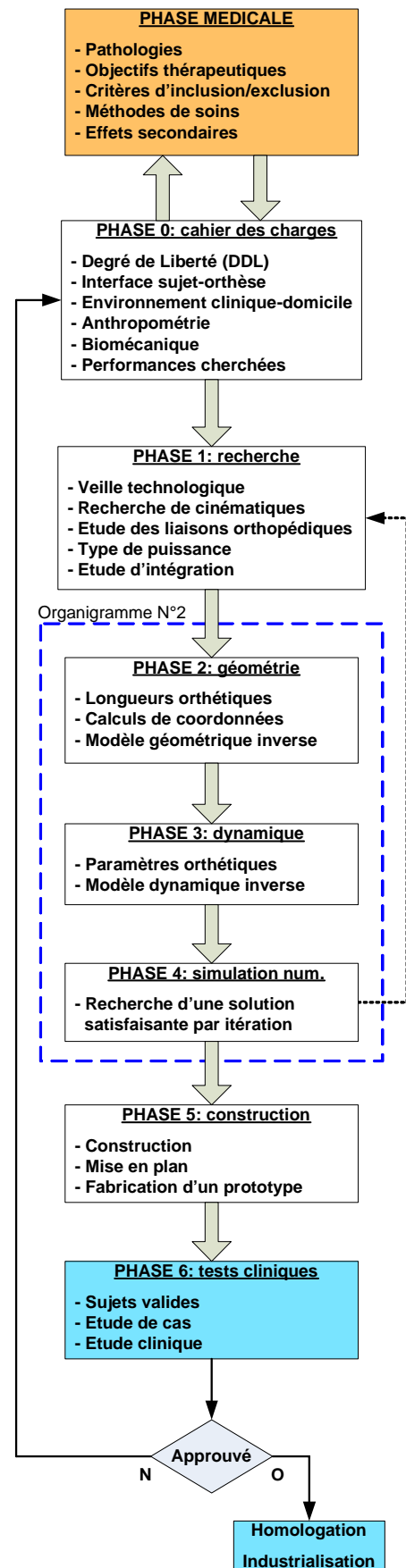
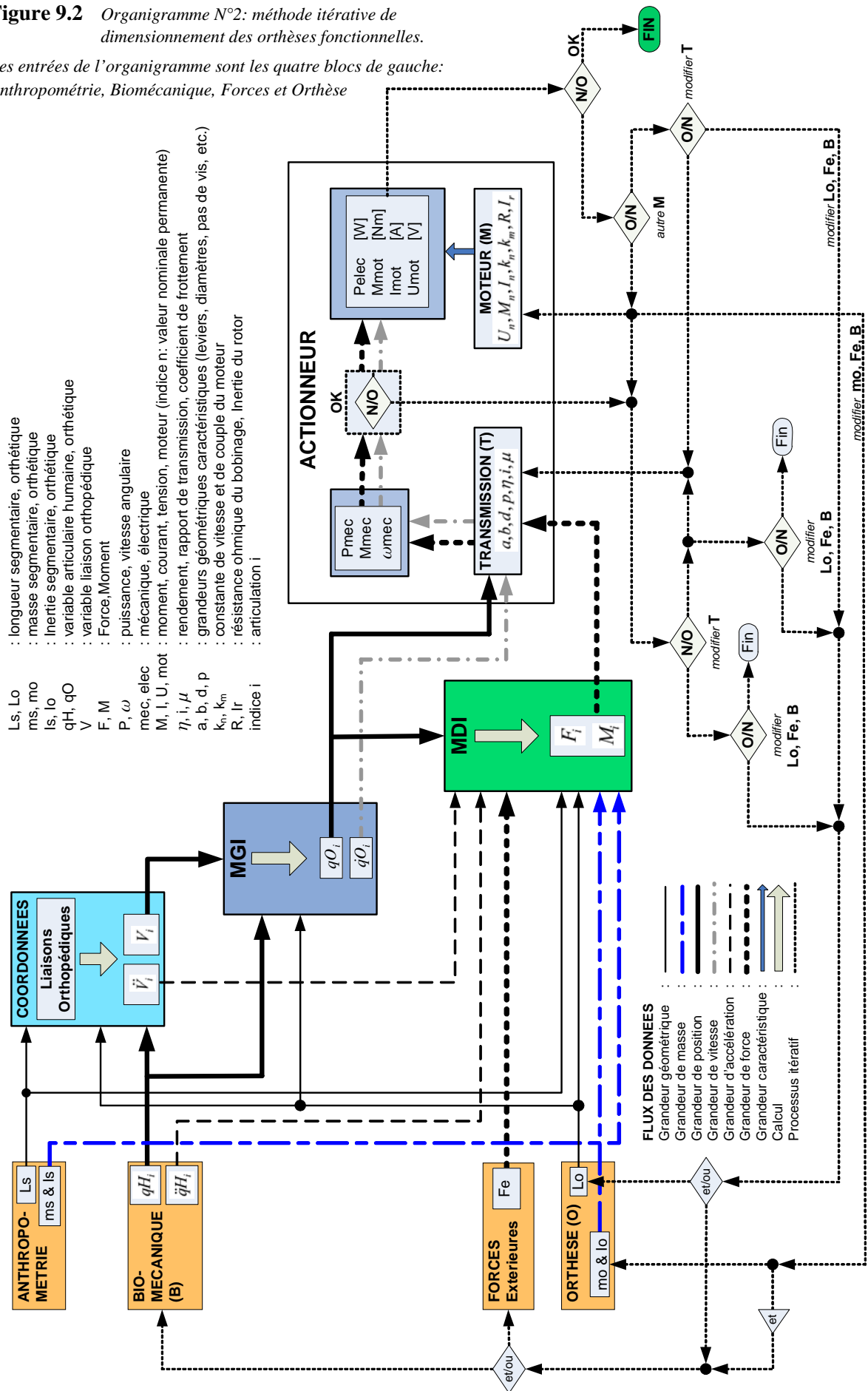


Figure 9.1 Organigramme N°1.
Etapes principales de développement
d'orthèses fonctionnelles

Figure 9.2 Organigramme N°2: méthode itérative de dimensionnement des orthèses fonctionnelles.

Les entrées de l'organigramme sont les quatre blocs de gauche: Anthropométrie, Biomécanique, Forces et Orthèse



Plusieurs critères permettent d'orienter le choix d'une cinématique¹: le nombre de liaisons (un minimum est mieux), le type de liaisons (les pivots sont plus faciles à réaliser), le rapport course/encombrement, les masses mobiles (plus elles sont réduites meilleure sera la dynamique de l'OF), l'intégration OF-sujet (en particulier les types de liaisons orthopédiques: coques et sangles, clips automatiques, autres), la reprise des forces antagonistes, la rigidité de l'ensemble, le type de puissance (les actionneurs électriques sont plus faciles à gérer).

Phases 2, 3 & 4: géométrie, dynamique et simulation. Après le choix d'une ou plusieurs cinématiques, la conception entre dans le détail. Toutes les variables sont définies: les positions relatives des sous-ensembles, les longueurs des segments et des liaisons, les masses. Ces variables sont les données du problème. Ensuite, les coordonnées des points de liaisons sont calculées analytiquement. Le calcul du modèle géométrique inverse est effectué pour chaque articulation. Le modèle dynamique inverse est défini. Puis, les caractéristiques analytiques des actionneurs sont écrites. Les données, le calcul des coordonnées, le MGI, le MDI et les caractéristiques des actionneurs sont ensuite transcrits dans un logiciel de calculs numériques afin de procéder aux dimensionnements des composants de l'OF, en particulier le choix de moteurs qui remplissent les conditions du CdC. Dès que les routines numériques sont disponibles, un processus d'itération commence afin de rechercher une solution satisfaisante.

L'organigramme de la Fig. 9.2 montre le flux des données et le processus itératif qui a été développé dans le cadre de ce travail. Les itérations sont effectuées à travers plusieurs boucles différentes selon les paramètres ou composants testés. Ces boucles itératives incluent un ou plusieurs composants de l'organigramme. Ce sont les blocs moteur (M), transmission (T), orthèse (O), force extérieure (Fe) et biomécanique (B). Une boucle itérative peut inclure un seul de ces blocs, une combinaison de 2 à 4 blocs ou une refonte complète des données (les 5 blocs). Voici un exemple pris dans le cadre du développement de l'orthèse de marche du chapitre 7: si la puissance mécanique (P_{mec}) d'un actionneur est trop élevée, nous pouvons décider de ne rien modifier à la transmission (T), ni à l'orthèse (O), mais de diminuer F_e qui sont les forces de réaction du sol. Ces forces sont inversement proportionnelles au % de décharge corporelle. Une autre solution consiste à diminuer l'accélération articulaire $\ddot{q}H_i$ du bloc B en imposant une vitesse de marche inférieure (la vitesse articulaire $\dot{q}O_i$ sera par conséquent aussi plus basse). Nous pouvons faire ces deux actions en même temps si nécessaire et pour autant que les valeurs respectent le CdC. Une modification des valeurs O, T et M sont relatives aux grandeurs géométriques et physiques propres à l'OF.

Phases 5 & 6: construction et tests. Dès qu'une solution est trouvée, une étude de construction est entreprise, suivie de la mise en plan, de la fabrication des pièces et de l'assemblage d'un prototype. Les boîtiers de commande et de contrôle des moteurs sont ensuite intégrés et les tests peuvent commencer. Ils sont d'abord effectués sur des sujets valides, puis sur quelques cas pathologiques et finalement une étude clinique peut être menée si les résultats des tests précédents sont positifs.

9.3 Conclusion

La méthode présentée dans ce chapitre a été suivie pour le développement de l'orthèse de mobilisation du MotionMakerTM (chapitre 5), pour l'orthèse du bassin (chapitre 6) et pour l'orthèse de jambe (chapitre 7) du WalkTrainerTM. Elle a donné de bons résultats car des prototypes ont été réalisés avec succès. Ils répondent aux critères définis dans leur CdC et sont toujours en fonction pour la suite des études de caractérisations fonctionnelles et pour les futurs tests cliniques. Cette méthode est applicable pour le développement d'autres OF (pour les membres supérieurs en particulier). Elle est certainement transposable pour le développement de systèmes robotiques en général.

1. Liste non exhaustive.

Conclusion générale

Ce travail de thèse synthétise les développements d'orthèses fonctionnelles (**OF**) entrepris jusqu'à ce jour au Laboratoire de Systèmes Robotiques (**LSRO**). Ces développements suivent une approche de recherches visant à évaluer l'application et les avantages de la robotique parallèle dans le domaine de la rééducation locomotrice. Six études complètes et détaillées ont été menées concernant les membres inférieurs. Elles permettent de caractériser le potentiel des structures parallèles par rapport aux exosquelettes classiques (structures sérielles). Ce manuscrit les présente toutes, elles sont relatives aux deux dispositifs suivants:

- I. Mobilisation stationnaire des membres inférieurs:
 - un exosquelette.
MOTIONMAKERTM
 - une structure parallèle: l'orthèse Lambda (λ).
- II. Verticalisation et entraînement de la marche:
 - une orthèse parallèle orthogonale du bassin.
 - une orthèse parallèle type Lambda du bassin.
 - un exosquelette de la jambe.
 - une structure hybride d'assistance de la jambe.
WALKTRAINERTM

L'ensemble des travaux et les résultats obtenus ouvrent de nouvelles perspectives pour la neuroréhabilitation en proposant des appareils d'entraînements et d'assistances originaux.

Des tests cliniques ont déjà été effectués sur le MotionMakerTM [MÉTRAILLER 2006] avec des sujets paraplégiques. Des résultats prometteurs ont été obtenus avec des exercices de leg presse (similaire au mouvements des jambes en aviron, mais avec le bassin fixe). L'objectif est de valider l'utilisation d'une orthèse active avec la stimulation électrique fonctionnelle (**SEF**) sélective (1 paire d'électrode par muscle) rétrocontrôlée pour des mouvements complexes. Le concept **CLEMS** (Closed Loop Electrical Muscle Stimulation) a été traité par [MÉTRAILLER 2005]. Les études de **CLEMS** se poursuivent actuellement sous l'égide de la Fondation Suisse pour les Cyberthèses (FSC). Le MotionMakerTM est en voie d'industrialisation. Un prototype de deuxième génération est en cours de fabrication et de tests. La FSC prévoit d'en fabriquer quelques unités pour des tests cliniques multi-centres.

Le LSRO est également actif dans la poursuite du projet Cyberthèses (orthèse fonctionnelle + **CLEMS**) avec un travail de recherche actuellement en cours sur le contrôle du WalkTrainerTM [STAUFFER 2007]. Ce contrôle est complexe car il nécessite la synchronisation par rapport au cycle de marche de plusieurs systèmes fonctionnels: la navigation de cadre mobile, le dispositif actif de décharge corporelle, l'OF du bassin, deux OF de jambe et la SEF. Il s'agit en fait de piloter 15 DDL et un électrostimulateur multicanaux.

10.1 Contributions

Les principales contributions de ce travail sont les suivantes:

Neuroréhabilitation

Le contexte de la médecine physique et de réadaptation a été situé. Les éléments principaux liés aux traumatismes neuromoteurs ont été mis en évidence. Les informations médicales ont été synthétisées afin de donner une vue d'ensemble sur les enjeux de la réhabilitation. Cette vue est importante pour entreprendre la conception d'OF en ayant à l'esprit les difficultés que représentent une rééducation et les possibilités existantes d'un recouvrement locomoteur. Les renseignements qui sont rassemblés donnent une idée des complications associées à une immobilisation: troubles musculaires (atrophie), sensitifs, vasculaires, respiratoires, vésicosphinctériens, orthopédiques, etc. Ces quelques connaissances donnent en filigrane des indications sur les moyens technologiques à mettre en oeuvre et les choix à faire pour la conception d'OF.

Biomécanique

Les éléments de biomécanique des membres inférieurs ont été compilés. Ils complètent les renseignements médicaux sur le sujet. Toutes les données nécessaires aux travaux de conception des OF de ce travail ont été quantifiées. Ces données sont utilisées, entre autres, dans les différentes simulations numériques qui ont permis de dimensionner les liaisons des cinématiques étudiées et de trouver des configurations ainsi que des actionneurs appropriés.

Etat de la recherche

L'état de la recherche présenté au chapitre 4 donne un large aperçu des développements sur les OF. Actuellement aucun dispositif de rééducation stationnaire comme le MotionMaker associant une OF programmable en degré d'assistance, en résistance de charge et en type d'exercices (leg presse, pédalage, autres) avec la SEF rétrocontrôlée n'est disponible sur le marché médical. Il ne semble pas non plus que des recherches de dispositif de rééducation de la marche au "sol" (par opposition au tapis roulant) autres que celle-ci soient en cours. La WalkTrainer est pour l'instant un dispositif dont le concept cadre mobile + BWS (body weight support) + OF du bassin + OFs de jambe est unique.

Orthèses de jambe pour la mobilisation stationnaire (MotionMakerTM)

Ce travail de thèse a débuté par la conception d'une orthèse classique de type exosquelette pour la mobilisation stationnaire des membres inférieurs. Le premier prototype a été présenté en mai 2003 [Cf. revue de presse]. La conception de cette OF ainsi que sa modélisation sont détaillées dans ce mémoire. Ce dispositif de rééducation permet des charges horizontales de poussée jusqu'à 250 N par jambe à une vitesse de 1.0 m/s (leg presse). La programmation de mouvements de pédalage est aussi possible: maximum 1 tr/s avec une poussée de 300 N.

Ensuite, un concept à structure parallèle a été développé: l'orthèse Lambda. Cette OF est aussi modélisée dans ce travail. Deux versions sont présentées: une configuration verticale et une configuration horizontale. La version verticale fournit des performances similaires à l'exosquelette. La version horizontale permet d'augmenter les performances (leg presse: 1 m/s, 350 N; pédalage: 1,2 tr/s, 500N).

Une discussion entre ces deux concepts, exosquelette et Lambda, donne des éléments de comparaison. En termes d'applications en réadaptation, les deux dispositifs sont similaires. L'exosquelette, actuellement en cours d'évaluation clinique avec le prototype MotionMakerTM, répond pour l'instant aux

besoins de force et vitesse pour des exercices thérapeutiques leg presse exécutés par des paraplégiques. Par contre, si les performances nécessaires devaient évoluer vers le haut, cette OF sérielle serait limitée.

L'orthèse Lambda permet d'augmenter ces performances. De plus, son potentiel d'évolution est plus grand qu'un exosquelette car elle n'est pas limitée par le rapprochement avec la jambe du sujet. Elle pourrait même convenir pour des entraînements de fitness de personnes valides. Elle serait aussi une manière de "revisiter" la technologie des systèmes que l'on trouve dans les salles d'exercices physiques (par exemple [CYBEX]) avec l'avantage de proposer des mouvements polyarticulaires programmables. Concernant la production et la maîtrise des coûts, l'orthèse Lambda est plus simple à fabriquer. Elle serait rapidement disponible sur le marché ce qui permettrait de générer assez vite des royalties utiles pour approfondir les recherches au sujet du contrôle CLEMS qui n'ont pas encore abouties.

Orthèses fonctionnelles du bassin

Cette contribution porte sur le développement d'une OF du bassin intégrable dans un déambulateur autonome. A part le LSRO, l'état de la recherche a montré qu'un seul groupe travaille sur un tel dispositif, mais sur tapis roulant et avec une technologie pneumatique [Biomechatronics Laboratory, University of California, Irvine", REINKENSMEIER 2002].

L'objectif recherché a été de minimiser la puissance de fonctionnement afin de rendre le déambulateur autonome sur batteries le plus longtemps possible. La recherche s'est concentrée sur les structures parallèles étant les seules capables de réduire les masses mobiles au maximum, même pour un grand nombre de DDL. Elles peuvent aussi s'inscrire facilement dans le volume restreint imposé par un cadre mobile pour la verticalisation d'une personne à mobilité réduite. Une structure orthogonale (ORTHO123) a été comparée à une structure Lambda afin d'évaluer si une configuration peu conventionnelle était tout de même envisageable. La modélisation et les simulations numériques de ces deux OF confirment que la solution orthogonale est optimale avec une différence significative en terme de puissance. La structure Lambda reste cependant intéressante pour un dispositif sur tapis roulant dans la mesure où cette configuration permet un meilleur dégagement du sujet.

L'OF ORTHO123 a été construite. Le premier prototype est disponible depuis mai 2006 [Cf. revue de presse]. Les mesures expérimentales confirment les résultats de la modélisation. Les premières déambulations avec assistance des mouvements du bassin réalisées sur des personnes valides démontrent la faisabilité d'une telle orthèse. La participation fonctionnelle d'ORTHO123 dans le contrôle des mouvements pelviens montre déjà les perspectives thérapeutiques nouvelles qu'un tel dispositif peut apporter dans le cadre de la neuroréhabilitation.

Orthèses fonctionnelles de jambe pour l'entraînement de la marche

La dernière tâche de développement de cette thèse s'est concentrée sur la réalisation d'une orthèse de jambe pour l'assistance des mouvements de la marche pouvant s'intégrer dans le déambulateur. Plusieurs structures ont été étudiées et modélisées. Les simulations numériques ont permis de quantifier les caractéristiques de puissance de chacune d'elles et de définir, dans ce catalogue de solution, les configurations envisageables. L'avantage des cinématiques parallèles est de déporter les moteurs sur la base fixe. Leurs caractéristiques dynamiques sont meilleures par rapport aux cinématiques sérielles et les chances sont plus grandes d'atteindre le niveau élevé de la dynamique d'une jambe qui marche, en particulier pour le genou. Une cinématique a été choisie: son nom de code est **OP12**. Elle est la seule à atteindre les performances d'une vitesse de marche de 1,4 m/s. De plus, sa conception permet d'intégrer dans sa structure les éléments de tenue de la jambe dans le plan sagittal (adduction-abduction). OP12 a été entièrement conçue, les pièces ont été mises en plan. Un prototype est en cours de fabrication au moment de la rédaction de ces lignes, les tests devraient débuter en avril 2007.

Pour comparaison, un exosquelette a aussi été modélisé. Les résultats des simulations numériques montrent qu'une OF de ce type n'atteint pas les performances souhaitées avec les moteurs du marché. Le moment moteur du genou reste trop élevé, il faudrait diminuer la vitesse de marche normale (valeur moyenne 1.4 m/s). Ceci est cohérent avec le chiffre donné pour le Lokomat®, exosquelette fonctionnelle de la jambe sur tapis roulant, qui utilise des moteurs de la même gamme que ceux choisis dans cette recherche: vitesse max. 0.9 m/s [www.hocoma.ch, COLOMBO 2001]. Un exosquelette pose également des difficultés de liaison avec l'orthèse du bassin. Il faut en effet créer une liaison de la hanche qui ne limite pas les mouvements physiologiques de cette articulation. Un dispositif RCM (Remote Center of Motion) doit être implanté pour que le centre articulaire de l'orthèse coïncide avec le centre de l'articulation coxo-fémorale. Les robots de rééducation sur tapis roulant de type Lokomat® n'ont pas d'orthèse du bassin. À part les déplacements verticaux, les mouvements pelviens sont limités, d'où quelques réserves médicales [HIDLER 2005].

Déambulateur: intégration des composants

Un chapitre de cette thèse traite de l'intégration des composants sur un cadre mobile dont l'ensemble forme le dispositif WalkTrainerTM (WT). La motorisation du WT est calculée, le système de direction est expliqué. Un dispositif actif de décharge corporelle par harnais a été conçu et modélisé: 4DDL permettent de suivre les mouvements du bassin antéro-postérieurs et verticaux, l'obliquité et la rotation. Une étude de l'interface pelvienne entre le sujet et l'orthèse est également présentée. Ces développements ont été implantés sur le prototype WT et testés. Les essais de marche en ligne droite avec décharge corporelle et orthèse du bassin ont démontré une parfaite synchronisation avec le sujet et son rythme de marche.

Mesures biomécaniques

Un dispositif de mesures des mouvements du bassin a également été intégré au déambulateur. Le système easyTrack de Atracksys [www.atracksys.ch, MARTI 2004] permet, à l'aide d'un marqueur équipé de LED placé sur le sacrum, d'établir les courbes de mouvements du bassin selon ses trois translations et ses trois rotations. Cette contribution montre les possibilités de mesures du WT dans un but diagnostic ou pour des études biomécaniques. Une étude est en cours afin de définir un modèle des trajectoires du bassin, en particulier les amplitudes de mouvements en fonction de la vitesse de marche, de paramètres anthropométriques, typologiques, etc, [REYNARD 2007]. Cette étude est nécessaire afin de compléter les données biomécaniques qui seront utilisées dans le contrôle de l'orthèse du bassin.

Méthodologie de conception

Pour terminer, une courte description méthodologique est faite. Un premier organigramme montre les différentes phases de développement d'une OF. Un deuxième organigramme détaille le processus itératif de simulation numérique permettant de trouver une cinématique et une motorisation satisfaisant les critères du cahier des charges.

10.2 Recommandations pour des travaux futurs

Orthèse Lambda de mobilisation des membres inférieurs. Réaliser une étude de construction et fabriquer un prototype afin de valider le modèle établi dans cette thèse. Puis, effectuer des tests de mobilisation avec des personnes valides, puis avec des cas pathologiques. Procéder à une étude concernant la tenue des jambes dans le plan sagittal.

Optimisation. Effectuer par des méthodes numériques une optimisation des OF de la jambe (mobilisation et marche, exosquelette et parallèle). Evaluer les bénéfices de l'emploi de matériaux ultra-légers (composite) pour diminuer les masses en mouvements. Poursuivre la veille technologique concernant la mise sur le marché de moteurs de petites dimensions à très hautes performances (Maxon prévoit bientôt un moteur EC40powermax). Le gain de quelques % à plusieurs niveaux et des moteurs encore plus puissants sont toujours utiles dans ce domaine de la conception des orthèses de marche.

Biomécanique. Mesurer les forces pelviennes dues à des mouvements pathologiques. L'OF du bassin induit, par interaction, des forces pour maintenir le sujet dans un schéma corporel correct. Ces forces, en dehors de la dynamique normale des masses segmentaires du bassin et du tronc, ne sont pas quantifiées. Aucun appareil n'a pu à ce jour faire ce genre de mesures. Une marge au niveau des puissances d'actionnement de l'OF du bassin conçue dans ce travail a été prise pour en tenir compte. Le jour où ces forces sont quantifiées, elles pourront être introduites dans le modèle.

Orthèse fonctionnelle parallèle pour la marche (OP12). Poursuivre la conception afin d'introduire les DDL nécessaires à la rotation de la jambe et du pied autour de son axe vertical pour négocier les virages.

Orthèse fonctionnelle pour la marche type exosquelette. Réaliser une étude d'un dispositif RCM (Remote Center of Motion) afin de faire coïncider le centre orthétique de la hanche avec l'articulation coxo-fémorale. Cette étude pourrait être utile si l'on désire approfondir le concept d'un exosquelette pour le WT, pour améliorer les appareils existants de rééducation sur tapis roulant ou pour le développement d'une orthèse fonctionnelle de marche autonome sans déambulateur.

Etude des hyperstatismes. La transmission des forces podales pendant la marche (forces de réaction du sol) entre la jambe (squelette) et l'orthèse (exosquelette) est un point à approfondir. L'interaction entre le pied, la semelle orthétique et le sol, plus les effets de la décharge corporelle, crée un ensemble de forces complexe à caractériser. De plus, selon les cas, les liaisons orthopédiques le long de la jambe ajoutent des forces de réaction rendant le système hyperstatique. Par simplification et pour une première approche, une répartition arbitraire de 50 % de la force de réaction du sol entre orthèse et jambe a été choisie dans le cadre des simulations numériques de cette thèse, ceci sans liaison orthopédique autre que la liaison podale pour l'orthèse sérielle.

Compliance. Les études de cette thèse sont limitées aux orthèses commandées en position plutôt qu'en force. Les aspects de réversibilité des actionneurs, de compliance passive, de compliance active en boucle fermée avec capteurs de force, ainsi que des inerties orthétiques réduites au niveau des articulations humaines n'ont pas été abordés. Ces points devront être analysés tout particulièrement pour le développement d'orthèses de marche autonome sans déambulateur.

10.3 Conclusion

La conclusion de cette thèse peut reprendre les termes du postulat formulé à l'introduction de ce rapport: "*L'utilisation de structures robotiques parallèles ou hybrides permet de concevoir des orthèses fonctionnelles adaptées aux exigences de la neuroréhabilitation.*" Ceci est démontré par l'orthèse fonctionnelle du bassin ORTHO123, robot parallèle orthogonal, qui est optimale pour un déambulateur autonome. Les travaux réalisés sur les orthèses fonctionnelles de la jambe montrent également que l'approche faite par la robotique parallèle apporte des cinématiques performantes qui permettent de satisfaire les exigences de la dynamique élevée des mouvements corporels. Cette approche a aussi permis de définir une cinématique parallèle simple pour une orthèse de mobilisation avec le concept Lambda. Finalement, une solution au problème de la liaison entre orthèses du bassin & jambe ainsi qu'un moyen de maintenir le membre inférieur dans le plan sagittal pour une orthèse de marche sur le sol avec un déambulateur a pu être trouvé grâce à une cinématique hybride.

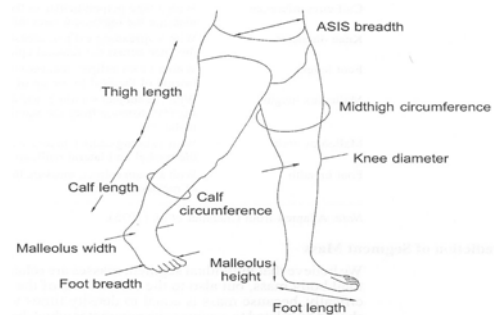
Les résultats obtenus dans les différents tests, avec des sujets valides et avec des sujets paraplégiques, montrent déjà les bénéfices que les orthèses fonctionnelles développées dans le cadre de cette thèse apporteront dans le domaine de la neuroréhabilitation en vue d'augmenter les possibilités de rééducation locomotrice des membres inférieurs.

Annexe A

Données biomécaniques

A.1 Feuille de relevé des mesures anthropométriques

Nom : _____
 Sexe : masculin féminin
 Age : _____ ans
 Taille : _____ cm
 Poids : _____ kg
 Activité sportive : oui non



Paramètres anthropométriques :

Paramètre	Description	Mesure [cm]
tour de taille	sommet des crêtes iliaques	
tour de hanche	grand trochanter, circonférence maximale	
largeur EIAS	distance entre épines iliaques antéro-supérieures D et G	
longueur cuisse	distance entre sommet du grand trochanter et interligne articulaire latéral du genou	
circonférence cuisse	hauteur mi-cuisse	
longueur jambe	distance entre interligne articulaire latéral du genou et malléole latérale	
circonférence jambe	circonférence maximale de la jambe	
hauteur malléole	distance entre sol et malléole latérale	
largeur malléole	distance maximale entre malléole latérale et médiale	
largeur pied	distance entre partie distale des métatarsiens I et V	

Remarques :

A.2 Analyse du mouvement de la marche

A.2.1 Vitesse moyenne de marche

Tableau A.A.1 Vitesse de marche triée par auteurs et par dénomination. Les chiffres sont parfois donnés en m/min ou km/h. Dans ce tableau, ils ont été convertis en m/s.

Auteurs	Normal (female)	Normal (male)	Normal (child 5 y)	Slowly	Moderate	Free	Optimal	Fast	Walk	Run, jogging	Sprint	Elite sprint
Popovic 2000	1.40	1.50	1.05	1.25								
Farley 1998					1.25		1.60			3.80		
Novachek 1998									1.20	3.20	3.90	9.00
Bouisset 1995				1.19		1.40		1.66				
Pélessier 1994	1.66	1.58										
Perry 1992				1.00		1.33		1.93				
Alexander 1989									1.60	3.30		
Murray 1985				0.83		1.42		1.92				
Murray 1966						1.51		2.18				

Tableau A.A.2 Le tableau ci-dessous regroupe toutes les valeurs trouvées pour les descriptions suivantes de l'allure de la marche: Normal, Free, Walk, Optimal. La colonne Adulte regroupe les valeurs des sexes mélangés ou pour lesquelles le genre n'a pas été spécifié

	Adultes			Femmes			Hommes			Enfants (5 – 7 a.)		
	m/s	m/min	km/h	m/s	m/min	km/h	m/s	m/min	km/h	m/s	m/min	km/h
1	1.20	72.0	4.32	1.40	84	5.04	1.50	90	5.40	1.05	63	3.78
2	1.33	80.0	4.80	1.66	99.6	5.98	1.58	94.8	5.69			
3	1.40	84.0	5.04									
4	1.40	84.0	5.04									
5	1.42	85.2	5.11									
6	1.50	90.0	5.40									
7	1.51	90.6	5.44									
8	1.58	94.8	5.69									
9	1.60	96.0	5.76									
10	1.60	96.0	5.76									
11	1.66	99.6	5.98									

La moyenne des valeurs recensées dans le Tableau 2 pour les adultes marchant à un rythme "normal" est de 1.47 m/s (écart type: 0.138 m/s).

A.2.2 Déplacements pelviens

Tableau A.A.3 Amplitudes des déplacements du bassin pendant le cycle de marche à vitesse "normale".

Gait Pelvic Movements	Sagittal Displ	Vertical Displ.	Transversal Displ.	Pelvic Obliquity	Pelvic Rotation	Pelvic Tilt
Axes	Δx	Δy	Δz	θx	θy	θz
Units	[mm]	[mm]	[mm]	[deg]	[deg]	[deg]
Dodd 1998			40.8 (3.1) ¹			
Dodd ² 1998			88.4 (30.9)			
Weir ³ 1997	~±15					
Pélissier 1994		±25		±2.5		
Rose 1994		±25	±25	±5	±4	
Rose ⁴ 1994				±4	±10	-16±1.5
Perry 1992		±25	±22.5	±4	±5	-4
Stokes 1989		±25		±4.5	±4.5 man, ±5.6 woman	
McMahon 1984				±3	±3	
Thurston 1981				±2	±5.6	±4
Murray 1966					11.5 ± 3.8	
Murray 1964					10 ± 3.5	

1. Ecart par rapport à la ligne médiane.

2. Stroke (AVC)

3. Cette amplitude antéro-postérieur est déduite d'une courbe de vitesse de marche d'une étude concernant un système portable de mesure en temps réel.

4. Children 7 y.

Remarques:

- [PÉLISSIER 1994] décrit le mouvement vertical sinusoïdal à une fréquence de 1.67-1.92 Hz. Le mouvement transverse aussi, mais à une fréquence une demi du mouvement vertical. Le tilt du bassin (θz) jouerait un rôle négligeable dans l'atténuation des mouvements sinusoïdaux du bassin, son amplitude est très faible.
- [MURRAY 1964, 1966] décrit la rotation θy sinusoïdale.

A.3 Courbes de référence du cycle de marche

Ces courbes proviennent d'une étude publiée par la [CGA, Baker] et de nos propres mesures faites au LSRO, section 8.3.2. Elles fournissent 50 valeurs pour chaque axe en fonction du cycle de marche, soit un échantillonnage de 2%,. Ces ensembles de points représentent des fonctions périodiques. Celles-ci sont définies en transformant ces ensembles de points en séries de Fourier dont la période est égale à la durée de la foulée. L'interpolation choisie est d'ordre 4:

$$f(t) = a_0 + a_1 \cdot \cos(w \cdot t) + b_1 \cdot \sin(w \cdot t) + a_2 \cdot \cos(2 \cdot w \cdot t) + b_2 \cdot \sin(2 \cdot w \cdot t) + a_3 \cdot \cos(3 \cdot w \cdot t) + b_3 \cdot \sin(3 \cdot w \cdot t) + a_4 \cdot \cos(4 \cdot w \cdot t) + b_4 \cdot \sin(4 \cdot w \cdot t) \quad (\text{A.1})$$

A.3.1 Mouvements du bassin

Courbes des mouvements du bassin $\{\delta x, \delta y, \delta z, \theta x, \theta y, \theta z\}$, section 3.3.3, Fig. 3.11, présent comme référence pour les calculs de simulation des orthèses du bassin section 6.3.1, section 6.3.2, et pour les simulations des différentes orthèses de jambe section 7.1.5, section 7.2.3. La période du mouvement pelvien pris comme référence est de 0.994 s (1 cycle de marche). Elle correspond à une vitesse de marche d'environ 1,4 m/s (5 km/h) pour une longueur de foulée de 139 cm.

Tableau A.A.4 Série de Fourier: paramètres d'ordre 4

	δx^1	δy^1	δz^1	θx^2	θy^2	θz^2
a0	0.0547	0.0961	0.1234	-0.0062	0.3178	10.0700
a1	1.8710	0.6755	-1.3680	3.0550	4.6490	-0.0638
b1	-1.2000	2.3380	19.7500	3.4690	1.1390	-0.4942
a2	-4.7500	-7.7540	0.0664	-0.0158	-0.1403	0.0917
b2	7.5040	-7.0890	-0.0750	0.0180	-0.2308	0.0721
a3	-0.1120	-0.6485	-0.5643	-1.1830	0.2473	-0.0040
b3	0.3295	-0.2380	-0.1654	0.1640	-0.9058	0.0292
a4	-0.5603	-0.3120	-0.0635	-0.0203	-0.0206	-0.0023
b4	0.1700	0.0469	-0.0041	0.0055	0.1758	0.0195
w	6.3211	6.3211	6.3211	6.3211	6.3211	12.6422

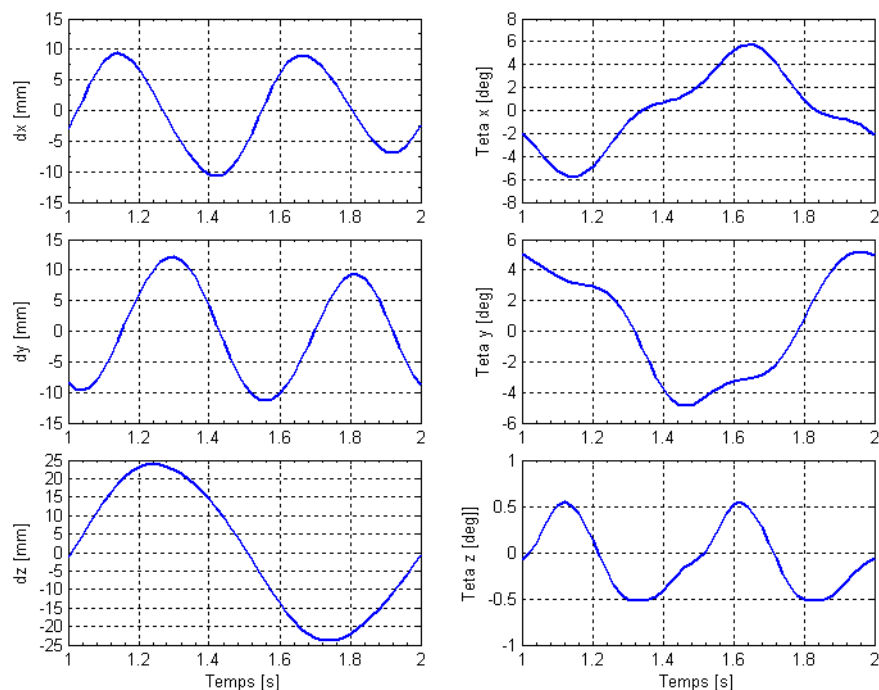
1. Mesure LSRO
2. Mesure [CGA-Normative data from Dr. Richard Baker]

Remarque: Les études biomécaniques recommandent de s'en tenir à une seule source de référence. Cependant, ces données sont ici utilisées pour des évaluations numériques de systèmes robotiques et non pas pour des investigations médicales. Nous avons choisi les valeurs du LSRO pour les déplacements car, à notre connaissance, il n'existe pas de publication donnant des valeurs numériques couvrant le cycle de marche complet. Les valeurs de rotations ont été choisies parmi celles publiées par la CGA car leurs amplitudes sont supérieures à nos mesures (voir Fig. 3.11b); elles présentent donc une situation moins favorable d'un point de vue mécanique.

Figure A.A.1

Courbes des mouvements du bassin $\{dx, dy, dz, qx, qy, qz\}$ correspondant aux fonctions périodiques des séries de Fourier du Tableau 4.

Période du cycle de marche 0.994 s, foulée de 139 cm, vitesse de marche 1,4 m/s.



A.3.2 Mouvements des jambes

Courbes des mouvements de la jambe {T1, T2, T3, TadH}, section 3.3.2, Fig. 3.9, prises comme référence pour les calculs de simulation des orthèses de la jambe, section 7.2.3. TadH est l'angle d'adduction de la hanche; rotation autour de l'axe x, 12e matrice, équations (7.3)(7.5). Comme pour le bassin, la période du cycle de marche est de 0.994 s, soit une vitesse de marche d'environ 1,4 m/s (5 km/h) pour une longueur de foulée de 139 cm,

Tableau A.A.5 Série de Fourier: paramètres d'ordre 4

	T1 ¹	T2 ¹	T3 ¹	TadH ¹
a0	14.8800	25.3700	3.6140	0.0353
a1	22.0000	-1.8730	0.4274	1.5770
b1	3.1810	-17.2200	6.6330	5.4990
a2	-1.1680	-12.1100	0.3072	-0.5737
b2	-1.9810	10.7000	-6.1140	-0.6867
a3	-0.9951	0.3987	-3.1060	-1.7560
b3	0.5826	3.9950	1.0880	0.3326
a4	-0.0023	0.0211	1.6300	-0.0883
b4	0.2350	0.1302	-0.3764	0.1191
w	6.3211	6.3211	6.3211	6.3211

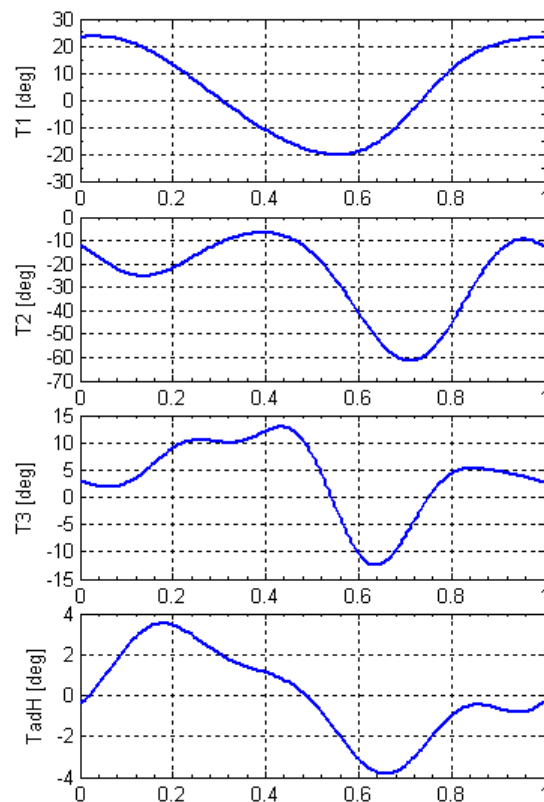
1. Mesure [CGA-Normative data from Dr. Richard Baker, <http://www.univie.ac.at/cga/data/index.html>]

Figure A.A.2

Courbes des rotations segmentaires de la jambe {T1, T2, T3, TadH} correspondant aux fonctions périodiques des séries de Fourier du Tableau 5.

Période du cycle de marche 0.994 s, foulée de 139 cm, vitesse de marche 1,4 m/s.

Remarques: Le signe de T2 est inversé par rapport à la Fig. 3.9 pour être conforme au sens trigonométrique. L'angle d'adduction de la hanche est ici multiplié par un facteur 0.5.



A.4 Courbe de référence du pédalage

Paramètres de la série de Fourier:

- $a_0 = -10.67$
- $a_1 = -8.849$
- $b_1 = 21.4$
- $a_2 = 1.138$
- $b_2 = 0.003297$
- $a_3 = -1.275$
- $b_3 = 1.122$
- $a_4 = 0.00036$
- $b_4 = 0.00085$
- $w = 0.01745$

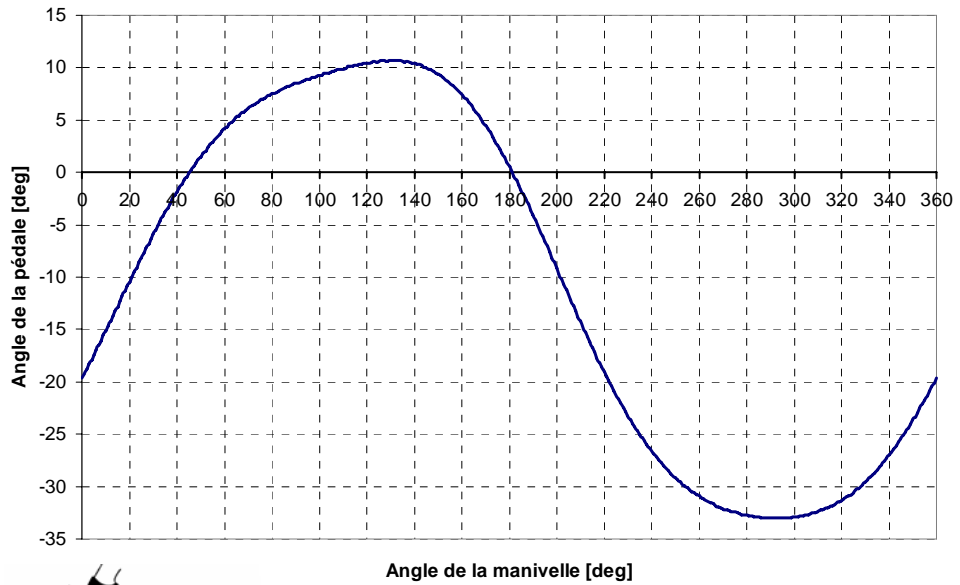


Figure A.A.3 Pédalage: angle de la pédale en fonction de l'angle de la manivelle. Le 0° de la manivelle correspond à la pédale au point haut sur un vélo. Source: <http://isbweb.org/data/kautz/index.html>, moyenne mesurée sur 14 cyclistes [KAUTZ 1991] Sens angulaire: sens trigonométrique

A.5 Forces de réaction du sol lors d'un cycle de marche

Tableau A.A.6 Série de Fourier: paramètres d'ordre 5

	FRSx ¹	FRSy ¹
a0	0.2277	365.8
a1	-59.78	-119.6
b1	-29.30	-410.6
a2	35.32	50.40
b2	-26.15	28.77
a3	-5.311	-122.8
b3	-14.49	114.2
a4	22.75	-7.832
b4	3.336	-13.44
a5	2.363	-42.58
b5	-3.208	6.294
w	6.3211	6.3211

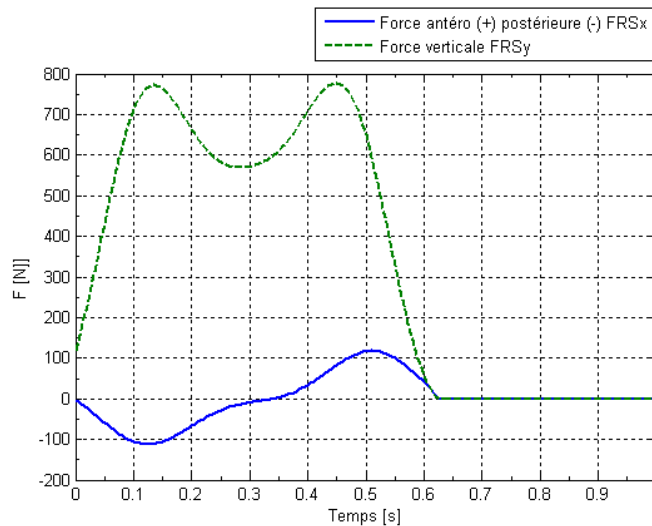


Figure A.A.4 Force de réaction au sol pour une vitesse de marche normale (env. 1.4 m/s) et pour une personne de 70 kg

1. [CGA-from Dundee.gcd data]

A.6 Données anthropométriques

Le Tableau 7 donne les valeurs numériques des paramètres anthropométriques utilisées pour les simulations des orthèses de la jambe analysées pour le WalkTrainerTM. Ces valeurs sont celles d'un homme de 67 kg et 175 cm. Les mesures sont prises selon la feuille de relevé (A.1).

Le Tableau 8 donne les valeurs calculées à partir des mesures anthropométriques selon les équations de la section 3.2. et (7.4) pour la position du centre de rotations de la hanche.

Tableau A.A.7 Mesures anthropométriques: sujet CS

Paramètres	Symbole	Val. num.	Unité
masse corporelle totale du sujet	mct	67	kg
circonférence de la cuisse à mi-longueur	Cic	0.500	m
circonférence de la jambe à mi-longueur	Cij	0.345	m
largeur niveau malléole	Lma	0.065	m
longueur segment 1: cuisse	L1	0.455	m
longueur segment 2: jambe	L2	0.425	m
longueur segment 3: hauteur malléole	L3	0.060	m
longueur segment 4: pied (talon-orteil)	L4	0.260	m
distance entre épines iliaques antéro-supérieures D et G	LB	0.203	m

Tableau A.A.8 Valeurs anthropométriques déduites des mesures

Paramètres	Symbole	Val. num.	Unité
longueur proximale CdM: cuisse	L5	0.178	m
longueur proximale CdM: jambe	L6	0.179	m
longueur proximale CdM: cheville	L7	0.030	m
longueur proximale CdM: pied	L8	0.054	m
position du contact podal maximum.	L9	0.130	m
distance centre du bassin-centre de rotation hanche	cx / cy / cz	-39 / -61 / 73	mm
masse: cuisse	m1	7.34	kg
masse: jambe	m2	3.12	kg
masse: cheville et pied	m3	0.75	kg
moment d'inertie: cuisse	I1	0.127	kg·m ²
moment d'inertie: jambe	I2	0.049	kg·m ²
moment d'inertie: cheville et pied	I3	0.0036	kg·m ²

Annexe B

Caractéristiques des orthèses de mobilisation

MotionMakerTM

Cette annexe donne les caractéristiques articulaires des orthèses de mobilisation pour le MotionMakerTM sous forme de graphiques. Ces résultats sont issus des développements théoriques du chapitre 5. La dernière partie traite de la rigidité des liaisons robotiques.

B.1 Orthèse sérielle

B.1.1 Leg presse passif: 0.2 m/s, forces d'appui de la jambe

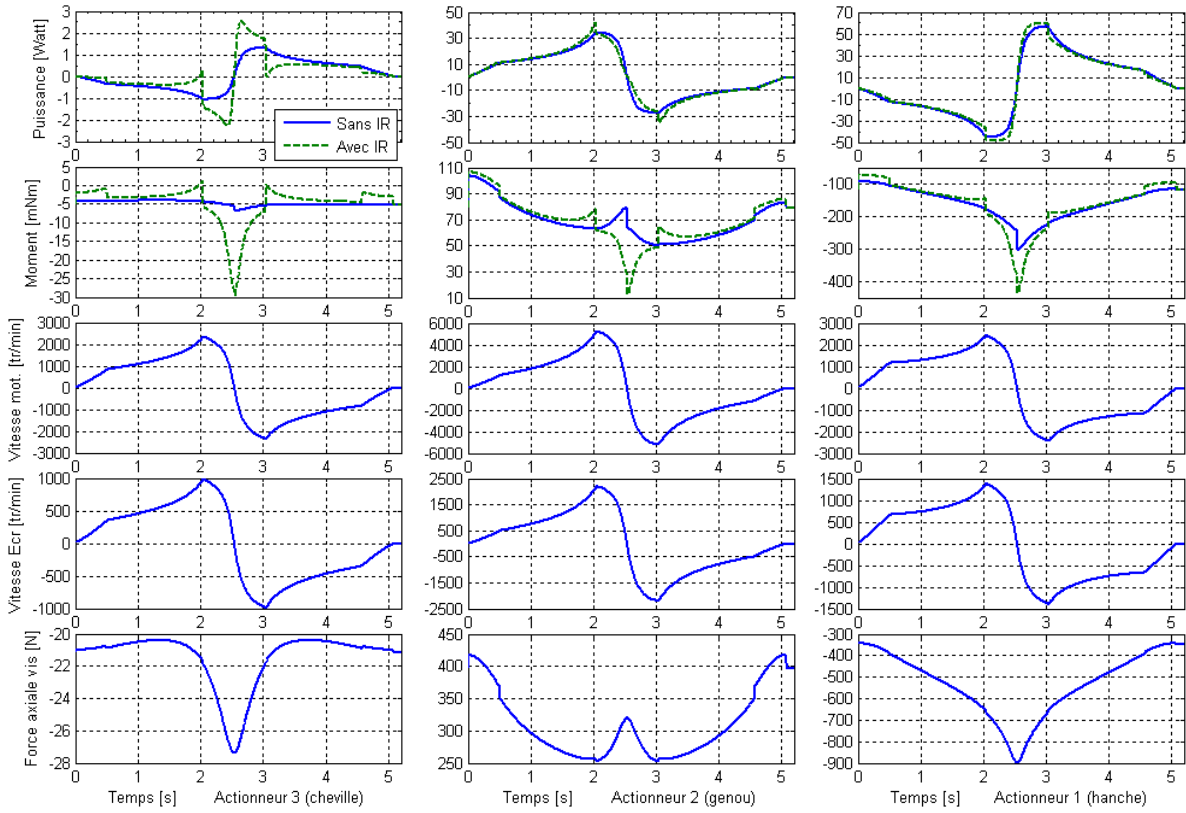


Figure B.1 Caractéristiques mécaniques: IR: inertie réduite

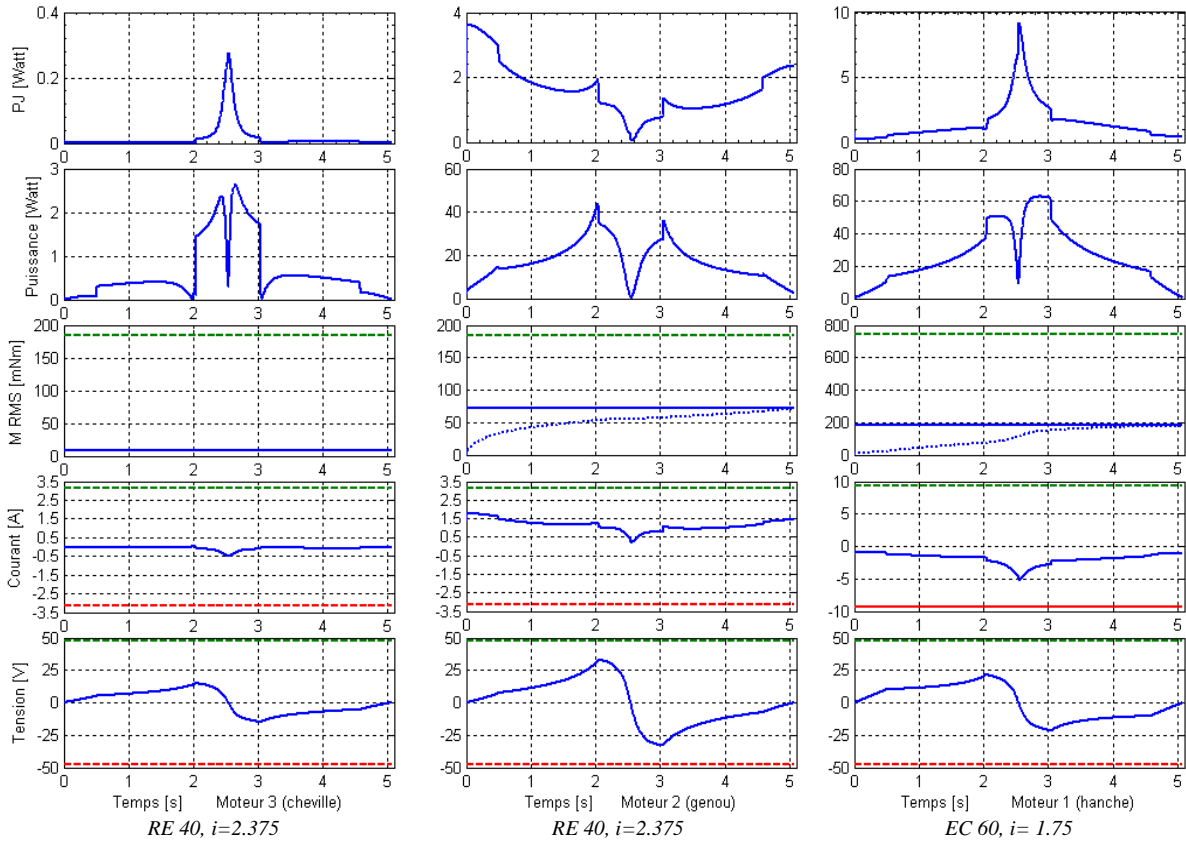


Figure B.2 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. M RMS: moment RMS en trait continu (trait pointillé: valeur de calcul durant un cycle). M RMS, Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent.

B.1.2 Leg presse actif: 0.2 m/s, 250 N

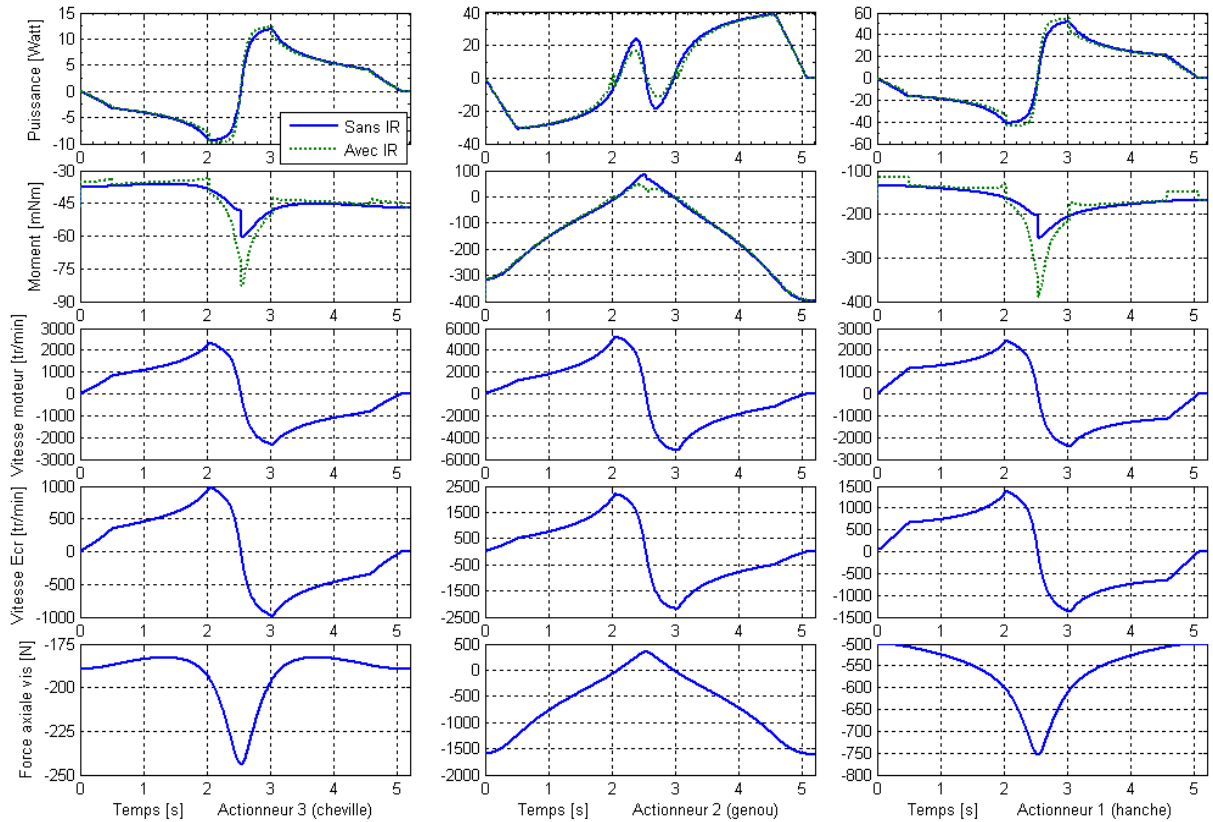


Figure B.3 Caractéristiques mécaniques: IR: inertie réduite

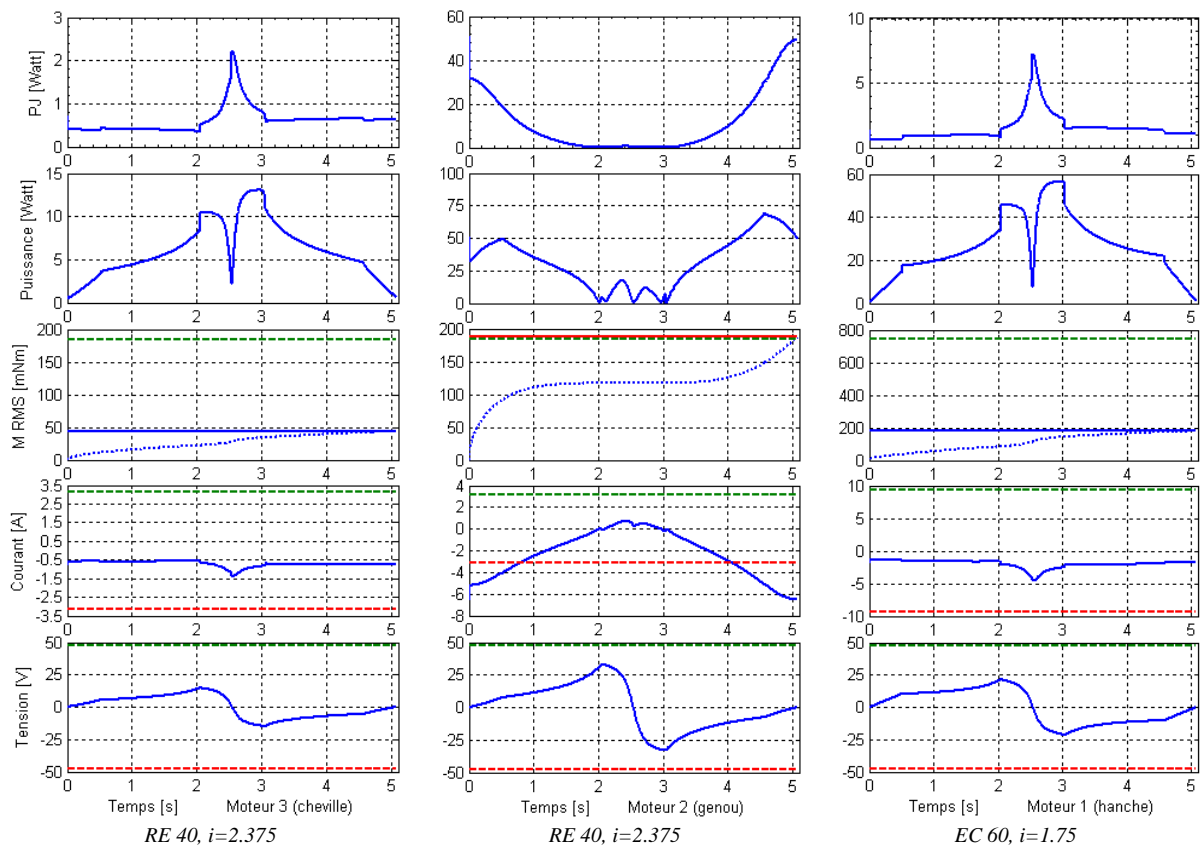


Figure B.4 Caractéristiques électriques: P_j : pertes Joule. M_{RMS} : moment RMS en trait continu (trait pointillé: valeur de calcul durant un cycle). M_{RMS} , Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent.

B.1.3 Leg presse actif: 0.5 m/s, 350 N

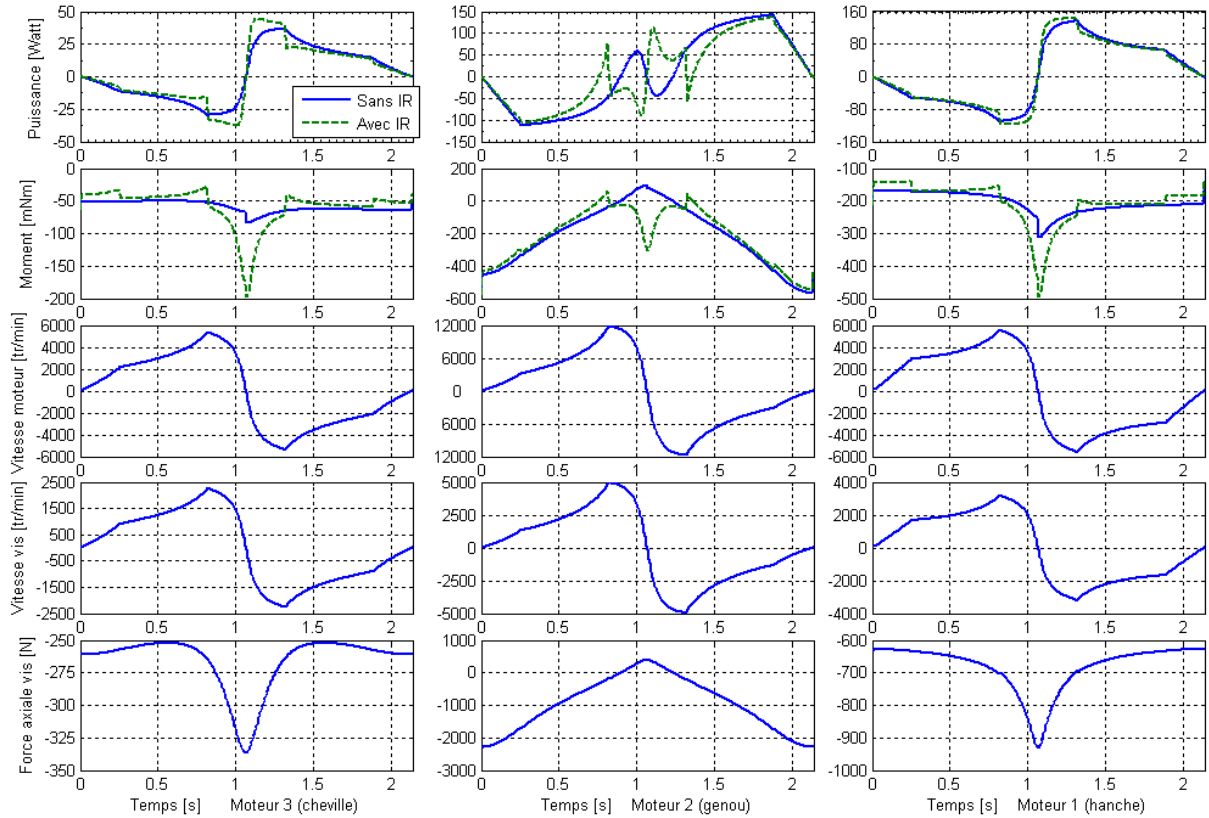


Figure B.5 Caractéristiques mécaniques: IR: inertie réduite

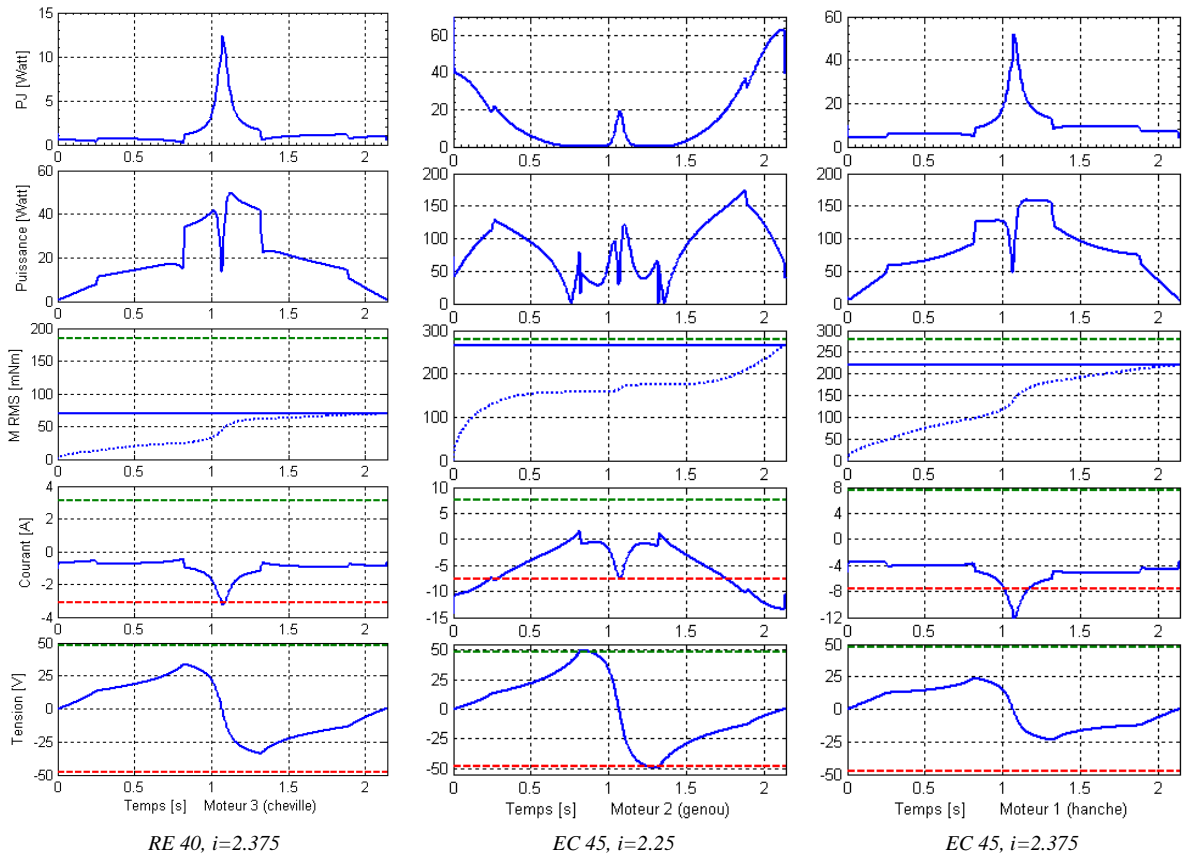


Figure B.6 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. M RMS: moment RMS en trait continu (trait pointillé: valeur de calcul durant un cycle). M RMS, Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent.

B.1.4 Pédalage actif: 0.6 tr/s, 620 N

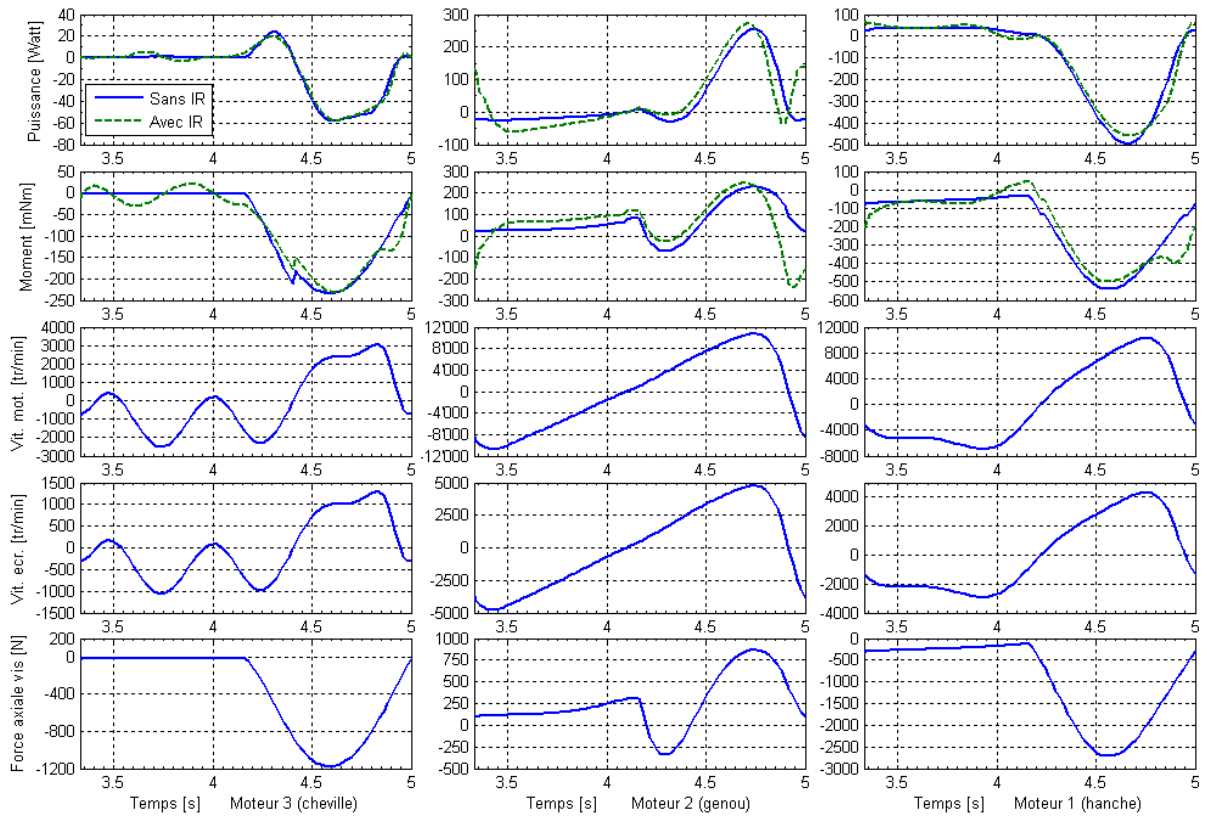


Figure B.7 Caractéristiques mécaniques: IR: inertie réduite

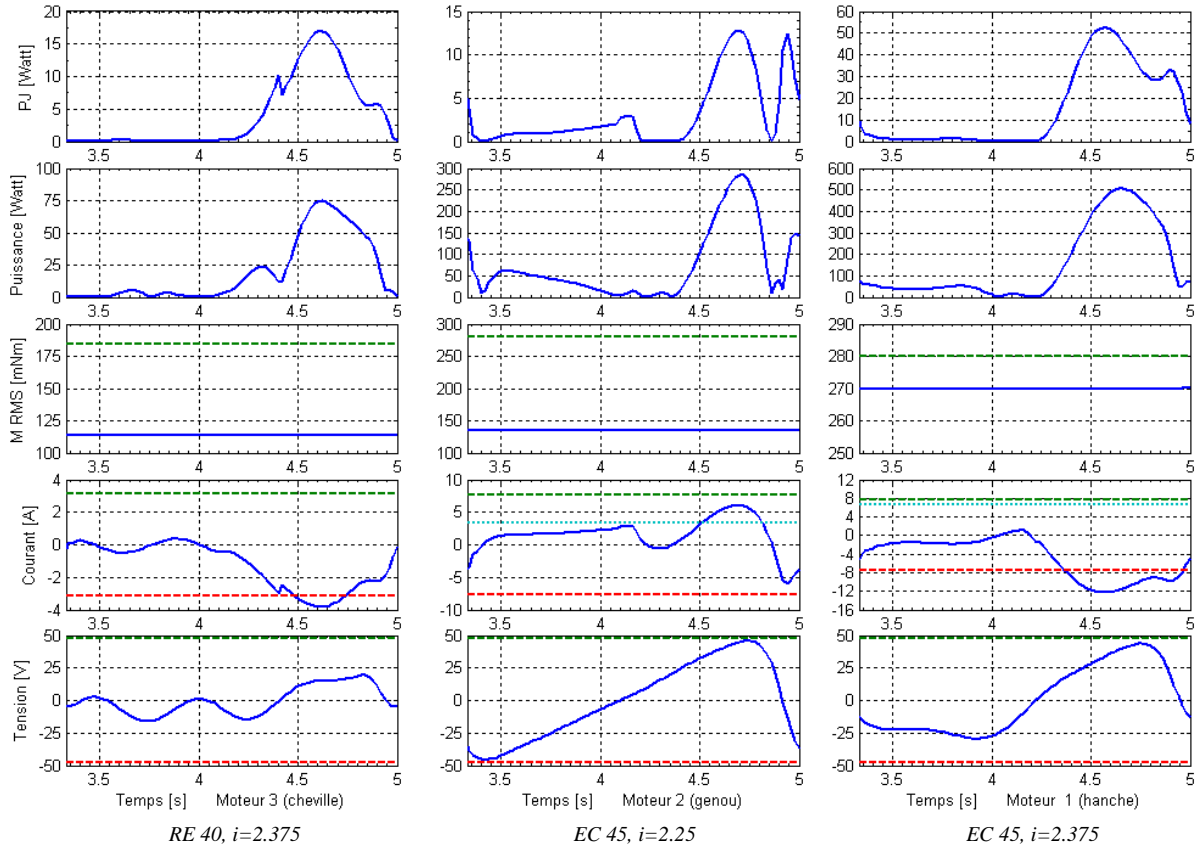


Figure B.8 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. M RMS: moment RMS en trait continu (trait pointillé: valeur de calcul durant un cycle). M RMS, Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent.

B.2 Orthèse Lambda verticale

B.2.1 Leg presse passif: 0.5 m/s, force d'appui de la jambe

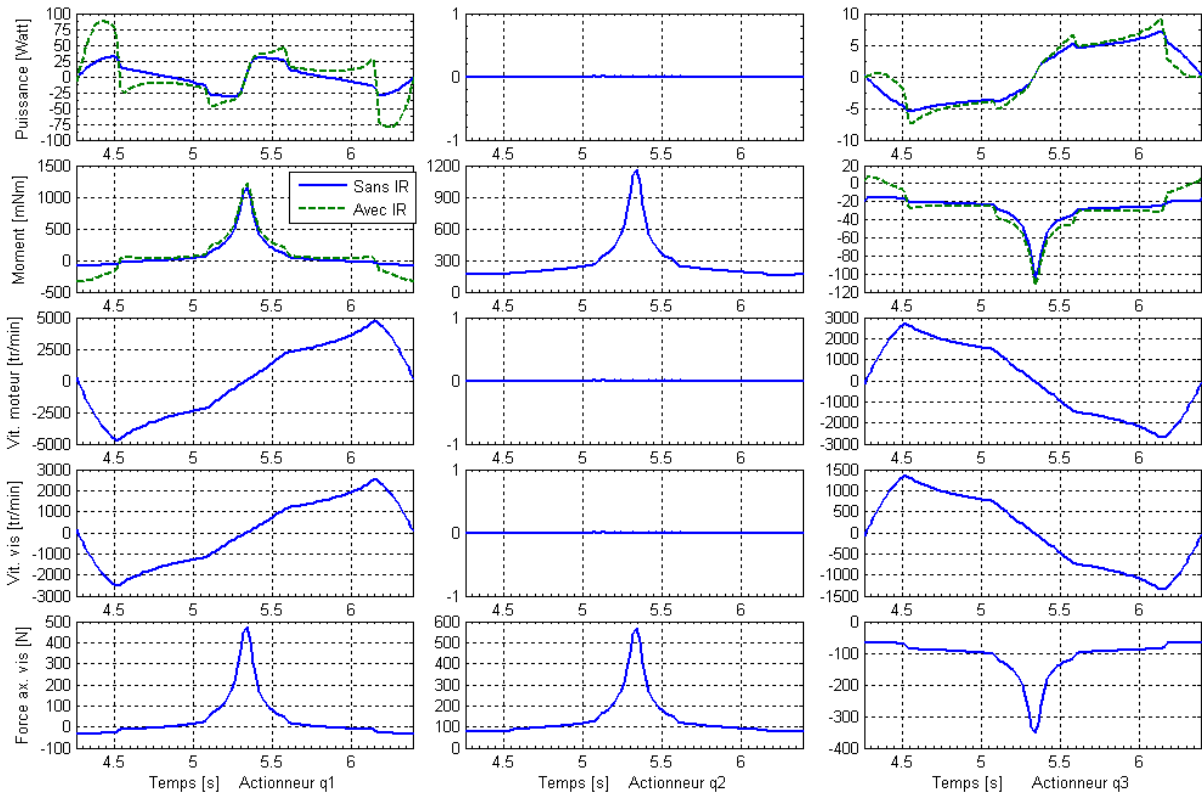


Figure B.9 Caractéristiques mécaniques: IR: inertie réduite

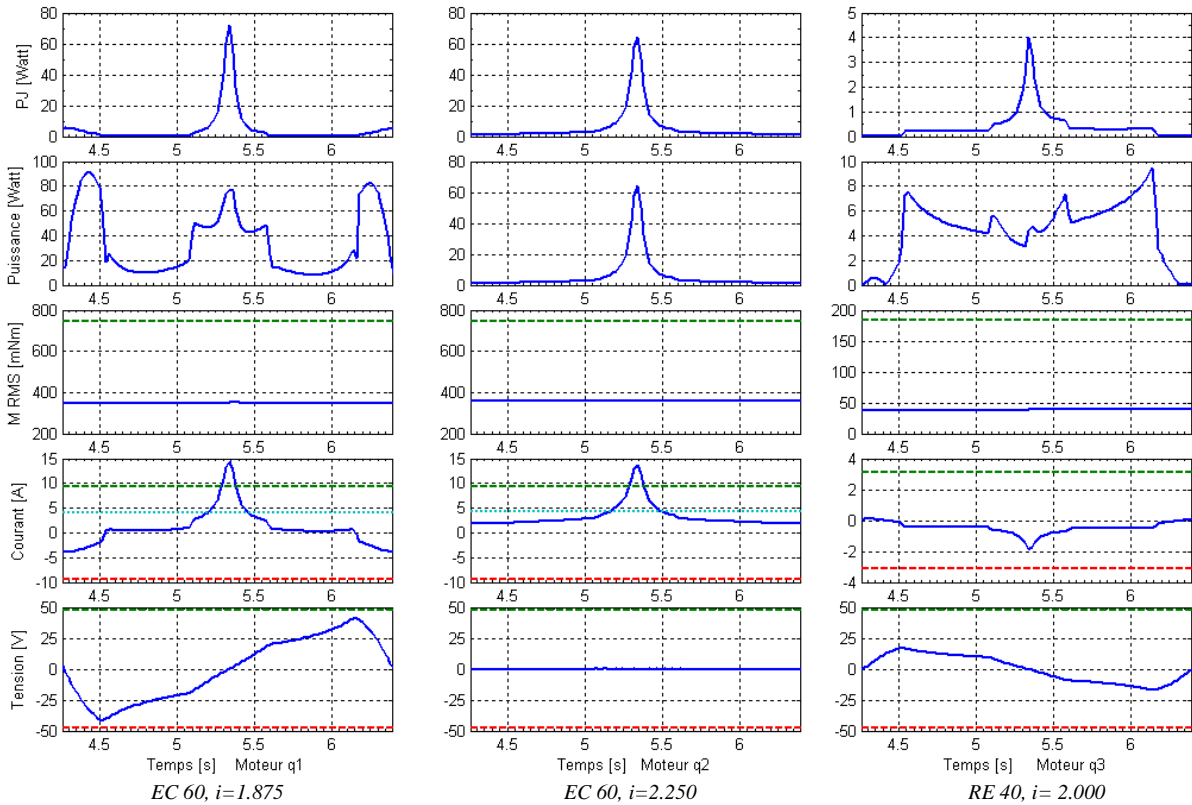


Figure B.10 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. M RMS: moment RMS en trait continu (trait pointillé: valeur de calcul durant un cycle). M RMS, Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent.

B.2.2 Leg presse actif: 0.5 m/s, 400 N

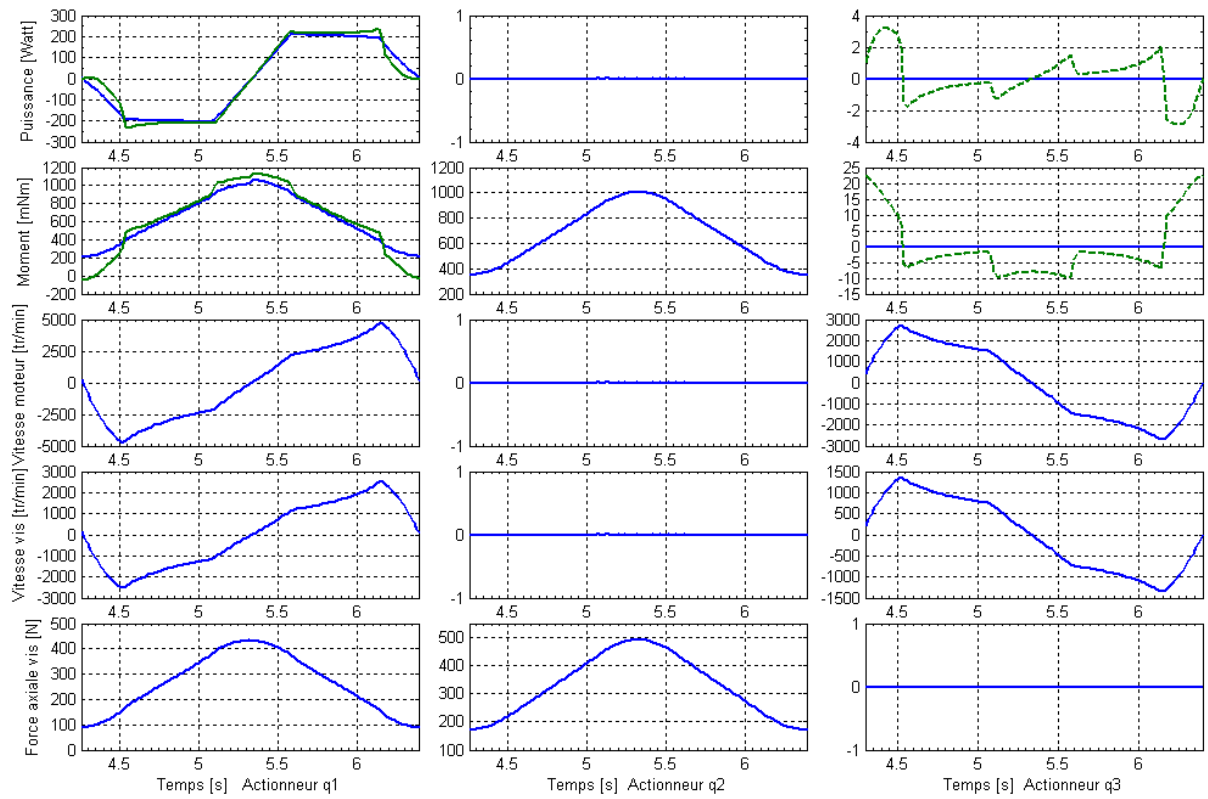


Figure B.11 Caractéristiques mécaniques: Puissance et moment, traits interrompus: avec inertie réduite

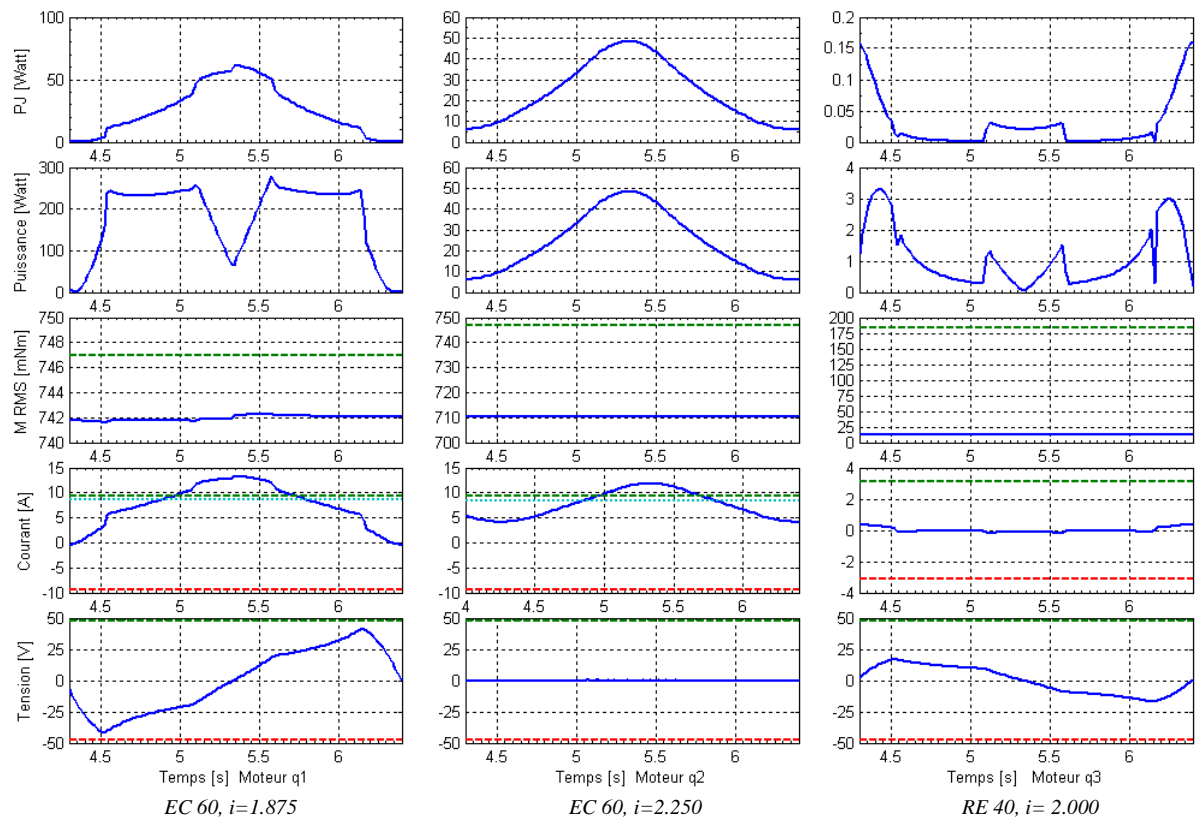


Figure B.12 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. M RMS: moment RMS en trait continu (trait pointillé: valeur de calcul durant un cycle). M RMS, Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent.

B.2.3 Pédalage actif: 0.6 tr/s, 600 N

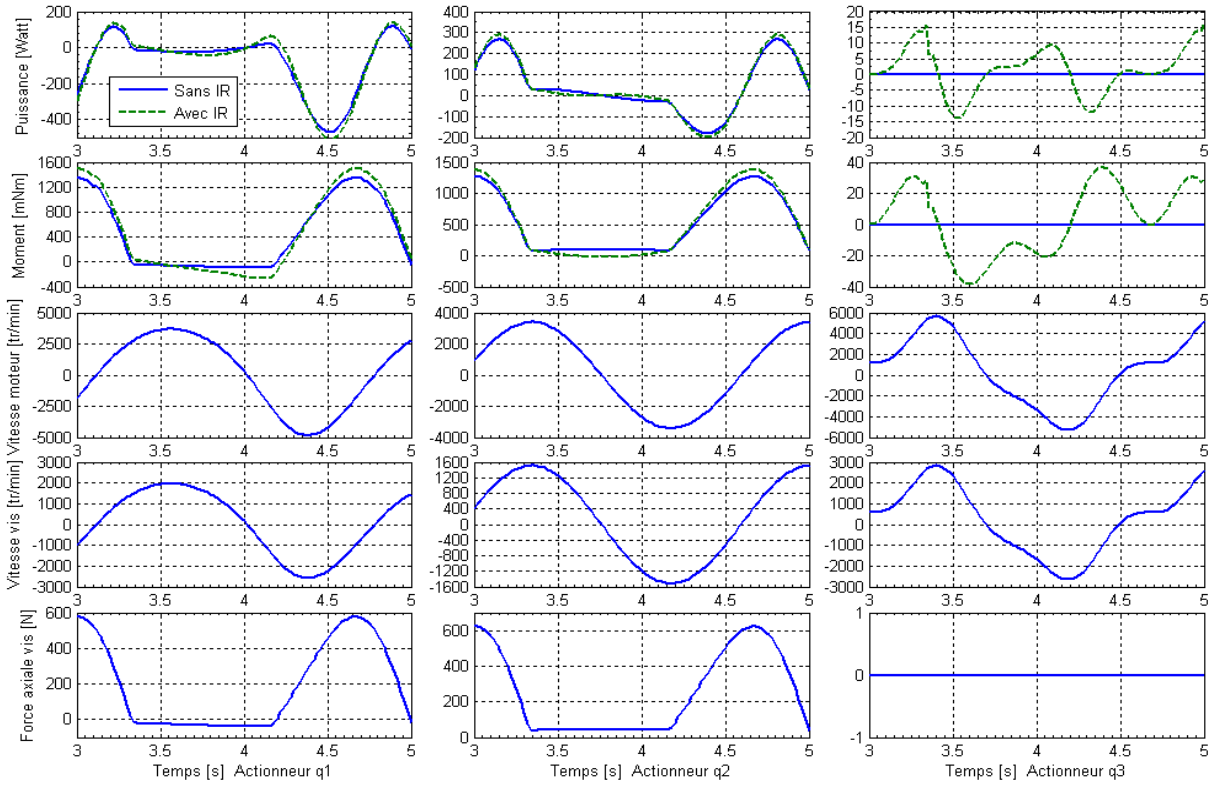


Figure B.13 Caractéristiques mécaniques: IR: inertie réduite

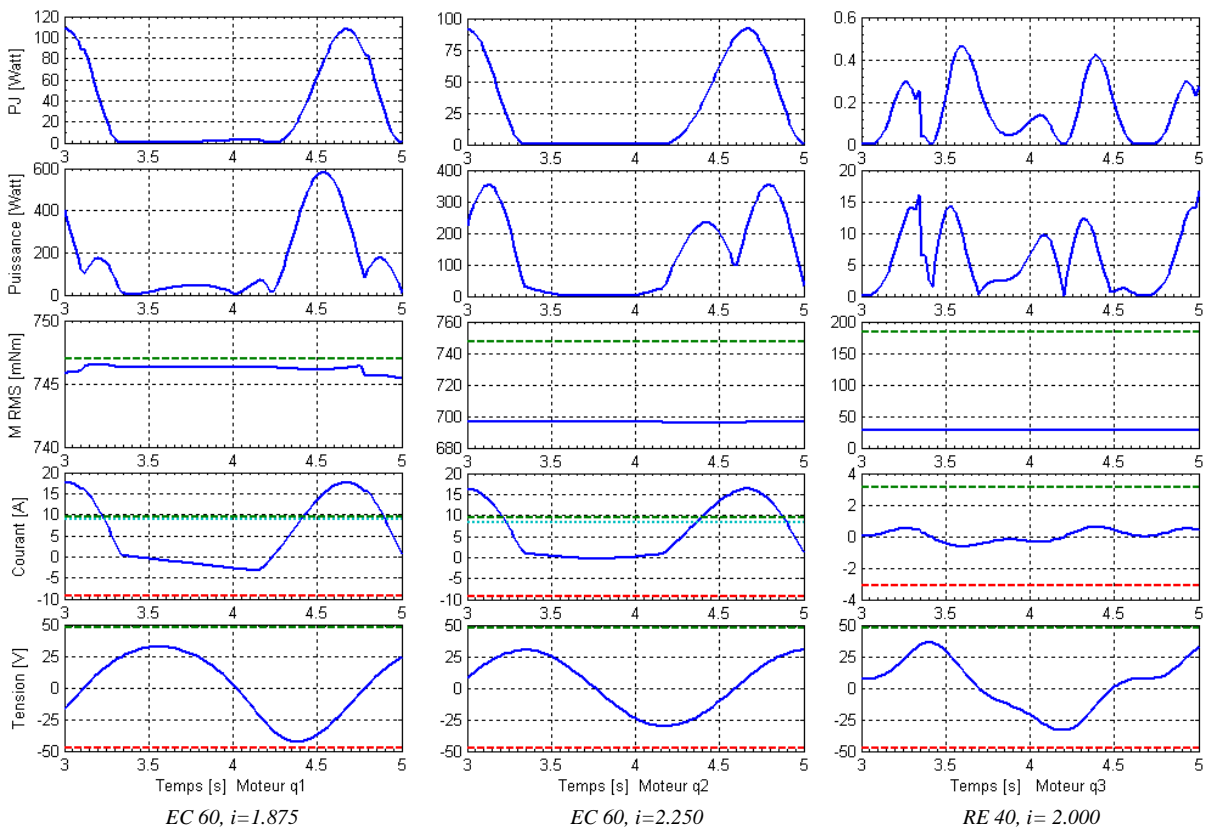


Figure B.14 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. M RMS: moment RMS en trait continu (trait pointillé: valeur de calcul durant un cycle). M RMS, Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent.

B.3 Orthèse Lambda horizontale

B.3.1 Cinématique

La fig. B15 montre les courbes de position et de vitesse du pied au point de fixation et les mouvements correspondants des actionneurs " q_i " ($i = 1,2,3$) pour un leg presse à 0.5 m/s et un pédalage à 1 tr/s.

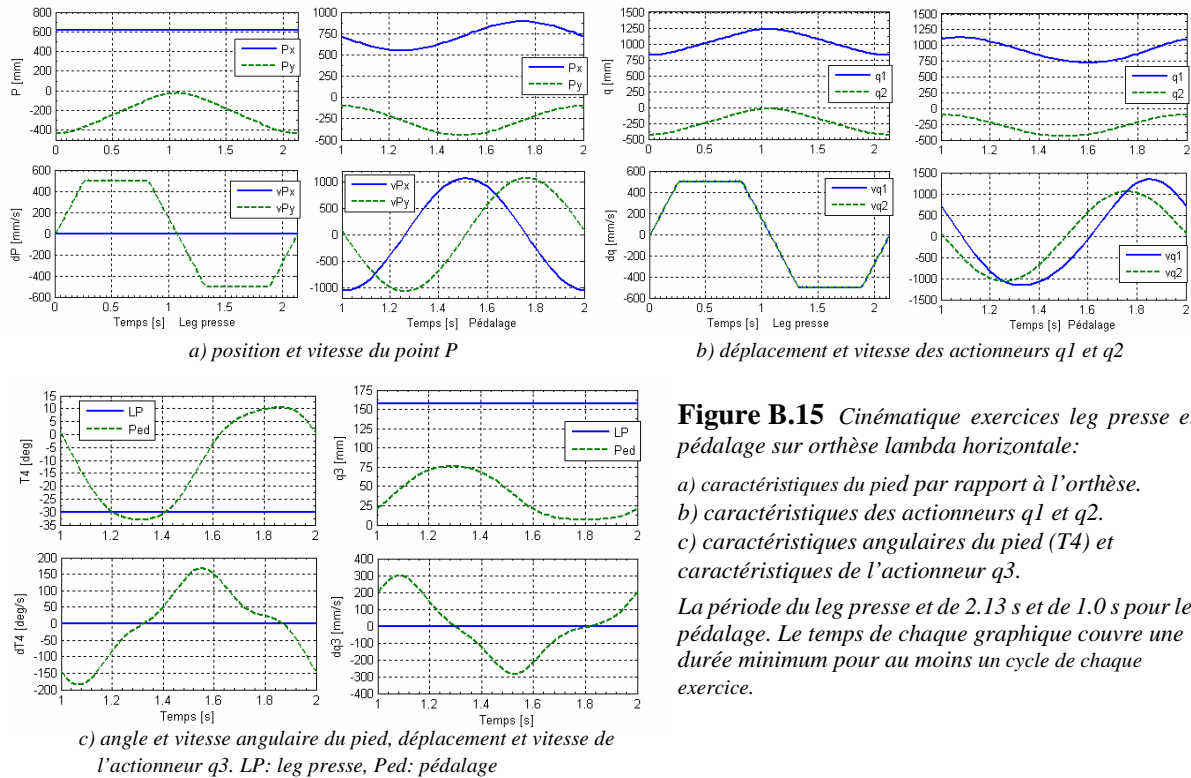


Figure B.15 Cinématique exercices leg presse et pédalage sur orthèse lambda horizontale:

a) caractéristiques du pied par rapport à l'orthèse.

b) caractéristiques des actionneurs q_1 et q_2 .

c) caractéristiques angulaires du pied (T_4) et caractéristiques de l'actionneur q_3 .

La période du leg presse est de 2.13 s et de 1.0 s pour le pédalage. Le temps de chaque graphique couvre une durée minimum pour au moins un cycle de chaque exercice.

B.3.2 Leg presse actif: 0.5 m/s, 350 N

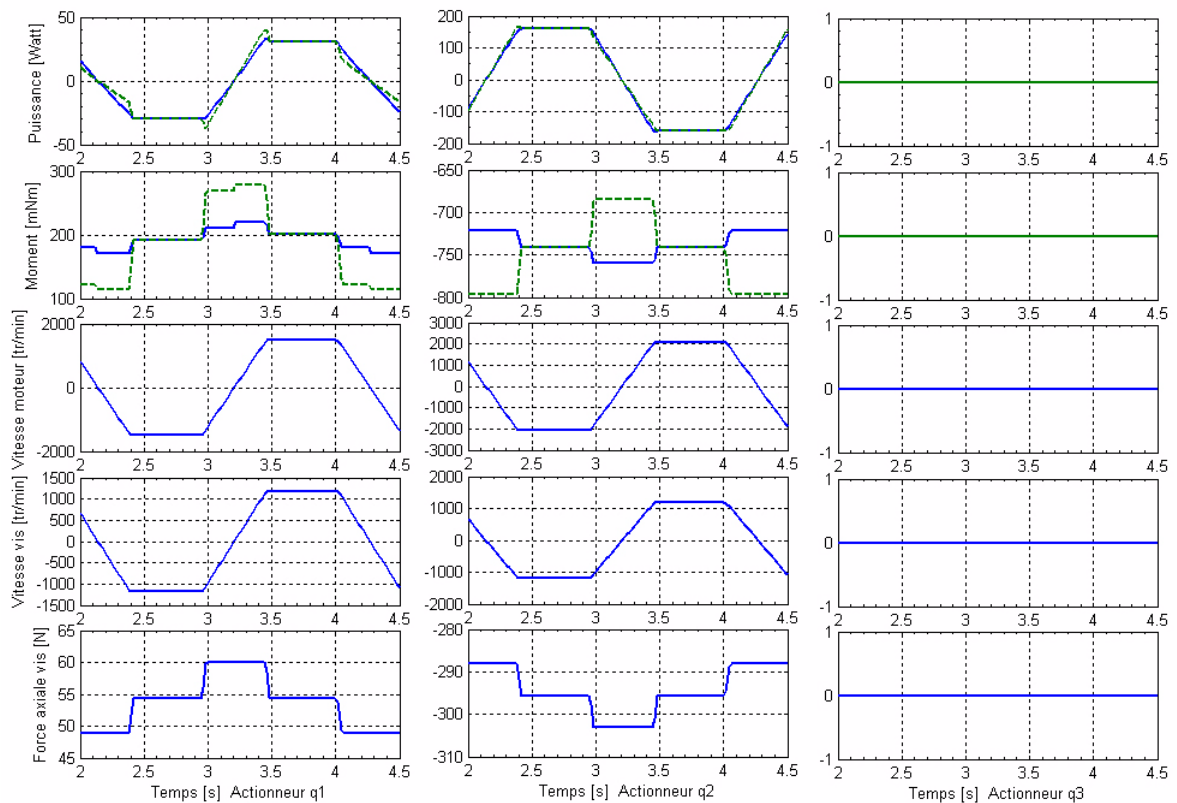


Figure B.16 Caractéristiques mécaniques. Puissance et moment, traits interrompus: avec inertie réduite

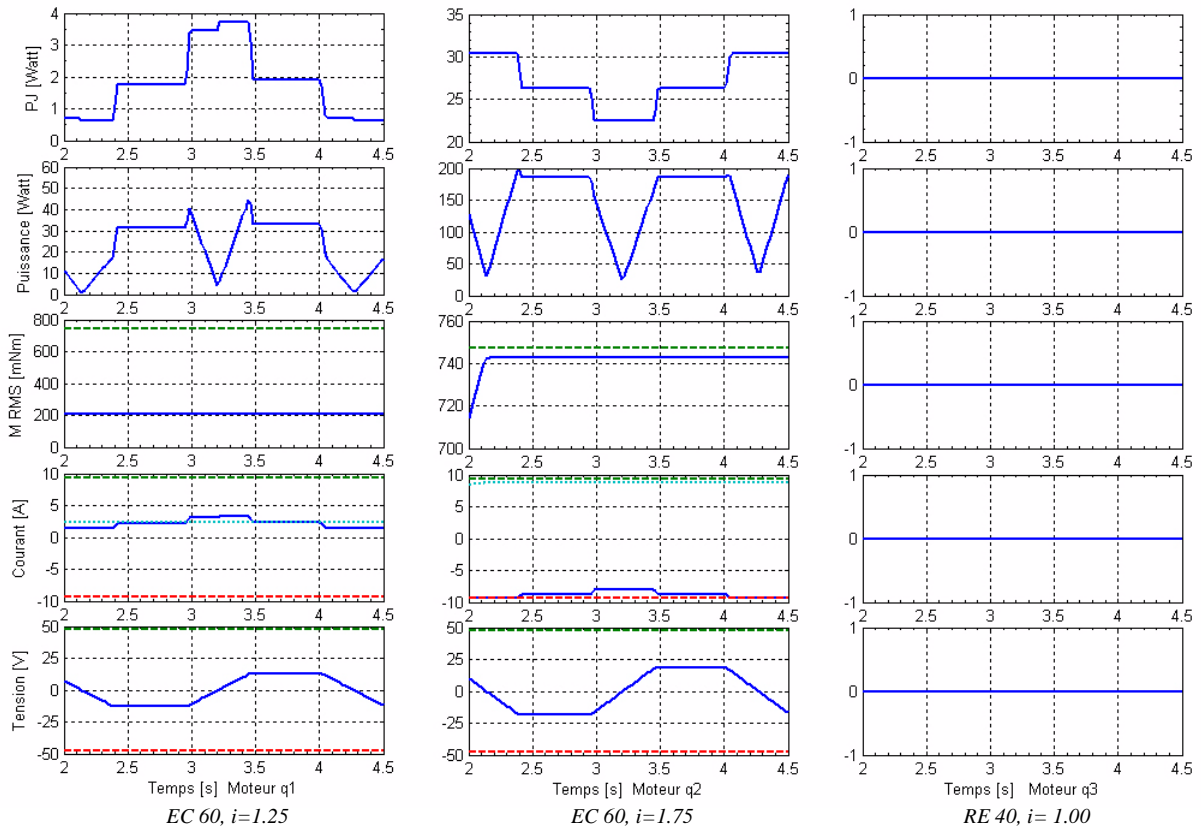


Figure B.17 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. M RMS, Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent. Courant, trait pointillé: valeur RMS.

B.3.3 Pédalage actif: 1.0 tr/s, 580 N

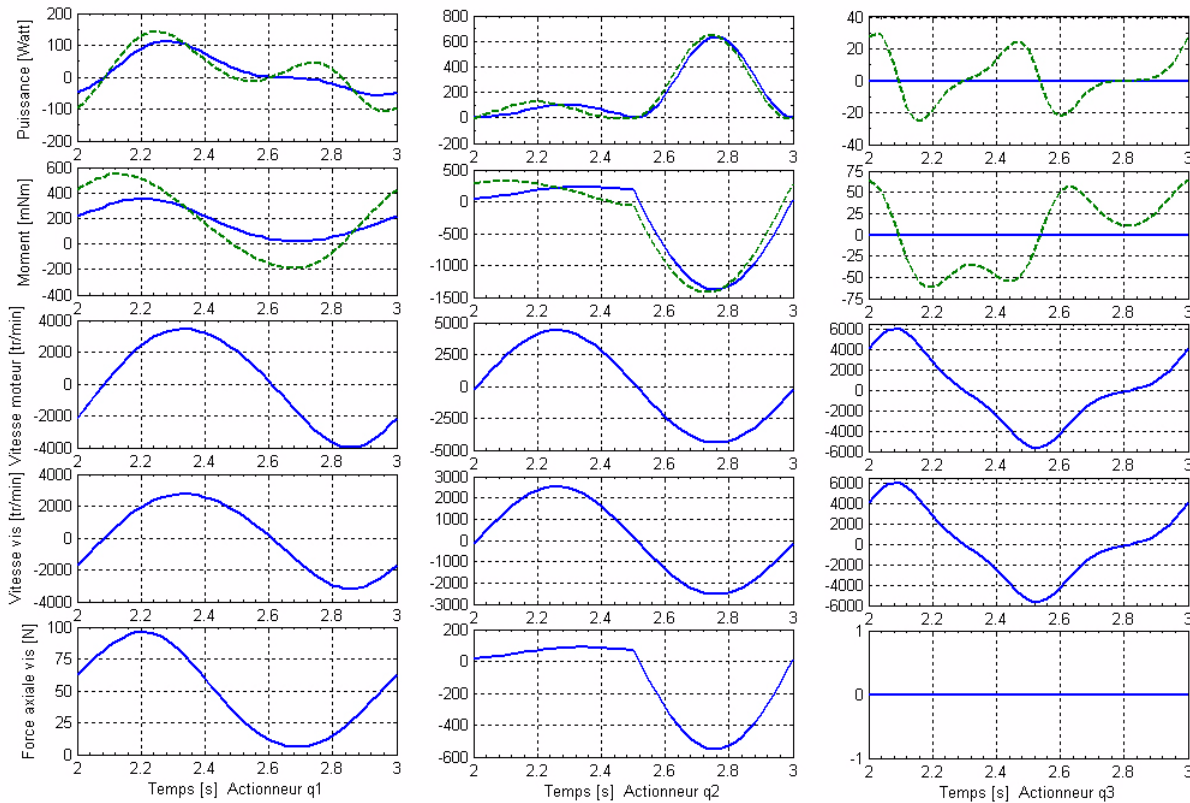


Figure B.18 Caractéristiques mécaniques. Puissance et moment, traits interrompus: avec inertie réduite

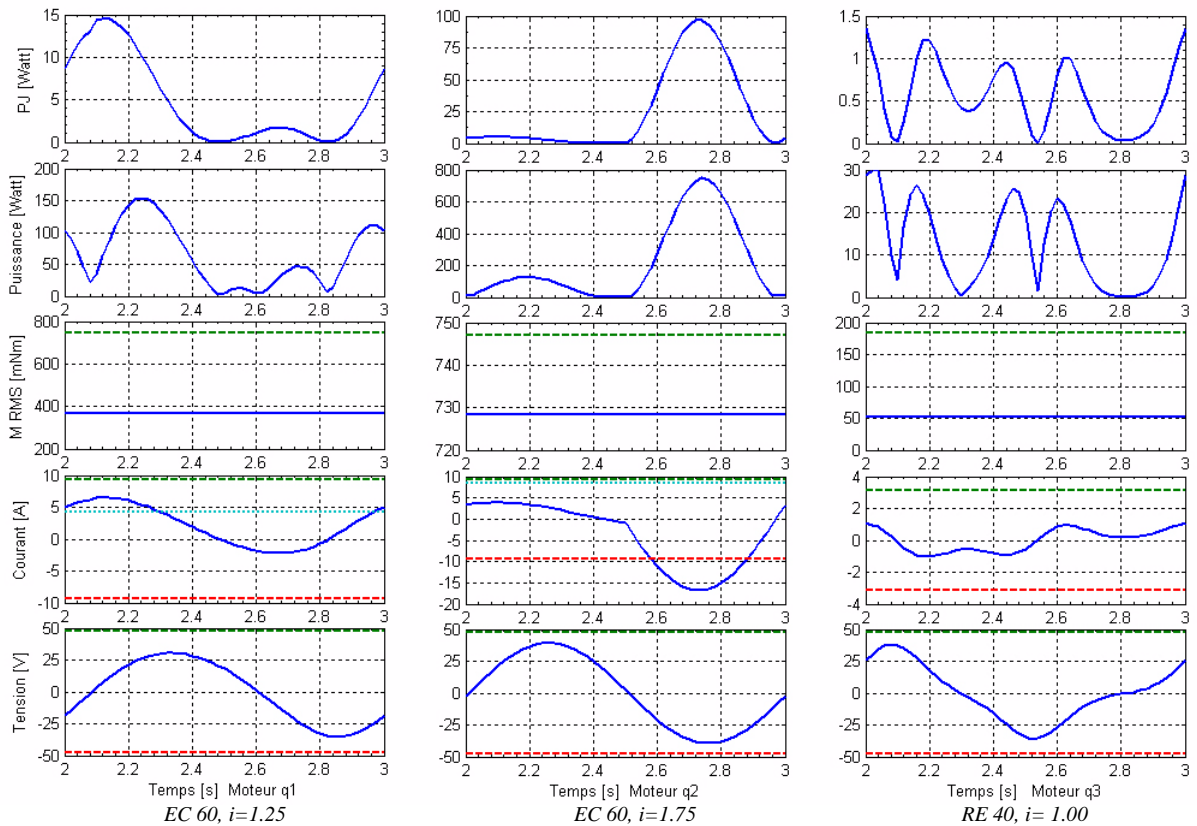


Figure B.19 Caractéristiques électriques: P_J : pertes Joule. M_{RMS} : moment RMS en trait continu (trait pointillé: valeur de calcul durant un cycle). M_{RMS} , Courant & Tension: les lignes traitillées sont les valeurs limites en régime permanent.

B.4 Rigidité

B.4.1 Orthèse sérielle HGC

La flèche totale est due à la flexion des barres et à la déformation des roulements de chaque articulation (le segment d est négligé).

Rigidité des roulements :

$$M = F \cdot d = K_{rlmt} \cdot \theta$$

Flèche due à la déformation des roulements :

$$z_{rlmt} = Li \cdot \theta = \frac{Li \cdot d}{K_{rlmt}} \cdot F$$

Flèche due à la flexion de la barre i :

$$z_{flex} = \frac{Li^2}{2EI} \cdot F \cdot d$$

Flèche totale pour le segment i :

$$z_{tot}^i = z_{rlmt} + z_{flex} = d \cdot \left(\frac{Li}{K_{rlmt}} + \frac{Li^2}{2EI} \right) \cdot F = \frac{1}{K_i} \cdot F$$

Rigidité z de l'orthèse :

$$K_z = \left(\sum_{i=1}^3 \frac{1}{K_i} \right)^{-1} = \left(\sum_{i=1}^3 d \cdot \left(\frac{Li}{K_{rlmt}} + \frac{Li^2}{2EI} \right) \right)^{-1}$$

Flèche totale :

$$z_{tot} = \sum_{i=1}^3 z_{tot}^i = \frac{F}{K_z}$$

Moment d'inertie :

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad \text{ou} \quad I = \frac{\pi}{64} (D^4 - d^4)$$

E: module d'élasticité

b: largeur de la barre

h: épaisseur de la barre

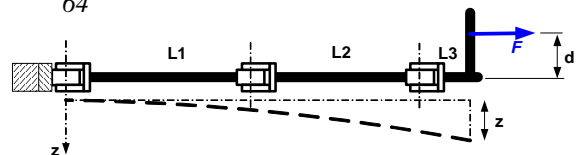


Tableau B.1 Rigidité orthèse HGC: valeur numérique

Paramètres	Symbole	Val. num.	Unité
longueur i	L1	0.405	m
	L2	0.412	m
	L3	0.115	m
largeur & épaisseur barre 1 et 2	b, h ¹	0.012, 0.025	m
diamètres tube segment 3	D, d	0.030, 0.025	m
rigidité roulement	K _{rlmt}	28'000	Nm/rad
module d'élasticité (Aluminium)	E	69'000	MPa
force appliquée	F	500	N
distance d'application	d	0.1	M

1.L'orthèse est constituée de plusieurs plaques de sections différentes. La valeur choisie est ici un compromis.

Tableau B.2 Rigidité orthèse HGC: Résultats

Résultats	Symbole	Val. num.	Unité
Flèche totale	z	9.64	mm
Rigidité	K _Z	51'885	N/m

B.4.2 Orthèse parallèle Lambda

En première approximation, la flèche est due à la flexion de la poutre AP. La compression dans la petite barre CB est négligée.

Flèche due à la flexion de la barre AP :

$$x_{flex} = \frac{a^2}{3EI} \cdot (L+a) \cdot F \cdot \cos(20^\circ) = \frac{F \cdot \cos(20^\circ)}{K}$$

Rigidité de l'orthèse :

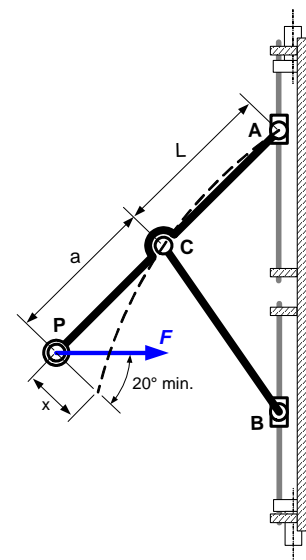
$$K = \left(\frac{a^2}{3EI} \cdot (L+a) \right)^{-1}$$

Moment d'inertie :

$$I = \frac{bh^3}{12}$$

Tableau B.3 Rigidité orthèse parallèle Lambda: valeur numérique

Paramètres	Symbole	Val. num.	Unité
longueurs	L, a	0.7, 0.7	m
largeur & épaisseur de la poutre	b, h	0.015, 0.050	m
module d'élasticité (Aluminium)	E	69'000	MPa
force appliquée	F	500	N

**Tableau B.4** Rigidité orthèse parallèle Lambda: Résultats

Résultats	Symbole	Val. num.	Unité
Flèche totale	z	9.97	mm
Rigidité	K _Z	47'148	N/m

Annexe C

Caractéristiques des orthèses du bassin

WalkTrainerTM

Cette annexe donne les caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs des orthèses du bassin pour le WalkTrainerTM en fonction du cycle de marche. Ces résultats sont issus des développements théoriques du chapitre 6.

C.1 ORTHO123

C.1.1 Caractéristiques mécaniques

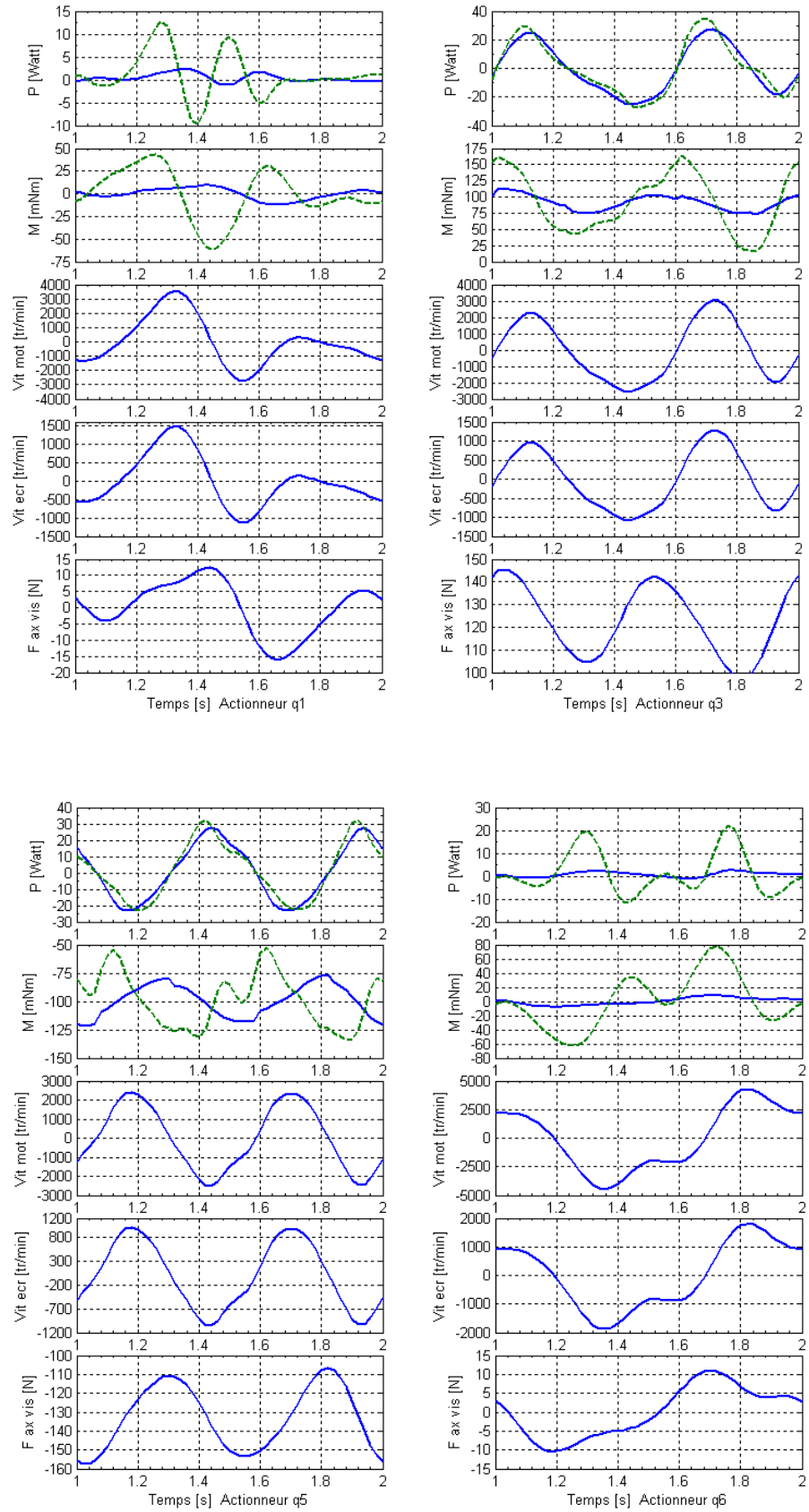


Figure C.1 Caractéristiques mécaniques: Courbe en tirets: avec inertie réduite

C.1.2 Caractéristiques électriques

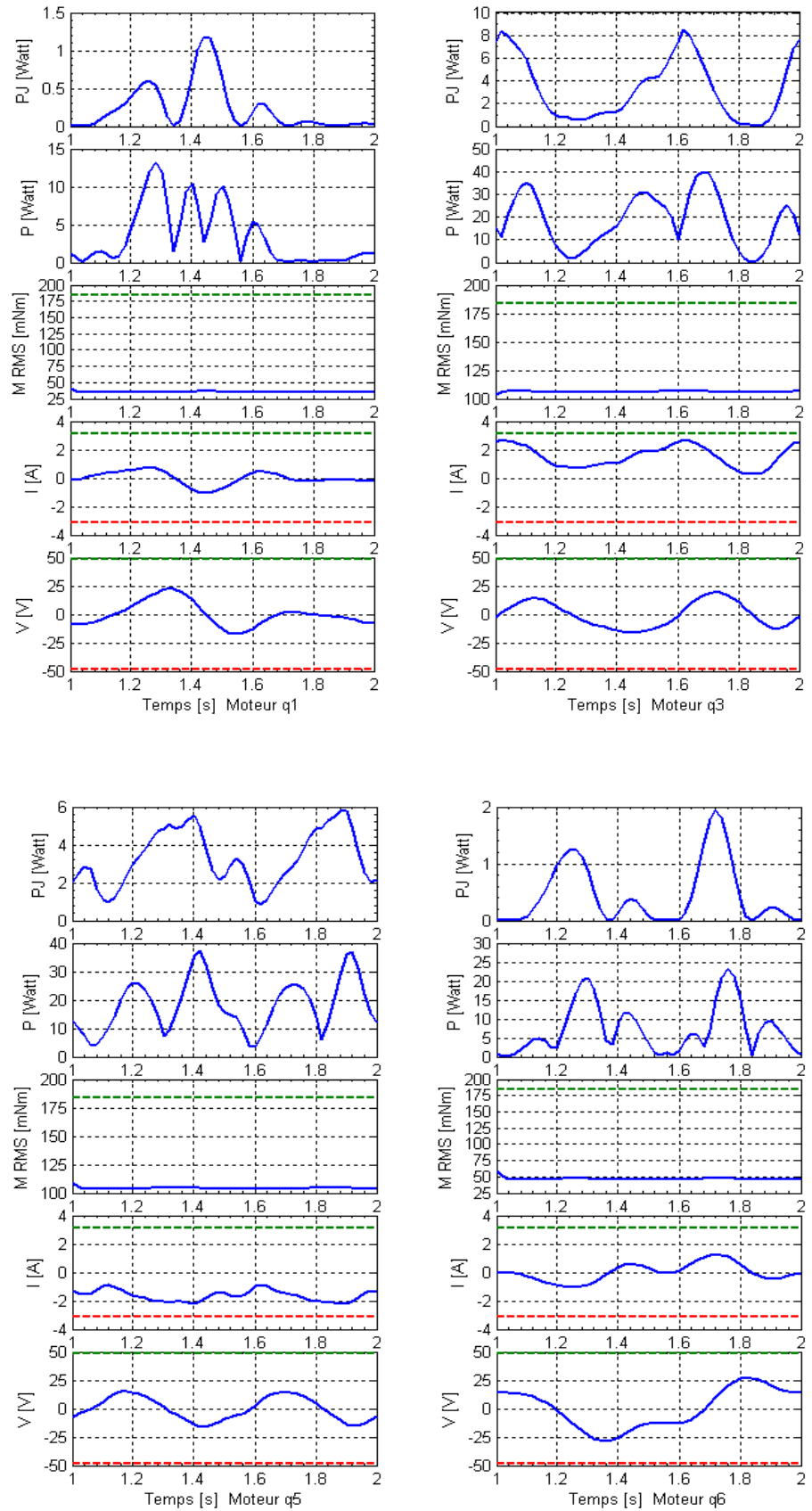


Figure C.2 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. P: puissance motrice + PJ. M RMS: moment RMS. I: courant. V: tension. Lignes en traits interrompus: valeurs limites en régime permanent.

C.2 Orthèse LAMBDA

C.2.1 Caractéristiques mécaniques

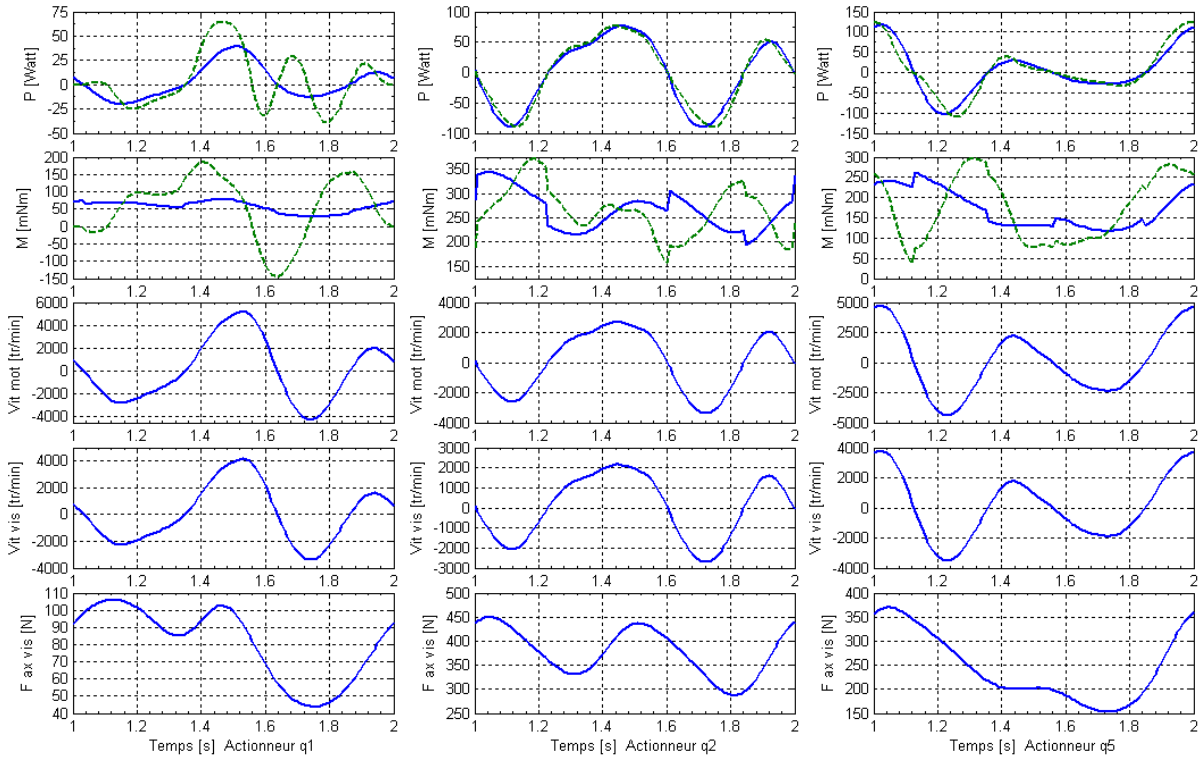


Figure C.3 *Caractéristiques mécaniques: Courbe en tirets: avec inertie réduite*

C.2.2 Caractéristiques électriques

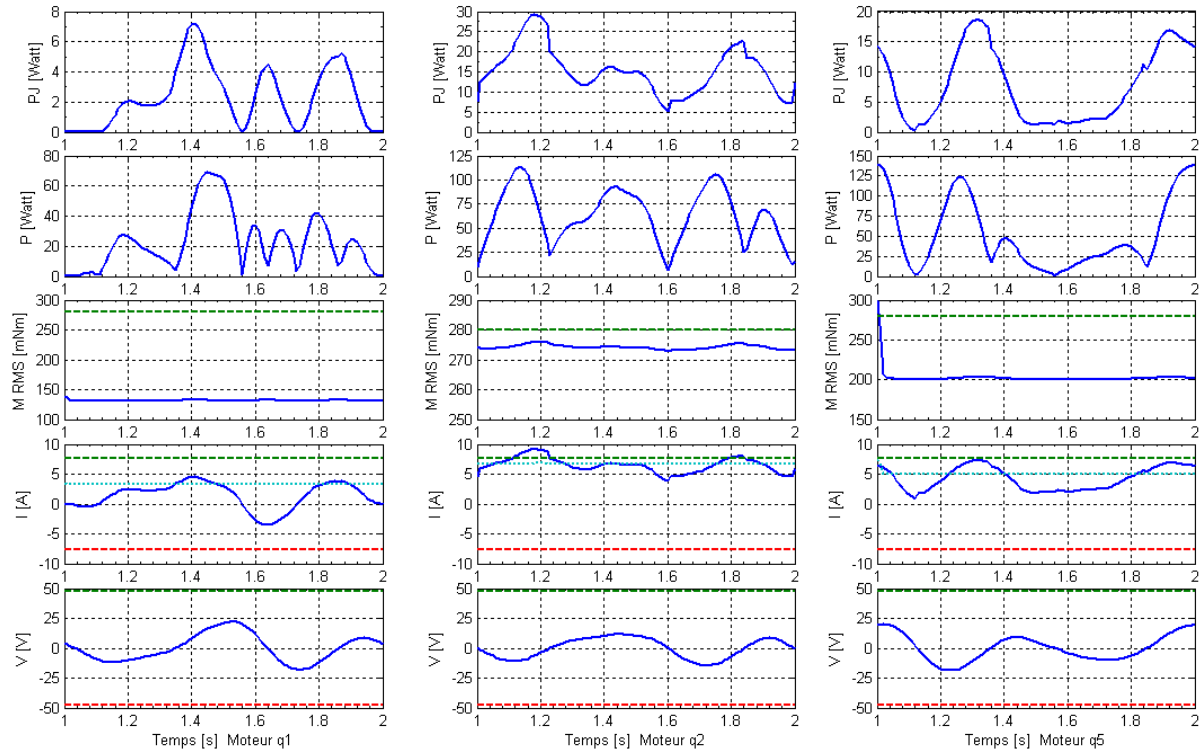


Figure C.4 *Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. P: puissance motrice + PJ. M RMS: moment RMS. I: courant, trait pointillé: valeur RMS. V: tension. Lignes en traits interrompus: valeurs limites en régime permanent.*

Annexe D

Caractéristiques de l'orthèse de la jambe

WalkTrainerTM

En première partie, cette annexe expose le détail complet de la modélisation de l'orthèse OP12 hybride, à leviers articulés, proposée pour le WalkTrainerTM. En deuxième partie, une simulation numérique de cette orthèse est effectuée avec en résultat les caractéristiques mécaniques et électriques de ses actionneurs en fonction du cycle de marche. La troisième partie montre les mêmes caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs de l'orthèse sérielle OHGC pour comparaison. Ces résultats sont issus des développements théoriques du même Chapitre 7.

D.1 Modélisation de l'orthèse OP12¹

D.1.1 Modèle géométrique inverse

A/ Actionneur Hanche q7

Selon (7.2):
$$q7 = A7_x^{OQG} = V7_x^{OQG} \pm \sqrt{A7V7^2 - (V7_y^{OQG})^2 - (V7_z^{OQG})^2} \quad (D.1)$$

En référence à la Fig. 7.18, les coordonnées [x, y, z] du point V7 dans le repère OQ7 sont données par les éléments [1,4 ; 2,4 ; 3,4] de la matrice résultat [V7] suivante:

$$[V7] = \begin{bmatrix} \text{Ro}_{z,\varepsilon}^{OQ7} \\ \text{Tr}_{xyz}^{OQ7-OD} \\ \text{Tr}_{xyz}^{OD-OB_0} \\ \text{Tr}_{xyz}^{OB_0-OB} \\ \text{Ro}_{y,R_B}^{OB} \\ \text{Ro}_{x,O_B}^{OB} \\ \text{Ro}_{z,T_B}^{OB} \\ \text{Tr}_{xyz}^{OB-OA} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \text{Ro}_{z,-T_B}^H \\ \text{Ro}_{x,-O_B}^H \\ \text{Ro}_{y,-R_B}^H \\ \text{Ro}_{x,Ad}^H \\ \text{Ro}_{z,T1}^H \\ \text{Tr}_{y,-L11}^{H-V7} \end{bmatrix} \quad (D.2)$$

La notation des matrices est définie à la section 6.2.1.2.

B/ Actionneur Genou q8

L'actionneur du genou est apparenté à un système bielle manivelle comme décrit à la section 5.1.2.4. Le segment B1B2 forme la manivelle et la bielle relie les points A8 et B2 (Fig. D1a). En adaptant les équations (5.24) à (5.26), nous obtenons les relations suivantes:

$$\begin{aligned} b0 &= \sqrt{(B1_x - A8_x)^2 + (B1_y - A8_y)^2} \\ \varphi0 &= \text{atan}\{(B1_y - A8_y)/(B1_x - A8_x)\} \\ q8 &= \sqrt{b0^2 + rV8^2 - 2 \cdot b0 \cdot rV8 \cdot \cos(\pi + \text{Tr4} + \varphi0)} \\ \text{TA8r} &= \text{atan}\{(B1_y - A8_y + rV8 \cdot \sin(\text{Tr4}) / (B1_x - A8_x + rV8 \cdot \cos(\text{Tr4}))\} \end{aligned} \quad (D.3)$$

L'angle Tr4 est calculé comme suit (théorème du cosinus):

$$\begin{aligned} \varphi1 &= \text{acos}\{(r4^2 + B1C^2 - r5^2)/(2 \cdot r4 \cdot B1C)\} \\ \varphi2 &= \text{atan}\{(C_y^{OQG} - B1_y^{OQG})/(C_x^{OQG} - B1_x^{OQG})\} \\ \text{Tr4} &= \varphi1 + \varphi2 \end{aligned} \quad (D.4)$$

C/ Actionneur cheville q9

En référence à la Fig. 7.18, les coordonnées [x, y, z] du point V9 dans le repère OQ7 sont données par les éléments [1,4 ; 2,4 ; 3,4] de la matrice résultat [V9] suivante:

$$[V9] = \begin{bmatrix} \text{Ro}_{z,\varepsilon}^{OQ7} \\ \text{Tr}_{xyz}^{OQ7-OD} \\ \text{Tr}_{xyz}^{OD-OB_0} \\ \text{Tr}_{xyz}^{OB_0-OB} \\ \text{Ro}_{y,R_B}^B \\ \text{Ro}_{x,O_B}^B \\ \text{Ro}_{z,T_B}^B \\ \text{Tr}_{xyz}^{OB-OA} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \text{Ro}_{z,-T_B}^H \\ \text{Ro}_{x,-O_B}^H \\ \text{Ro}_{y,-R_B}^H \\ \text{Ro}_{x,Ad}^H \\ \text{Ro}_{z,T1}^H \\ \text{Tr}_{y,-L1}^{H-G} \\ \text{Ro}_{z,T2}^G \\ \text{Tr}_{y,-L2}^{G-C} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \text{Ro}_{z,T3}^C \\ \text{Ro}_{z,Tr3c}^C \\ \text{Tr}_{y,-r3C}^{C-V9} \end{bmatrix} \quad (D.5)$$

Les coordonnées du point A9 sont exprimées ainsi:
$$\begin{aligned} A9_x^{OQ7} &= rA9 \cdot \cos(\text{Tr4}) + (B1_x^{OQ7}) \\ A9_y^{OQ7} &= rA9 \cdot \sin(\text{Tr4}) + (B1_y^{OQ7}) \\ B1_x^{OQ7} &= A7_x^{OQ7} + (B1_x^{OQGm} - A7_x^{OQGm}) \\ B1_y^{OQ7} &= B1_y^{OQGm} \end{aligned}$$

Et finalement:
$$q9 = \sqrt{(V9_x^{OQG} - (A9_x^{OQG} + q7))^2 + (V9_y^{OQG} - A9_y^{OQG})^2} \quad (D.6)$$

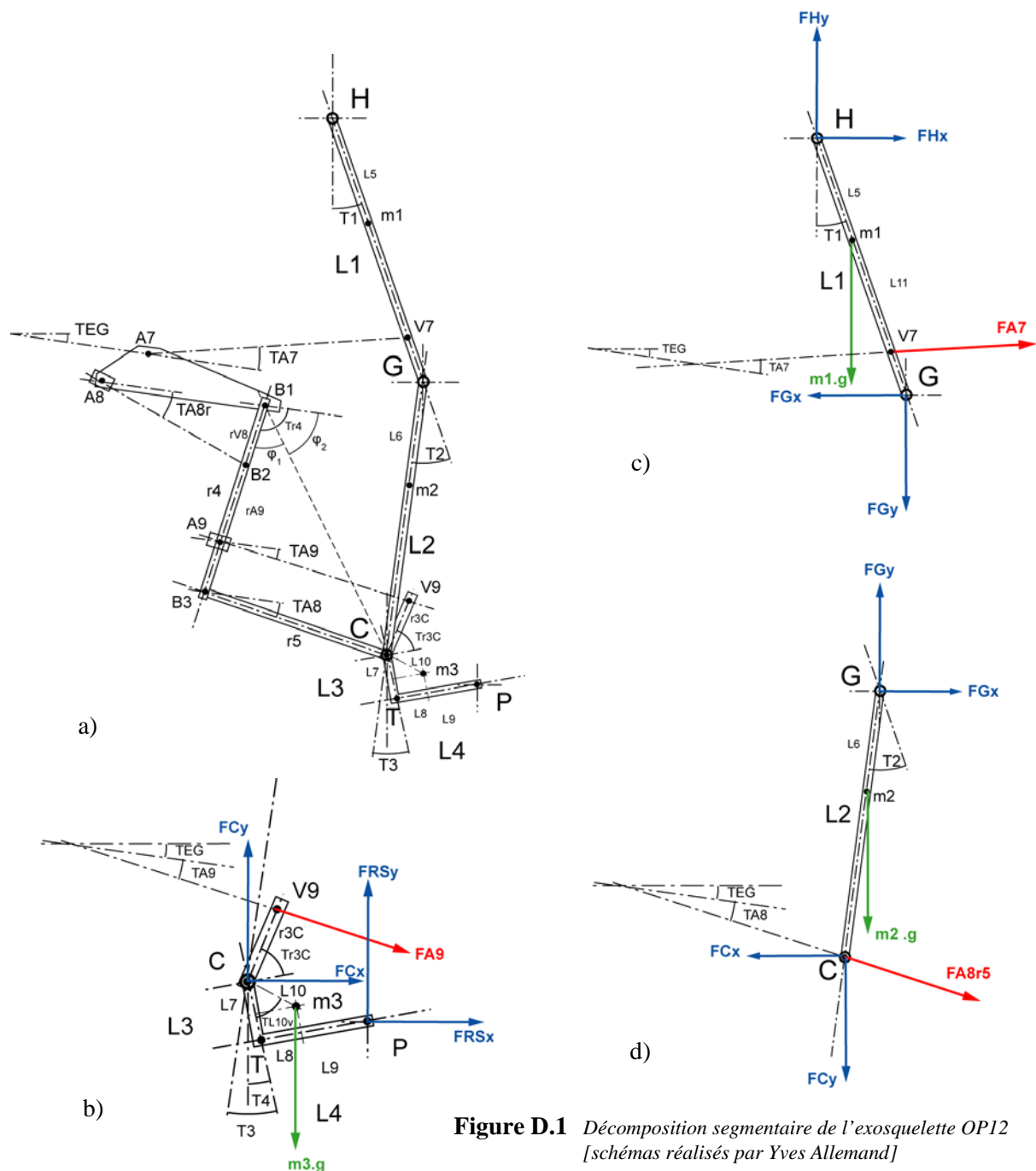
1. Modèle réalisé par Yves Allemand selon la méthode de la section 7.1.4

D.1.2 Modèle dynamique inverse

Une décomposition segmentaire de l'orthèse OP12 est effectuée (Fig. D1). En appliquant les équations générales de Newton-Euler à chacun des segments, un système de trois équations à trois inconnues est posé. Les inconnues sont signalées en caractères **gras**. Les variables recherchées sont en caractères **gras italiques**. Tous les autres paramètres sont des données. L'ordre des équations est :

1. premières lignes, somme des forces en x; $\sum F_x = m \cdot a_x$
2. deuxièmes lignes, somme des forces en y; $\sum F_y = m \cdot a_y$
3. troisièmes lignes, moment par rapport au centre de gravité $\sum M = I \cdot \alpha$ (D.7)

Les solutions ne sont pas transcrites; les équations ayant un grand nombre de termes, les résultats sont trop longs, leur lecture ne fait pas de sens. Ils sont directement copiés par l'éditeur de MatLab dans les routines de calculs.



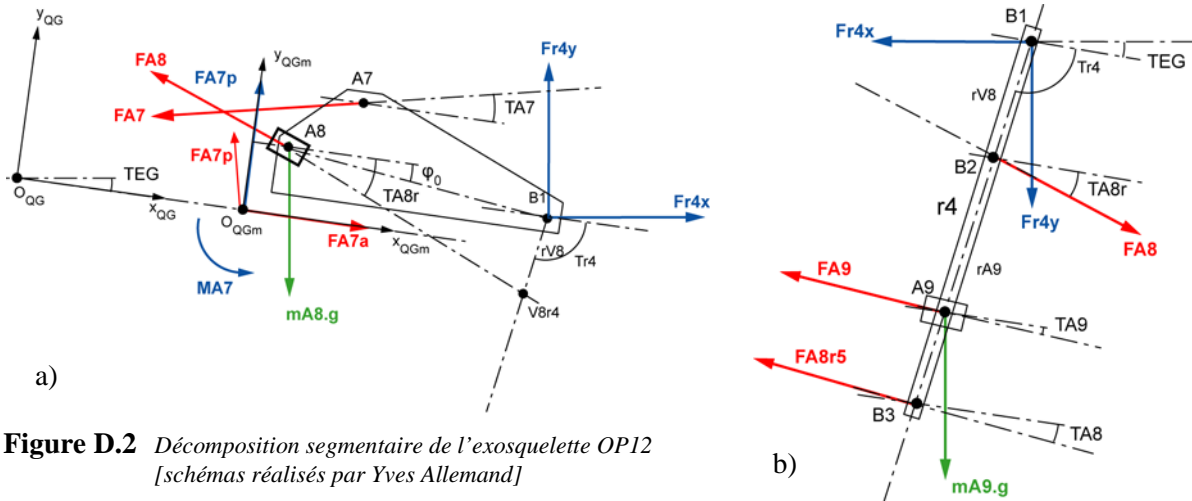


Figure D.2 Décomposition segmentaire de l'exosquelette OP12
[schémas réalisés par Yves Allemand]

A/ Segment pied: Fig. D1b

$$\begin{aligned}
 FC_x + FRS_x + FA_9 \cdot \cos(\text{TEG} + \text{TA}_9) &= m_3 \cdot a_{CG3x} \\
 FC_y + FRS_y + FA_9 \cdot \sin(\text{TEG} + \text{TA}_9) - m_3 \cdot g &= m_3 \cdot a_{CG3y} \\
 -FC_x \cdot L_{10} \cdot \cos(\text{T}_4 + \text{TL}_{10v}) - FC_y \cdot L_{10} \cdot \sin(\text{T}_4 + \text{TL}_{10v}) \\
 + FRS_x \cdot ((L_3 - L_7) \cdot \cos(\text{T}_4) - (L_9 - L_8) \cdot \sin(\text{T}_4)) + FRS_y \cdot ((L_3 - L_7) \cdot \sin(\text{T}_4) + (L_9 - L_8) \cdot \cos(\text{T}_4)) \\
 - FA_9 \cdot \cos(\text{TEG} + \text{TA}_9) \cdot (r_3C \cdot \sin(\text{T}_4 + \text{Tr}_{3C}) + L_{10} \cdot \cos(\text{T}_4 + \text{TL}_{10v})) \\
 + FA_9 \cdot \sin(\text{TEG} + \text{TA}_9) \cdot (r_3C \cdot \cos(\text{T}_4 + \text{Tr}_{3C}) - L_{10} \cdot \sin(\text{T}_4 + \text{TL}_{10v})) &= I_3 \cdot \alpha_4 \quad (\text{D.8})
 \end{aligned}$$

$$X_{TA9} = (V_{9x} - (A_{9x} + q_7)) / q_9$$

$$Y_{TA9} = (V_{9y} - A_{9y}) / q_9$$

$$\text{TA}_9 = \text{atan2}(Y_{TA9}, X_{TA9})$$

$$\text{TL}_{10v} = \text{atan}(L_8 / L_7)$$

$$a_{CG3x} = d^2/dt^2 [H_{1,4}] + d^2/dt^2 \{L_1 \cdot \sin(\text{T}_1) + L_2 \cdot \sin(\text{T}_1 + \text{T}_2) + L_7 \cdot \sin(\text{T}_4) + L_8 \cdot \cos(\text{T}_4)\}$$

$$a_{CG3y} = d^2/dt^2 [H_{2,4}] + d^2/dt^2 \{-L_1 \cdot \cos(\text{T}_1) - L_2 \cdot \cos(\text{T}_1 + \text{T}_2) - L_7 \cdot \cos(\text{T}_4) + L_8 \cdot \sin(\text{T}_4)\}$$

[H] est donné par l'équation (7.7).

$$\alpha_4 = d^2/dt^2 \{T_1 + T_2 + T_3\} \quad (\text{D.9})$$

B/ Segment jambe L2: Fig. D1c

$$FG_x - FC_x + FA_8 \cdot \cos(\text{TA}_8 + \text{TEG}) = m_2 \cdot a_{CG2x}$$

$$FG_y - FC_y + FA_8 \cdot \sin(\text{TA}_8 + \text{TEG}) - m_2 \cdot g = m_2 \cdot a_{CG2y}$$

$$\begin{aligned}
 -FG_x \cdot L_6 \cdot \cos(\text{T}_1 + \text{T}_2) - FG_y \cdot L_6 \cdot \sin(\text{T}_1 + \text{T}_2) - FC_x \cdot (L_2 - L_6) \cdot \cos(\text{T}_1 + \text{T}_2) \\
 - FC_y \cdot (L_2 - L_6) \cdot \sin(\text{T}_1 + \text{T}_2) + FA_8 \cdot \cos(\text{TA}_8 + \text{TEG}) \cdot (L_2 - L_6) \cdot \cos(\text{T}_1 + \text{T}_2) \\
 + FA_8 \cdot \sin(\text{TA}_8 + \text{TEG}) \cdot (L_2 - L_6) \cdot \sin(\text{T}_1 + \text{T}_2) &= I_2 \cdot (\alpha_1 + \alpha_2) \quad (\text{D.10})
 \end{aligned}$$

$$X_{TA8} = (C_x - B_{3x}) / q_9$$

$$Y_{TA8} = (C_y - B_{3y}) / q_9$$

$$B_{3x}^{OQG} = r_4 \cdot \cos(\text{Tr}_4) + (B_{1x}^{OQG})$$

$$B_{3y}^{OQG} = r_4 \cdot \sin(\text{Tr}_4) + (B_{1y}^{OQG})$$

$$B_{1x}^{OQG} = A_{7x}^{OQG} + (B_{1x}^{OQGm} - A_{7x}^{OQGm})$$

$$B_{1y}^{OQG} = B_{1y}^{OQGm}$$

$$\text{TA}_8 = \text{atan2}(Y_{TA8}, X_{TA8}) \quad (\text{D.11})$$

$$\begin{aligned}
aCG2x &= d^2/dt^2 [H_{1,4}] + d^2/dt^2 \{L1 \cdot \sin(T1) + L6 \cdot \sin(T1+T2)\} \\
aCG2y &= d^2/dt^2 [H_{2,4}] + d^2/dt^2 \{-L1 \cdot \cos(T1) - L6 \cdot \cos(T1+T2)\} \\
\alpha 1 &= d^2/dt^2 \{T1\} \text{ et } \alpha 2 = d^2/dt^2 \{T2\}
\end{aligned} \tag{D.12}$$

C/ Segment cuisse L1: Fig. D1d

$$\begin{aligned}
\mathbf{FHx} - FGx + FA7 \cdot \cos(TA7 + TEG) &= m1 \cdot aCG1x \\
\mathbf{FHy} - FGy + FA7 \cdot \sin(TA7 + TEG) - m1 \cdot g &= m1 \cdot aCG1y \\
-FHx \cdot L5 \cdot \cos(T1) - FHy \cdot L5 \cdot \sin(T1) - FGx \cdot (L1 - L5) \cdot \cos(T1) \\
- FGy \cdot (L1 - L5) \cdot \sin(T1) + FA7 \cdot \cos(TA7 + TEG) \cdot (L11 - L5) \cdot \cos(T1) \\
+ \mathbf{FA7} \cdot \sin(TA7 + TEG) \cdot (L11 - L5) \cdot \sin(T1) &= I1 \cdot \alpha 1
\end{aligned} \tag{D.13}$$

$$TA7 = \text{asin}(V7y - A7y)/A7V7 \tag{D.14}$$

$$\begin{aligned}
aCG1x &= d^2/dt^2 [H_{1,4}] + d^2/dt^2 \{L5 \cdot \sin(T1)\} \\
aCG1y &= d^2/dt^2 [H_{2,4}] + d^2/dt^2 \{-L5 \cdot \cos(T1)\}
\end{aligned} \tag{D.15}$$

D/ Segment B1B3: Fig. D2b

$$\begin{aligned}
-Fr4x + FA8 \cdot \cos(TEG + TA8r) - FA9 \cdot \cos(TEG + TA9) - FA8r5 \cdot \cos(TEG + TA8) &= mA9 \cdot aA9x \\
-Fr4y + FA8 \cdot \sin(TEG + TA8r) - FA9 \cdot \sin(TEG + TA9) \\
- FA8r5 \cdot \sin(TEG + TA8) - mA9 \cdot g &= mA9 \cdot aA9y \\
-Fr4x \cdot rA9 \cdot \sin(TEG + Tr4) + Fr4y \cdot rA9 \cdot \cos(TEG + Tr4) + FA8 \cdot \cos(TEG + TA8r) \cdot (rA9 \cdot \sin(TEG + Tr4) - rV8 \cdot \sin(TEG + Tr4)) - FA8 \cdot \sin(TEG + TA8r) \cdot (rA9 \cdot \cos(TEG + Tr4) - rV8 \cdot \cos(TEG + Tr4)) + FA8r5 \cdot \cos(TEG + TA8) \cdot (r4 \cdot \sin(TEG + Tr4) - rA9 \cdot \sin(TEG + Tr4)) - FA8r5 \cdot \sin(TEG + TA8) \cdot (r4 \cdot \cos(TEG + Tr4) - rA9 \cdot \cos(TEG + Tr4)) &= 0
\end{aligned} \tag{D.16}$$

$$\begin{aligned}
aA9x &= d^2/dt^2 \{A9x\} \\
aA9y &= d^2/dt^2 \{A9y\}
\end{aligned} \tag{D.17}$$

E/ Chariot mobile A7A8B1: Fig. D2a

$$\begin{aligned}
\mathbf{FA7a} \cdot \cos(TEG) - FA7p \cdot \sin(TEG) - FA7 \cdot \cos(TEG + TA7) - FA7p \cdot \sin(TEG + TA7) \\
- FA8 \cdot \cos(TEG + TA8r) + Fr4x &= mA8 \cdot aA7x \\
FA7a \cdot \sin(TEG) + \mathbf{FA7p} \cdot \cos(TEG) - FA7 \cdot \sin(TEG + TA7) + FA7p \cdot \cos(TEG + TA7) \\
- FA8 \cdot \sin(TEG + TA8r) + Fr4y - mA8 \cdot g &= mA8 \cdot aA7y \\
FA7a \cdot \cos(TEG) \cdot (A8y \cdot \cos(TEG) + A8x \cdot \sin(TEG)) \\
- FA7a \cdot \sin(TEG) \cdot (A8x \cdot \cos(TEG) - A8y \cdot \sin(TEG)) \\
- FA7p \cdot \cos(TEG) \cdot (A8x \cdot \cos(TEG) - A8y \cdot \sin(TEG)) \\
- FA7p \cdot \sin(TEG) \cdot (A8y \cdot \cos(TEG) + A8x \cdot \sin(TEG)) + FA7 \cdot \cos(TEG + TA7) \cdot ((A7y - A8y) \cdot \cos(TEG) + (A7x - A8x) \cdot \sin(TEG)) - FA7 \cdot \sin(TEG + TA7) \cdot ((A7x - A8x) \cdot \cos(TEG) - (A7y - A8y) \cdot \sin(TEG)) + FA8 \cdot \cos(TEG + TA8r) \cdot ((A8y - A8y) \cdot \cos(TEG) + (A8x - A8x) \cdot \sin(TEG)) - FA8 \cdot \sin(TEG + TA8r) \cdot ((A8x - A8x) \cdot \cos(TEG) - (A8y - A8y) \cdot \sin(TEG)) - FA7p \cdot \cos(TEG + TA7) \cdot (A8x \cdot \cos(TEG) - A8y \cdot \sin(TEG)) - FA7p \cdot \sin(TEG + TA7) \cdot (A8y \cdot \cos(TEG) + A8x \cdot \sin(TEG)) - Fr4x \cdot ((B1y - A8y) \cdot \cos(TEG) + (B1x - A8x) \cdot \sin(TEG)) + Fr4y \cdot ((B1x - A8x) \cdot \cos(TEG) + (B1y - A8y) \cdot \sin(TEG)) + \mathbf{MA7} &= 0
\end{aligned} \tag{D.18}$$

$$\begin{aligned}
aA7x &= d^2/dt^2 \{A7x\} = d^2/dt^2 \{q7\} \\
aA7y &= d^2/dt^2 \{A7y\} = 0
\end{aligned} \tag{D.19}$$

D.2 Simulation numérique de l'orthèse OP12

D.2.1 Données numériques

Les valeurs numériques des liaisons sont données dans le Tableau 7.4. Les valeurs relatives aux transmissions et aux moteurs se trouvent dans les tableaux ci-dessous:

Tableau D.1 Données de simulation de l'orthèse OP4

Paramètres	Symbole	Valeur num.	Unité
moteur hanche (q7)	EC45	Tableau 5.5	
moteur genou (q8)	EC60	Tableau 5.4	
moteur cheville (q9)	EC <i>powermax</i> 30	Tableau 2	
coefficient de frottement vis-écrou (ac/bz)	μ	0.15	-
rendement de la transmission (courroie)	η	0.9	-
vis q7: diamètre x pas	d, p	10 x 10	mm
vis q8: diamètre x pas	d, p	10 x 10	mm
vis q9: diamètre x pas	d, p	10 x 10	mm
rapport de transmission: i7, i8, i9	i	1.6, 1.5, 2.375	-

Tableau D.2 Caractéristiques du moteur EC-*powermax* 30

Paramètres	Symbole	EC <i>Powermax</i> 30	Unité
puissance		200	Watt
tension nominale		48	V
vitesse nominale		15800	tr/min
couple nominal		120	mNm
courant nominal		4.70	A
résistance aux bornes	R	0.386	Ω
constante de couple	k	27.6	mNm/A
constante de vitesse	k	346	(tr/min)/V
inertie rotor	I	33.3	gcm ²
dimension: diam.x long.	D x L	30 x 64	mm
masse	mA9	271	g

D.2.2 Caractéristiques mécaniques et électriques des actionneurs

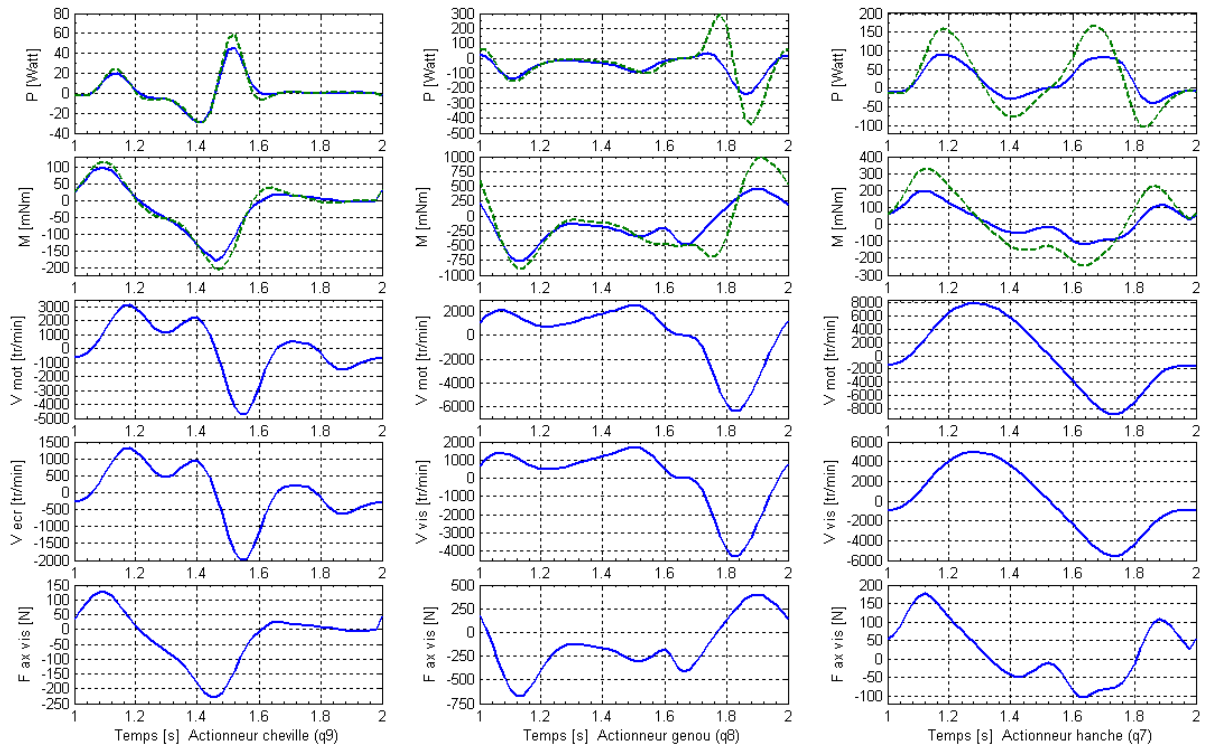


Figure D.3 Caractéristiques mécaniques: Courbe en tirets: avec inertie réduite

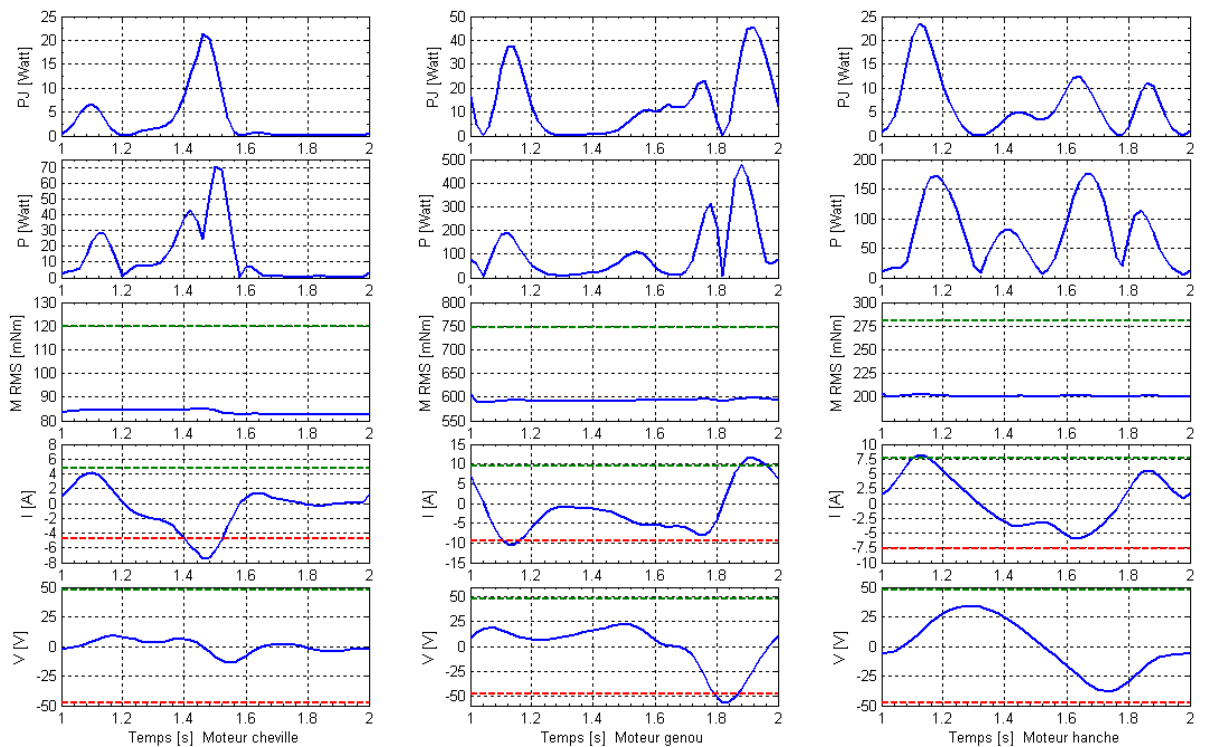


Figure D.4 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. P: puissance motrice + PJ. M RMS: moment RMS. I: courant. V: tension. Lignes en traits interrompus: valeurs limites en régime permanent.

D.3 Caractéristiques de l'orthèse sérielle OHGC

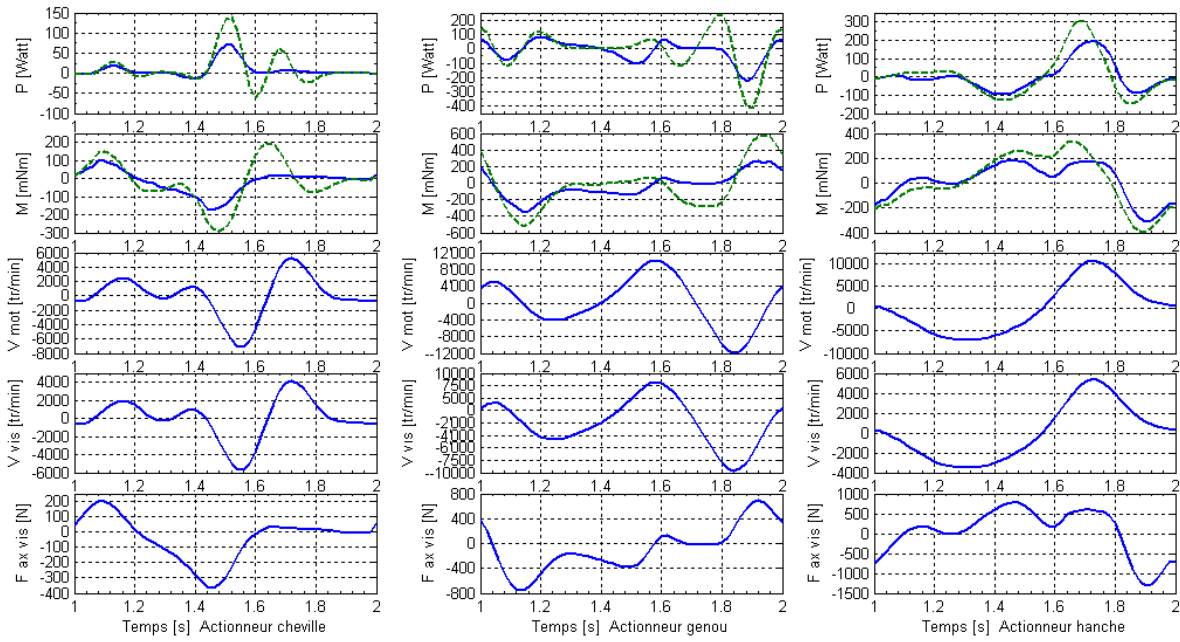


Figure D.5 Caractéristiques mécaniques: Courbe en tirets: avec inertie réduite

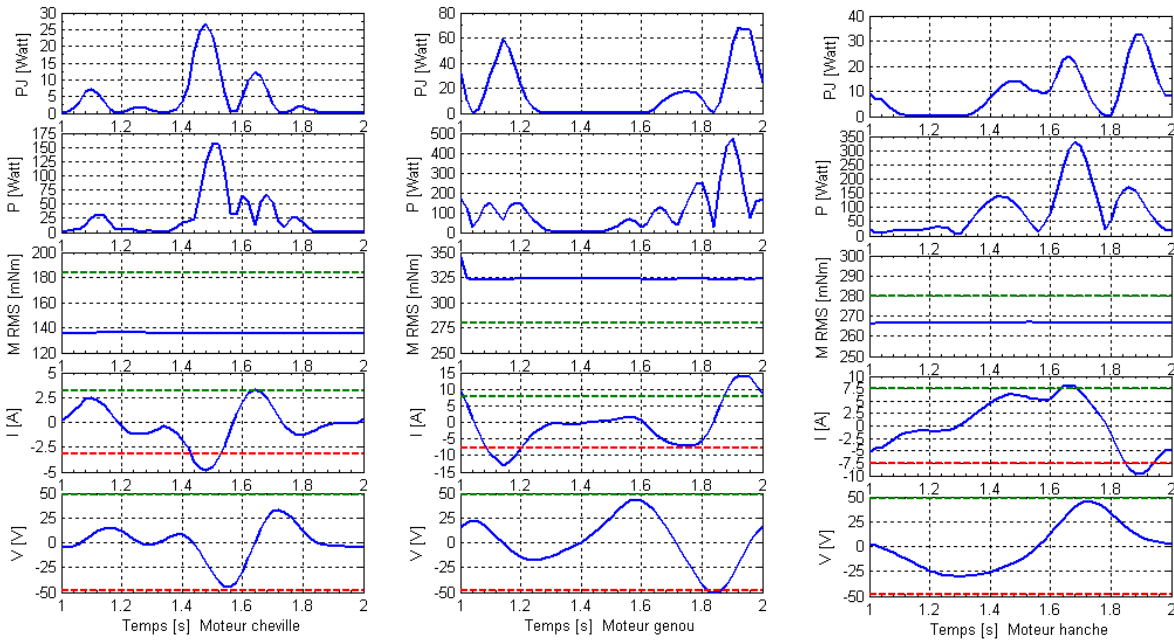


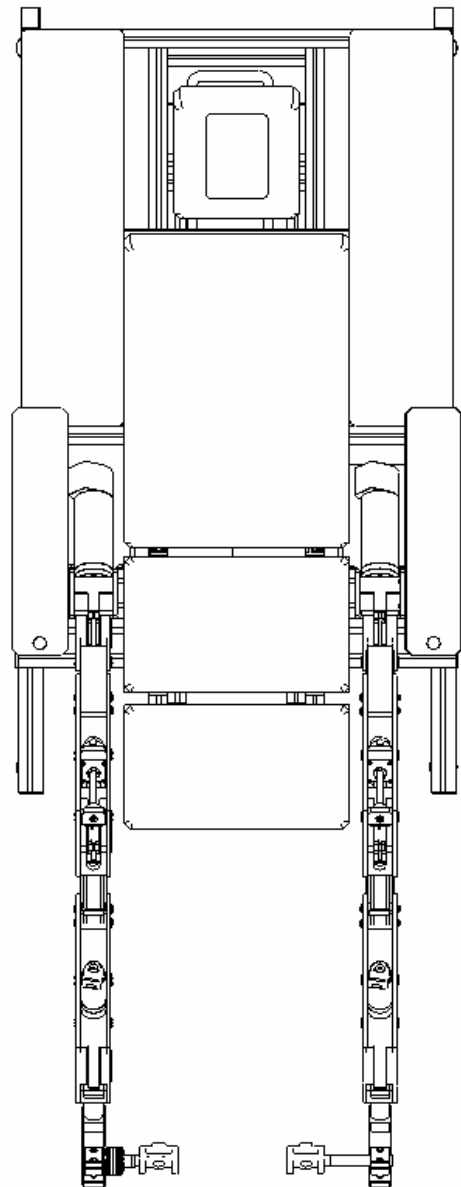
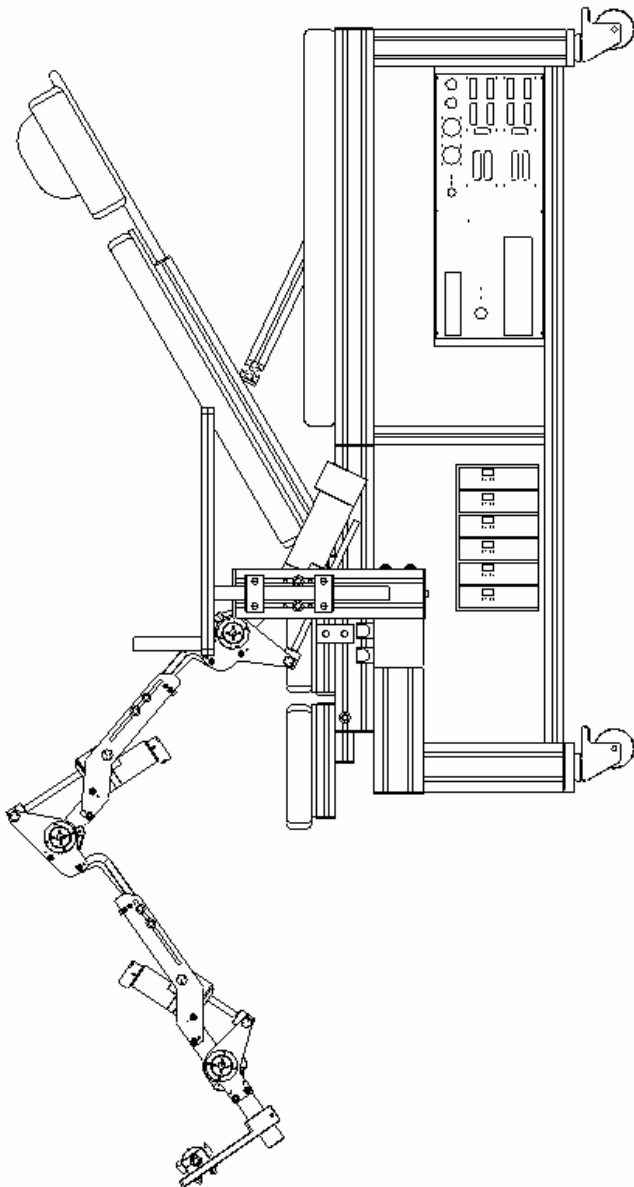
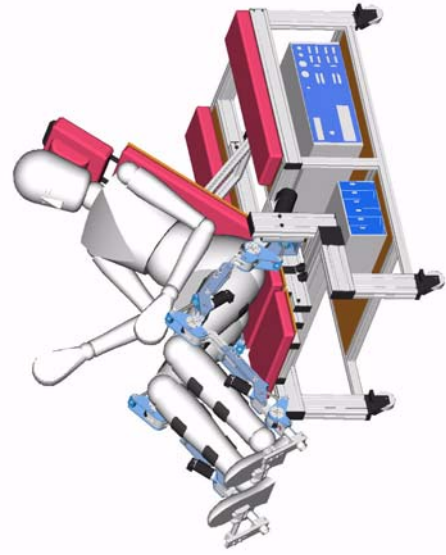
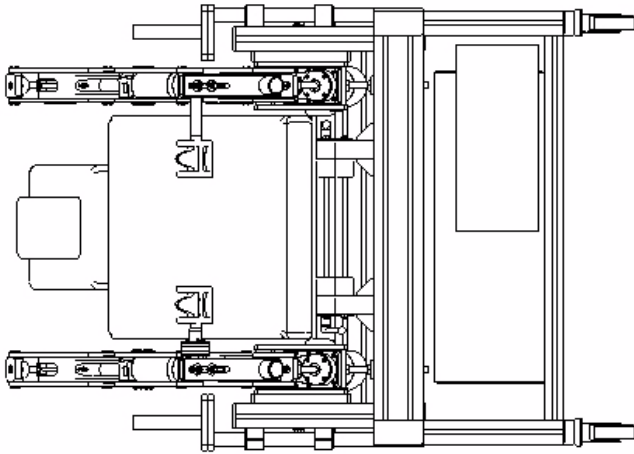
Figure D.6 Caractéristiques électriques: PJ: pertes Joule. P: puissance motrice + PJ. M RMS: moment RMS. I: courant. V: tension. Lignes en traits interrompus: valeurs limites en régime permanent.

Annexe E

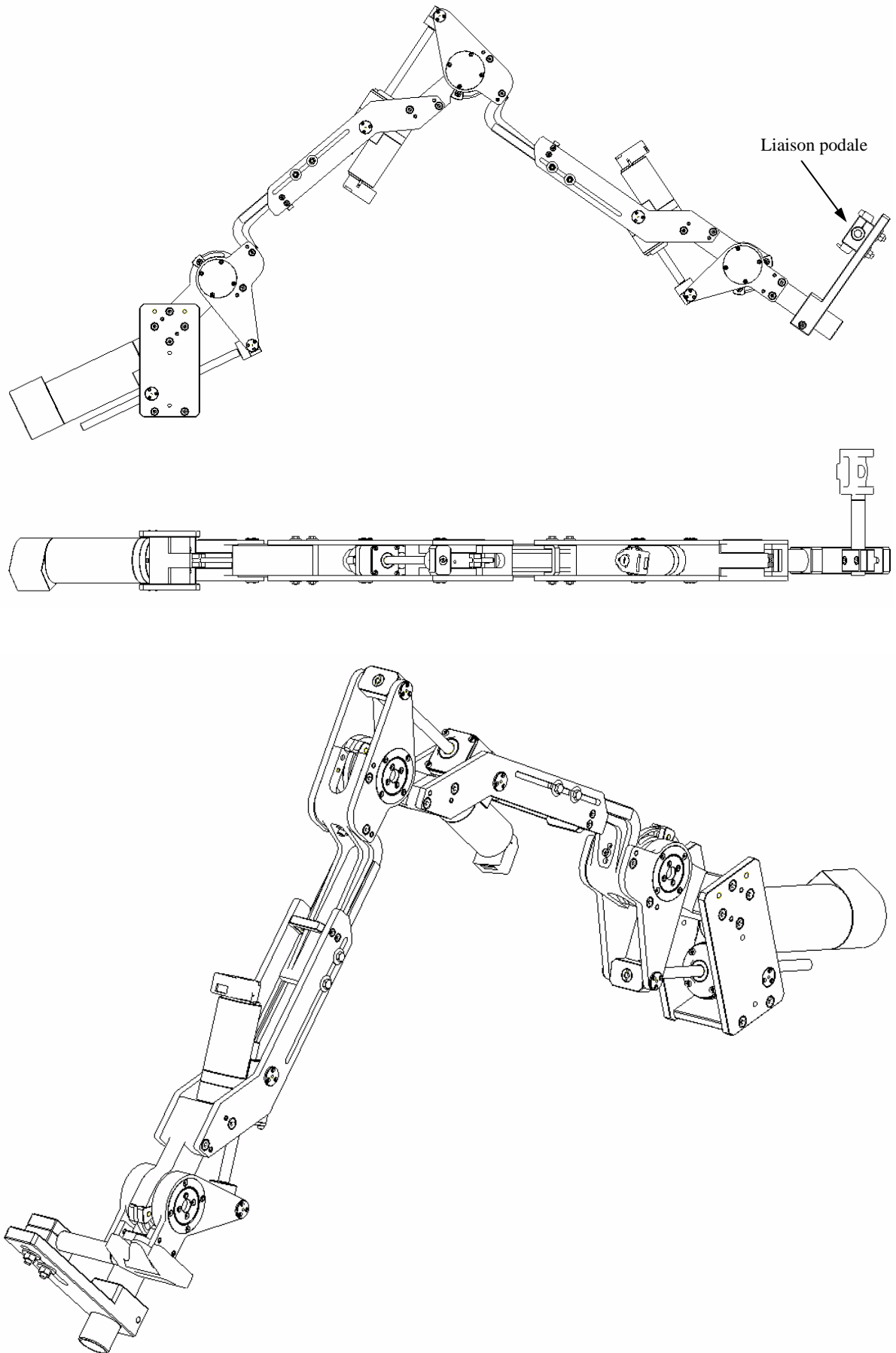
Dessins de construction

Cette annexe réuni quelques dessins d'ensemble qui ont servi à la construction des premiers prototypes MotionMakerTM et WalkTrainerTM intégrant les orthèses fonctionnelles de la jambe et du bassin développées dans le cadre de cette recherche.

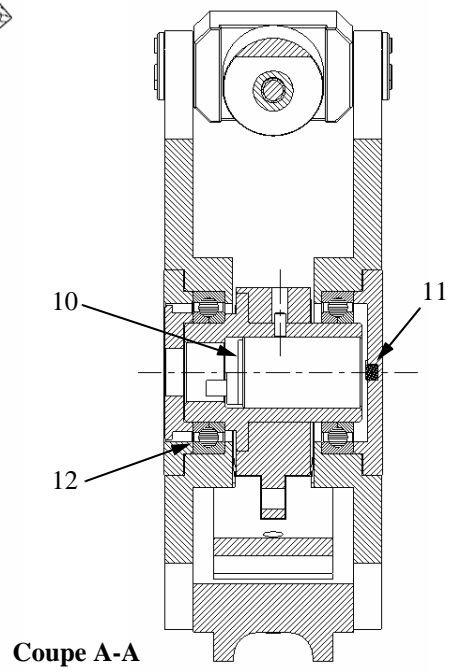
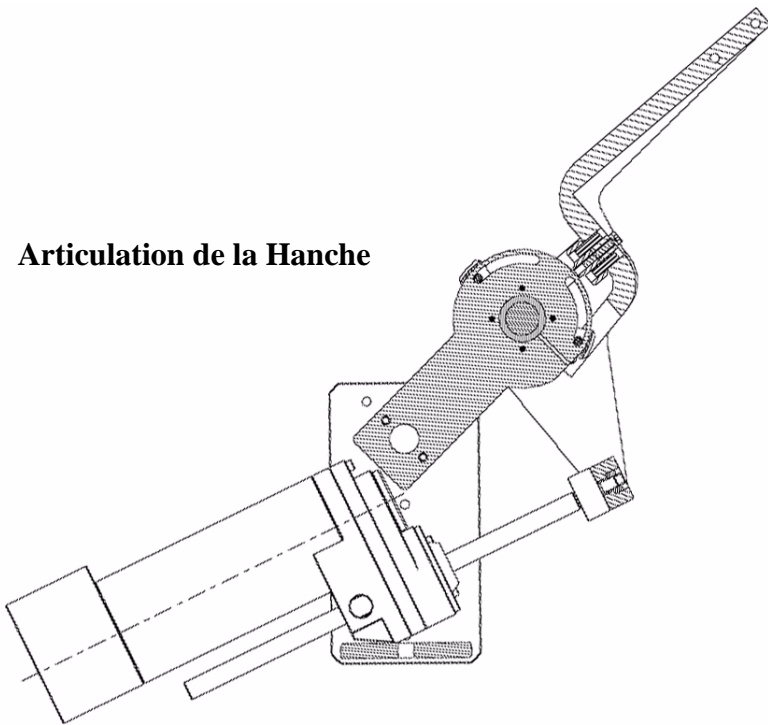
E.1 MotionMakerTM et Orthèse Sérielle HGC



Orthèse Hanche-Genou-Cheville

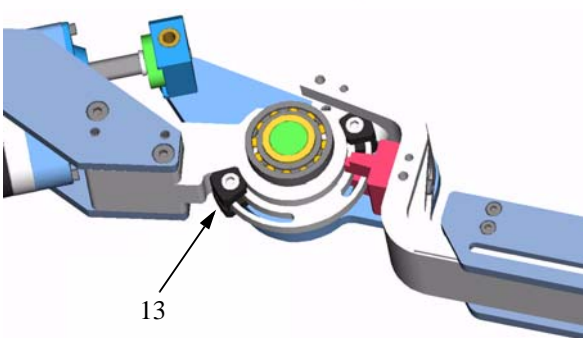
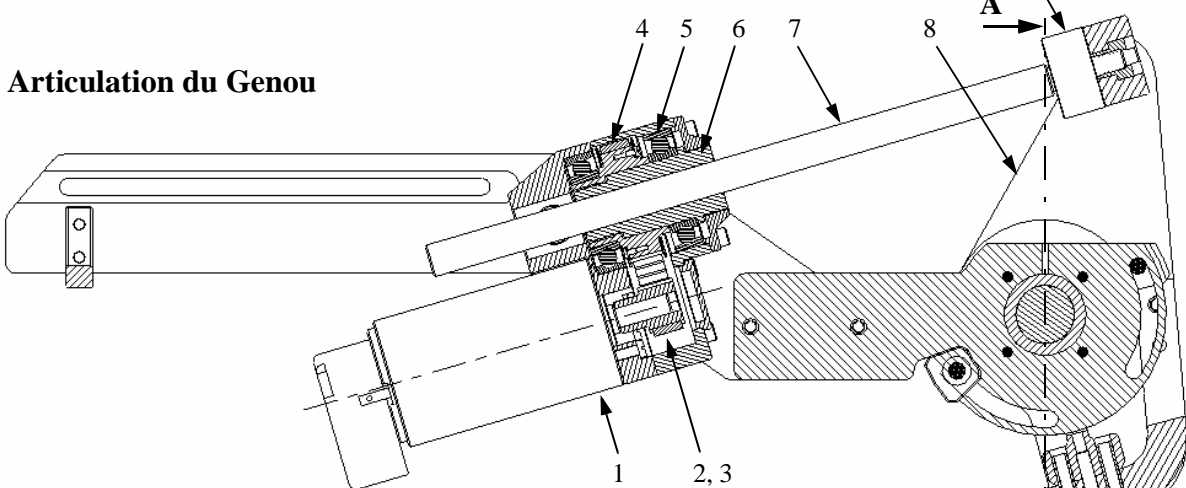


Articulation de la Hanche



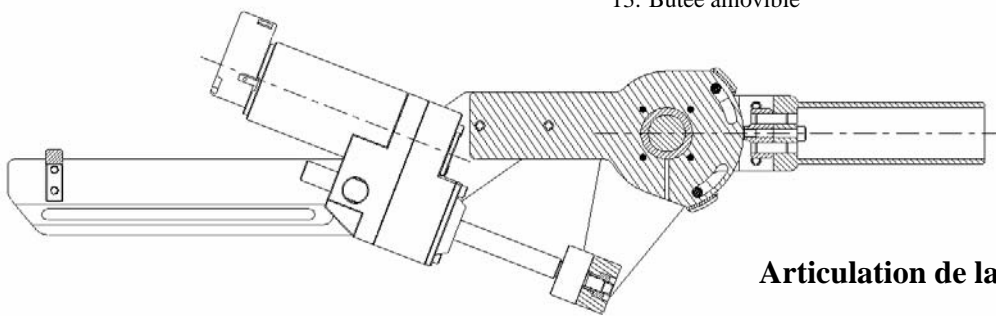
Coupe A-A

Articulation du Genou



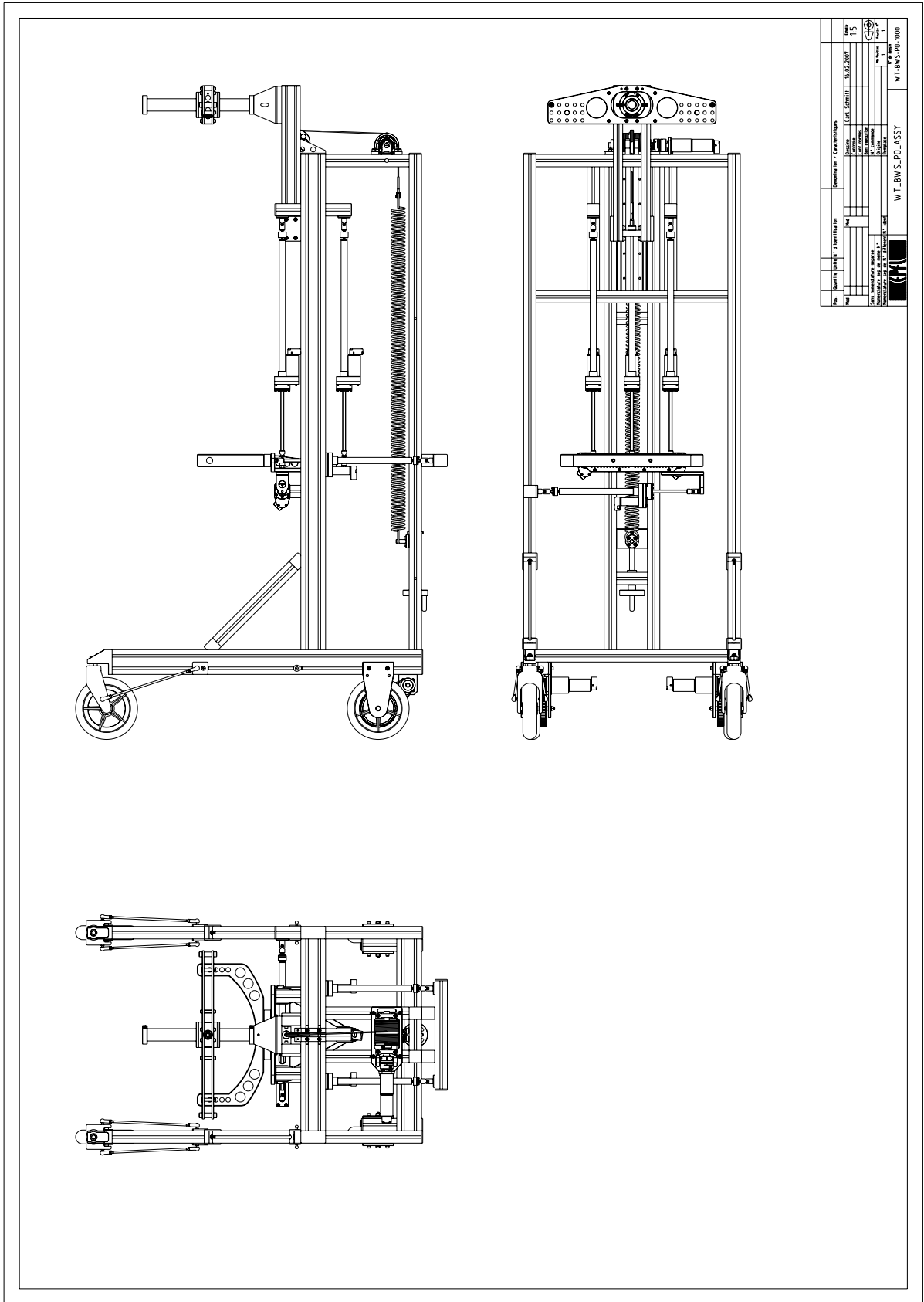
13

- 1. Moteur CC
- 2. Pignon
- 3. Courroie crantée
- 4. Roue
- 5. Roulement
- 6. Ecran à billes
- 7. Vis de mouvement (bielle)
- 8. Manivelle
- 9. Capteur de force
- 10. Capteur angulaire
- 11. Aimant permanent
- 12. Roulement
- 13. Butée amovible

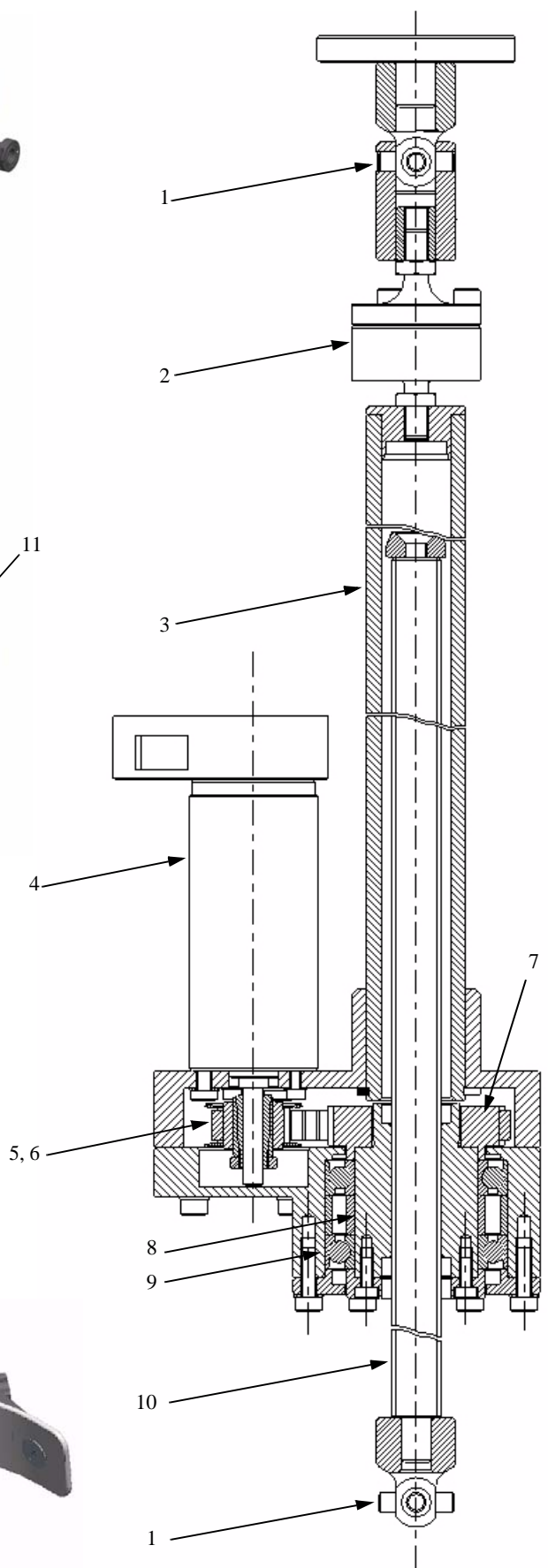
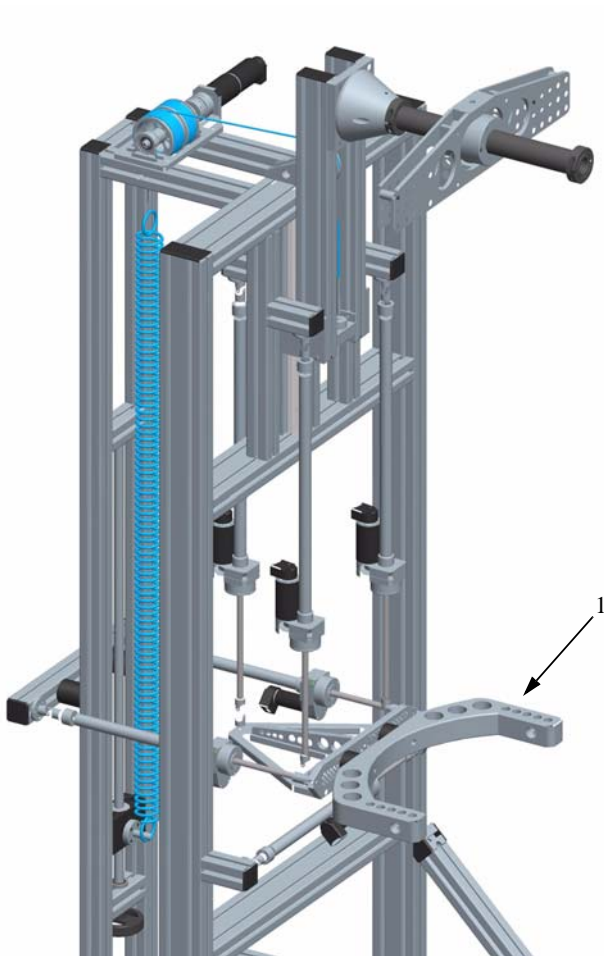


Articulation de la cheville

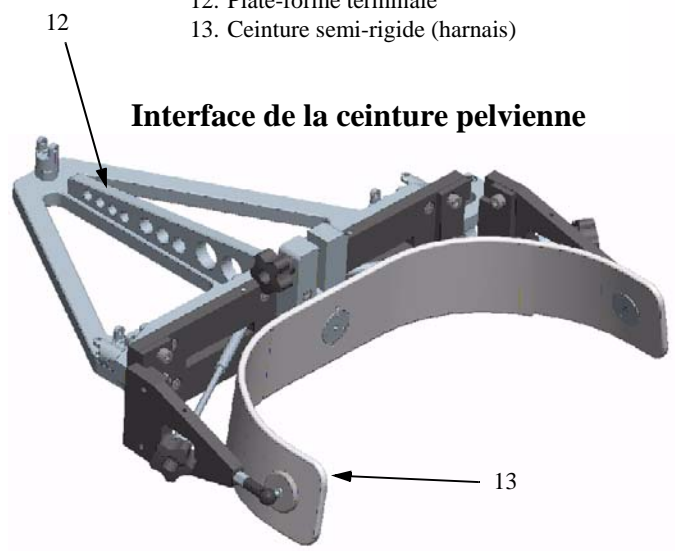
E.2 WalkTrainer™ et Orthèse du bassin



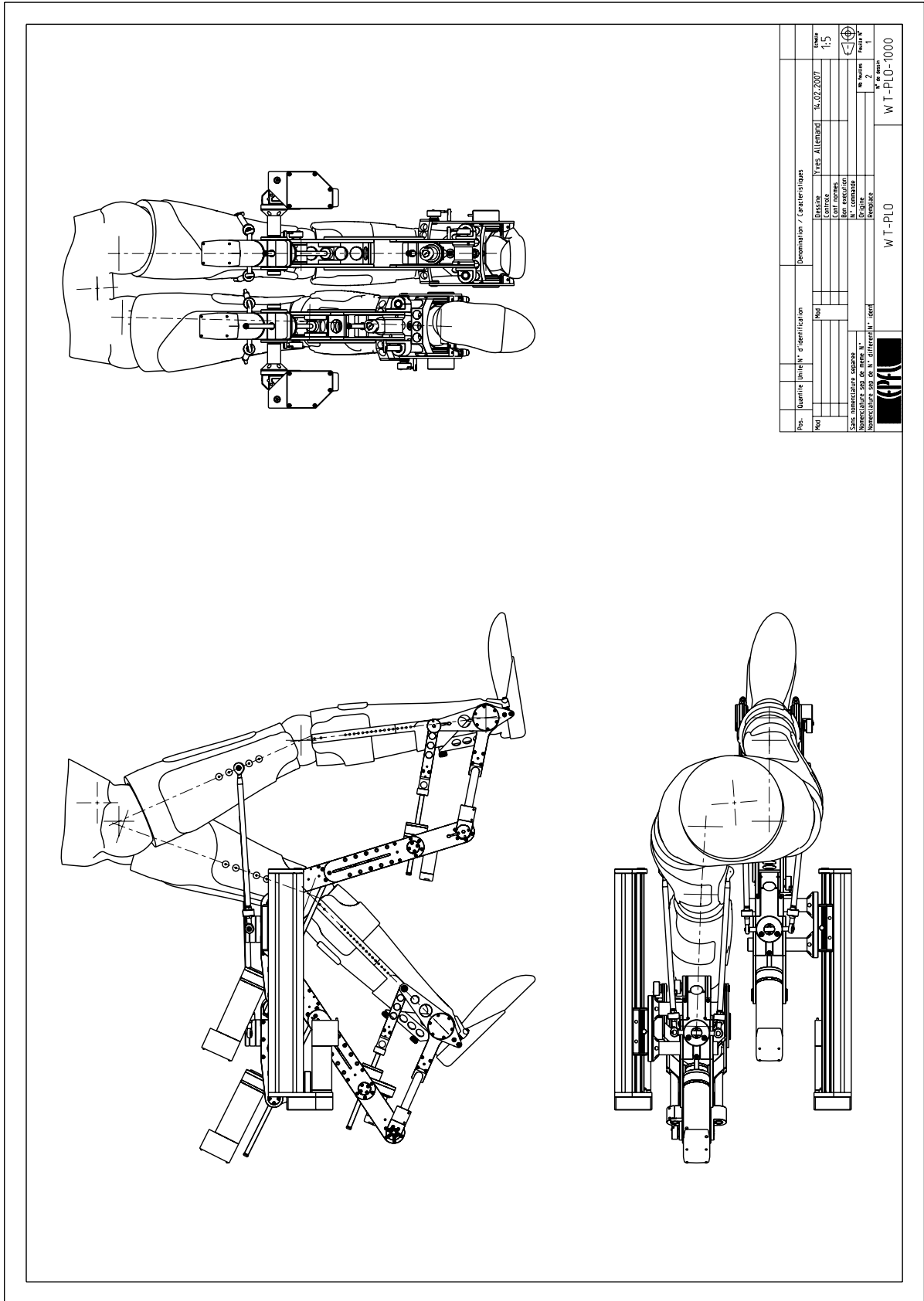
Projet	Quantité	Unité	Quantité	Unité	Quantité	Unité	Quantité	Unité	Quantité	Unité
WT_BWS_PD_ASSY										
WT_BWS_PD_ASSY										
W = BWS PD 5000										

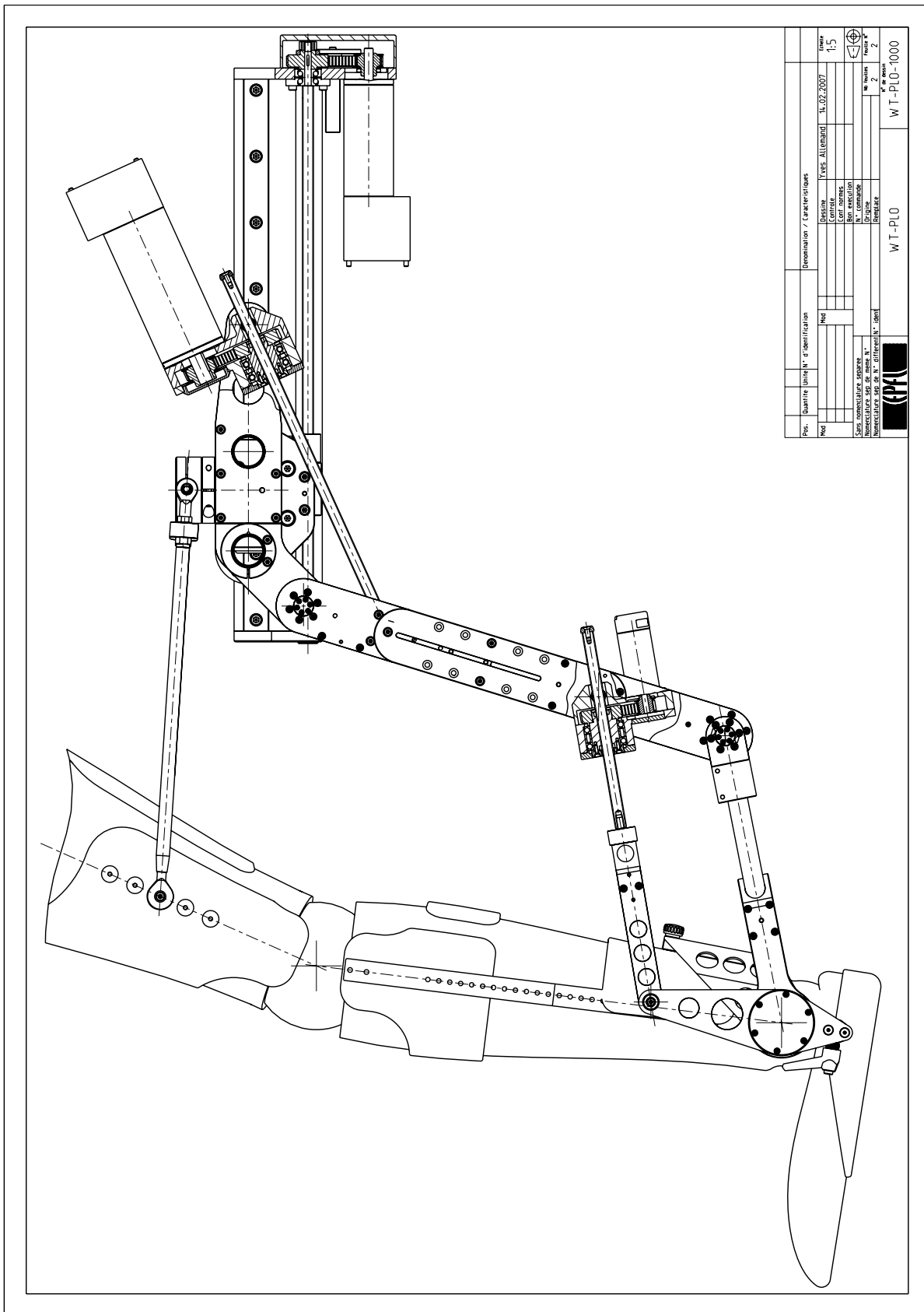


- 1. Cardan
- 2. Capteur de force
- 3. Tube
- 4. Moteur CC
- 5. Pignon
- 6. Courroie crantée
- 7. Roue
- 8. Ecrou à billes
- 9. Roulement
- 10. Vis de mouvement
- 11. Anneau d'interface pelvienne
- 12. Plate-forme terminale
- 13. Ceinture semi-rigide (harnais)



E.3 WalkTrainerTM: Orthèse de la jambe





Glossaire - Abréviations

actine Molécule protéique contractile présente dans tous les systèmes cellulaires doués de contractilité et notamment dans les fibres musculaires où elle forme un complexe avec la myosine: l'actomyosine.

acouphène Trouble de l'audition qui se manifeste par une sensation auditive anormale n'ayant pas son origine dans un son extérieur. L'acouphène est une sensation auditive anormale qui peut affecter une seule oreille ou les deux oreilles. Il existe deux types différents d'acouphènes. Le premier est l'acouphène objectif pouvant être perçu par autrui et qui correspond à une lésion anatomique identifiable, comme un souffle vasculaire, par exemple. Le second est l'acouphène subjectif, type d'acouphène qui représente la majorité des cas et qui est perçu exclusivement par le sujet lui-même. L'acouphène subjectif est attribuable généralement à une lésion de l'appareil auditif, quel qu'en soit le siège, soit l'oreille interne ou l'oreille moyenne. Le mot acouphène est un terme général qui englobe divers acouphènes : les bourdonnements, les tintements et les sifflements d'oreilles. Les sifflements d'oreilles sont des acouphènes continus de tonie aiguë. Ils sont caractérisés par une sensation de sifflement continu. Les tintements d'oreilles sont des acouphènes intermittents de tonie aiguë. Les bourdonnements d'oreilles sont, quant à eux, des acouphènes continus de tonie grave. Ils sont caractérisés par une sensation de bourdonnement continu.

afférent Se dit d'un nerf ou de l'une de ses parties qui transporte l'influx nerveux en direction du système nerveux central.

amyotrophie Diminution de volume d'un muscle, pouvant être d'origine nerveuse ou musculaire, ou due à une immobilisation prolongée ou à un traitement médicamenteux.

analgésie Absence de douleur lors d'une stimulation nociceptive (c'est-à-dire lors d'une stimulation entraînant normalement une douleur). L'analgésie est l'absence de douleur. Elle se distingue de l'anesthésie, qui a un sens plus large. Cette dernière correspond à la disparition totale ou partielle d'une sensibilité (à la douleur, au froid, au toucher, à la chaleur, etc.). L'analgésie n'est que la disparition de la douleur.

anesthésie Absence ou disparition de toute sensibilité.

ankylose Diminution importante ou suppression totale des mouvements d'une articulation normalement mobile, qu'elle soit spontanée ou provoquée chirurgicalement. Raideur ou immobilité anormale d'une articulation.

apoptose L'apoptose s'inscrit dans un processus actif d'autodestruction (suicide) cellulaire par la fragmentation des constituants de la cellule; les fragments ainsi obtenus étant ensuite éliminés par la phagocytose.

arachnoïde Méninge recouvrant le cerveau, la moelle épinière et le nerf optique, comprise entre la dure-mère et la pie-mère.

arthrose Affection articulaire chronique, dégénérative et non inflammatoire des articulations se caractérisant, anatomiquement, par l'altération destructive des cartilages et par des remaniements osseux causés par la production d'ostéophytes et de chondrophytes, et, cliniquement, par des douleurs, des déformations et des craquements.

atélectasie Affaïssement des alvéoles pulmonaires causé par une absence de ventilation consécutive à l'obstruction d'une bronche.

athétose Trouble neurologique entraînant une multiplication anormale des réflexes habituels et un certain type de mouvements involontaires. Syndrome caractérisé par l'existence de mouvements uni- ou bilatéraux involontaires, spontanés, lents, arythmiques, irréguliers, de faible amplitude prédominant aux extrémités, renforcés par les émotions, l'activité intellectuelle, les mouvements involontaires et accompagnés de troubles de tonus

atrophie Diminution du volume et de la capacité fonctionnelle d'un organe ou d'une cellule par défaut de nutrition par un trouble provoquant la dégénérescence ou par manque d'exercice. L'atrophie n'est pas seulement morphologique, mais elle intéresse aussi les fonctions de l'organe considéré. L'atrophie peut être physiologique ou pathologique.

axone Prolongement cytoplasmique unique du neurone, entouré ou non d'une gaine de myéline, qui assure la conduction de l'influx nerveux à partir du corps cellulaire.

bardycardie Ralentissement du rythme cardiaque.

clonus Alternance de raideur et de relâchement musculaire. Contraction rythmique d'un muscle survenant lors du maintien de son étirement, qu'on cherche à provoquer essentiellement au niveau du quadriceps (rotule) ou du triceps sural (pied) et qui témoigne, lorsqu'elle est inépuisable, d'une lésion pyramidale.

cyberthèse Néologisme à partir de cybernétique et orthèse.

décubitus dorsal Attitude du corps reposant à plat sur un plan horizontal : décubitus dorsal, ventral (procubitus) ou latéral.

dendrite Prolongement protoplasmique court et ramifié du neurone, à fonctionnement généralement centripète.

diplégie Paralysie bilatérale atteignant symétriquement des régions du corps plus ou moins étendues.

efférent Se dit d'un nerf ou de l'une de ses parties qui transporte l'influx nerveux depuis le système nerveux central jusqu'aux muscles, ou de cet influx ainsi transporté.

embolie Obstruction d'un vaisseau sanguin par un caillot de sang migrateur ou par toute autre particule (fragment de néoplasme). Obstruction soudaine d'un vaisseau sanguin par un corps insolite tel qu'un caillot de sang ou une bulle de gaz. Oblitération brusque d'un vaisseau, habituellement artériel, par un embolie.

Migration de fragments d'un thrombus mural (embolus) qui vont occlure un vaisseau de plus petit calibre situé en aval et produire une ischémie souvent transitoire. La majorité des embolies sont d'origine vasculaire extracrânienne.

épilepsie Ensemble de symptômes caractérisés par des crises répétitives qui sont l'expression clinique d'une décharge électrique anormale, soudaine, excessive et transitoire dans le système nerveux central. L'épilepsie peut être symptomatique d'une lésion acquise, aiguë ou chronique, ou d'une perturbation idiopathique avec ou sans prédisposition familiale. Il existe autant d'expressions cliniques que de fonctions cérébrales, mais les plus fréquentes sont la perte de connaissance et la convulsion.

ergonomie Discipline scientifique qui vise la compréhension des interactions entre les êtres humains et le travail, et qui trouve son application dans la conception, l'évaluation et la modification des machines et des postes de travail avec pour objectif de les adapter aux caractéristiques physiologiques et psychologiques, aux capacités et aux besoins des travailleurs.

ergothérapie Méthode thérapeutique qui vise à rééduquer, par l'activité physique ou le travail manuel, les personnes ayant des incapacités physiques ou mentales qui entravent leurs activités quotidiennes, afin qu'elles puissent retrouver leur autonomie et réintégrer leur milieu ou y être maintenues.

escarre Nécrose de la peau et des tissus sous-jacents, formant une croûte noire puis un ulcère, survenant surtout chez les personnes alitées.

étiologie Étude des causes des maladies.

exosquelette Partie d'un télémanipulateur maître-esclave ayant la forme d'un appareil qui s'adapte au corps d'un opérateur humain ou à l'un de ses membres, et dont les capteurs transmettent à une machine les données relatives aux mouvements qu'exécute l'opérateur humain, afin que celle-ci les reproduise à son tour.

ganglion Masse de tissu lymphoïde recouverte d'une enveloppe fibreuse, apparaissant comme un renflement d'un vaisseau lymphatique, à travers laquelle la lymphe, avant d'atteindre la circulation sanguine systémique, circule pour y être débarrassée, par les lymphocytes et les macrophages, des déchets et des agents infectieux qu'elle contient.

hématome Collection sanguine enkystée.

hypertonie Exagération du tonus musculaire entraînant un état de contracture, en rapport avec une cause locale ou avec une cause neurologique. Augmentation pathologique du tonus musculaire.

hypotension Diminution anormale de la pression que le sang exerce sur les parois des artères.

hypotension orthostatique Net défaut de stabilité de la pression artérielle lors du passage de la position couchée à la position debout.

hypothalamus Région du cerveau constituant la partie antérieure et inférieure du diencephale, et contrôlant le système nerveux végétatif et une partie du système hormonal.

iatrogène Se dit d'un trouble qui est provoqué par les actes des médecins ou par le traitement médical appliqué.

incidence Nombre de nouveaux cas d'une maladie, ou de personnes qui sont tombées malades, pendant une période donnée et dans une population déterminée.

ischémie Arrêt ou diminution de l'apport sanguin artériel dans un tissu ou un organe.

leg presse Mouvement des jambes similaire aux mouvements d'aviron, mais avec le bassin fixe.

mécatronique Intégration de produits qui sont issus de la mécanique, de l'électronique et de l'informatique, au sein d'un système, dans le but de réaliser une fonction précise.

myéline Substance constituée de lipides et de protéines qui forme une gaine entourant certaines fibres nerveuses.

myofibrille Mince filament contractile que l'on trouve dans le cytoplasme des fibres musculaires, disposé parallèlement au grand axe de la cellule, dont le nombre et la morphologie varient selon le type de la fibre.

myopathie Affection touchant le système musculaire.

myosine Protéine appartenant au groupe des globulines et présente dans le tissu musculaire. La myosine est douée d'une activité ATPasique située dans le fragment initial de la molécule; elle possède également la faculté de fixer l'actine pour former l'actomyosine.

nécrose Processus de dégénérescence aboutissant à la mortification d'une cellule ou d'un tissu. Mortification cellulaire ou tissulaire.

neurone Cellule hautement différenciée, constituant l'élément fondamental du tissu nerveux, qui a pour fonctions de recevoir, de conduire, de transmettre et d'intégrer les influx nerveux.

oedème Infiltration séreuse excessive, indolore et sans rougeur des tissus conjonctifs sous-cutanés et sous-muqueux, dont l'étiologie peut être traumatique, chirurgicale, infectieuse ou métabolique et qui répond positivement au signe du godet.

orthèse Aide technique destinée à suppléer ou à corriger une fonction déficiente, à compenser les limitations ou même à accroître le rendement physiologique d'un organe ou d'un membre qui a perdu sa fonction, qui ne s'est jamais pleinement développé ou est atteint d'anomalies congénitales. Les termes appareil orthopédique et appareil d'orthopédie sont anciens; ils ont rapidement été remplacés par le terme orthèse, qui est très vite passé dans le langage courant.

orthèse fonctionnelle Orthèse équipée de systèmes actifs (des moteurs) et de capteurs permettant une assistance de mouvements locomoteurs.

orthèse hybride Orthèse fonctionnelle utilisée avec la stimulation électrique fonctionnelle.

orthopédie Partie de la médecine et de la chirurgie qui a pour objet l'étude et le traitement des maladies, des accidents et des déformations de l'appareil locomoteur.

ostéome Nodule d'ossification dans un tissu mou (masse moléculaire, parenchyme glandulaire) correspondant le plus souvent à la métaplasie osseuse d'une fibrose cicatricielle.

paraplégie Paralysie des deux membres inférieurs à la suite d'une lésion médullaire.

phlébite Inflammation d'une veine.

plaque motrice Jonction neuromusculaire permettant la transmission de l'influx nerveux à la cellule musculaire striée squelettique.

pneumonie Pneumopathie aiguë ou chronique qui se manifeste, sous la forme de foyer unique ou de foyers multiples, par de l'inflammation, de la congestion, de l'exudation ou de l'irritation, et dont les causes peuvent être de natures différentes ou combinées. La classification des différentes pneumonies repose sur un ensemble de critères reconnus par le corps médical. Ces critères sont les causes (agents pathogènes), la localisation (topographie) des lésions, la nature des exudations et la description clinique. En effet, les pneumonies sont classées d'après leurs causes, ce qui permet de distinguer les pneumonies métastatiques, infectieuses, traumatiques et parasitaires. Les lésions permettent de distinguer les pneumonies lobaires, lobulaires et interstitielles. L'exsudation permet de reconnaître les pneumonies fibrineuses, catarrhales, hémorragiques, purulentes et gangreneuses. Du point de vue clinique enfin, on décrit les pneumonies franches ou sporadiques et les pneumonies contagieuses.

poïkilotherme Se dit d'un animal dont la température corporelle interne varie en fonction d'influences extérieures, notamment la température ambiante. L'appellation à sang froid, bien que familière, n'est pas suffisamment précise pour décrire cette notion. En effet, la température des animaux n'est pas toujours basse puisqu'elle varie selon les conditions extérieures. Par exemple, la température corporelle d'un lézard augmente considérablement lorsqu'il s'expose au soleil.

poulaine Trajectoire de la cheville autour de la hanche. C'est le trajet suivi par le pied tout au long de la foulée. Cette dernière est aussi appelée cyclographe. La poulaine est aussi une forme de chaussure du moyen-âge.

prévalence Nombre de personnes malades, de cas d'une maladie ou d'un événement tel qu'un accident, un suicide, un meurtre, recensé dans une population déterminée, sans distinction entre les cas nouveaux et les cas anciens.

propriocepteur Terminaisons nerveuses sensibles recueillant les sensations venues de l'intérieur du corps, essentiellement situées dans les muscles, les tendons, les capsules articulaires, le labyrinthe.

prothèse Aide technique destinée à remplacer tout, ou en partie, un organe ou un membre et à lui restituer sa fonction ou son aspect original.

sarcomère Unité de contraction des fibres musculaires striées correspondant à un segment de myofibrille compris entre deux stries Z.

sphincter Manchon de fibres musculaires en anneau dont la contraction ferme un orifice naturel. Muscle circulaire entourant un orifice dont il assure l'occlusion ou l'ouverture.

synapse Zone de contact entre deux neurones, ou entre un neurone et une cellule effectrice (glandulaire ou musculaire) ou une cellule sensorielle, par laquelle s'effectue la transmission électrique ou chimique de l'influx nerveux.

thrombose Formation d'un caillot (thrombus) dans l'appareil circulatoire. Du grec thrombos: caillot.

tonus musculaire Légère tension affectant les muscles striés au repos qui leur donne une consistance caractéristique, et qui disparaît par section du nerf moteur ou des racines médullaires postérieures correspondantes.

vasoconstriction Diminution du diamètre d'un vaisseau sanguin par contraction de ses fibres musculaires.

vasodilatation Augmentation du diamètre d'un vaisseau sanguin.

Abréviation

AFO	Ankle Foot Orthosis
ASIA	American Spinal Injury Association
AVC	Accident Vasculaire Cérébral
BWS	Body Weight Support
CC	Courant Continu
CdC	Cahier des Charges
CdM	Centre de Masse
CLEMS	Closed Loop Electrical Muscle Stimulation
CRR	Clinique Romande de Réhabilitation
DDL	Degré De Liberté
EMG	Electromyographie
FRS	Force de Réaction du Sol
FSC	Fondation Suisse pour les Cyberthèses
HGC	Hanche Genou Cheville

Abréviation

HKAFO	Hip Knee Ankle Foot Orthosis
IFESS	International Functional Electrical Stimulation Society
IMC	Infirme Moteur Cérébral
KAFO	Knee Ankle Foot Orthosis
LP	Leg Presse
LSRO	Laboratoire de Systèmes Robotiques
MDI	Modèle Dynamique Inverse
MGD	Modèle Géométrique Direct
MGI	Modèle Géométrique Inverse
OF	Orthèse Fonctionnelle
OHGC	Orthèse Hanche Genou Cheville
OHL	Orthèse Hexaglide Lambda
OP	Orthèse Parallèle
OPL	Orthèse Parallèle Lambda
PA	Potentiel d'Action
PDR	Poursuite De Rigidité
Ped	Pédalage
RCM	Remote Center of Motion
RGO	Reciprocating Gait Orthosis
RMS	Root Mean Square
SEF	Stimulation Electrique Fonctionnelle
TCC	Traumatisme Cranien Cérébral
TR	Tapis Roulant
WT	Walk Trainer

Bibliographie

- Abe, K.** (2006). *Comparison of static balance, walking velocity, and energy consumption with knee-ankle-foot orthosis, walkabout orthosis, and reciprocating gait orthosis in thoracic-level paraplegic patients.* In "Journal of Prosthetics and Orthotics", 18 (3), p.87-91.
- Agrawal, A., S. K. Banala, et al.** (2005). *Design of a two degree-of-freedom ankle-foot orthosis for robotic rehabilitation.* Proceedings "9th International Conference on Rehabilitation Robotics". p.41-44.
- Alexander McN., R.** (1989). *Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates.* In "Physiological Reviews", 69 (4), p.1199-1227.
- Allard, P. and J.-P. Bianchi** (2000). *Analyse du Mouvement Humain par la Biomécanique.* Décarie/Vigot, 400 p.
- Allard, P., I. A. F. Stokes, et al.** (1995). *Three-Dimensional Analysis of Human Movement.* Champaign, IL, USA: Human Kinetics, 371 p.
- Alton, F., L. Baldey, et al.** (1998). *A kinematic comparison of overground and treadmill walking.* In "Clinical Biomechanics", 13 (6), p.434-440.
- Aminian, K. and B. Najafi** (2004). *Capturing human motion using body-fixed sensors: outdoor measurement and clinical applications.* In "Computer Animation and Virtual Worlds", 15 (2), p.79-94.
- Aminian, K., B. Najafi, et al.** (2002). *Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes.* In "Journal of Biomechanics", 35 (5), p.689-699.
- AMTI Multiaxis force platforms.** Online: www.amti.biz. Access: 2007.
- Amundson, K., J. Raade, et al.** (2006). *Development of hybrid hydraulic-electric power units for field and service robots.* In "Advanced Robotics", 20 (9), p.1015-1034.
- Aoyagi, D., W. E. Ichinose, et al.** (2005). *An assistive robotic device that can synchronize to the pelvic motion during human gait training.* Proceedings "9th International Conference on Rehabilitation Robotics". Chicago, IL: IEEE, p.565-568.
- Aoyagi, D., W. E. Ichinose, et al.** (2004). *Human step rehabilitation using a robot attached to the pelvis.* Proceedings "American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems and Control Division (Publication) DSC". p.443-449.
- Artigue, F.** (1989). *Isoelastic behavior of parallel robots.* In "Robotica", 7 p.323-325.
- Artigue, F.** (1984). *Analyse cinématique de systèmes de repositionnement et de mesures tridimensionnelles pour l'assemblage automatique.* Thèse de doctorat. Paris VI: Université Pierre et Marie Curie.
- Artobolewski, I.** (1977). *Théorie des mécanismes et des machines.* Moscou: Edition MIR, 651 p.
- ATI Industrial Automation. Robotic End Effectors and Automation Tooling.** Online: www.ati-ia.com. Access: 2007.
- Bacher, J.-P.** (2003). *Conception de robots de très haute précision à articulations flexibles: interaction dynamique-commande.* Thèse de doctorat N°2907. Lausanne: Institut de production et robotique, section microtechnique, EPFL.
- Baker, R.** (2001). *Pelvic angles: A mathematically rigorous definition which is consistent with a conventional clinical understanding of the terms.* In "Gait and Posture", 13 (1), p.1-6.
- Baker, R., L. Finney, et al.** (1999). *A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data.* In "Human Movement Science", 18 (5), p.655-667.
- Barbeau, H., J. Fung, et al.** (2002). *A review of the adaptability and recovery of locomotion after spinal cord injury.* In "Progress in Brain Research", 137 p.9-25.
- Barbeau, H., M. Ladouceur, et al.** (1999). *Walking after spinal cord injury: Evaluation, treatment, and functional recovery.* In "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation", 80 (2), p.225-235.
- Barbeau, H., K. Norman, et al.** (1998). *Does neurorehabilitation play a role in the recovery of walking in neurological populations?* In "Annals of the New York Academy of Sciences", 860 p.377-392.
- Barucq, J.** (2006). *Les traumatisés crâniens: une population méconnue.* La lettre de l'IRME N°24. Online: www.irme.org. Access: 2007.
- Baumann, R., W. Maeder, et al.** (1997). *PantoScope: A spherical remote-center-of-motion parallel manipulator for force reflection.* Proceedings "International Conference on Robotics and Automation". Albuquerque, NM, USA: IEEE, p.718-723.

- BAUMER** *Manufacturers of precision sensors for factory automation applications. Magnetic rotary sensors for textile machinery gear boxes.* Online: www.baumerelectric.com. Access: 2007.
- Beckerman, H., J. Becher, et al.** (1996). *Walking ability of stroke patients: Efficacy of tibial nerve blocking and a polypropylene ankle-foot orthosis.* In "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation", 77 (11), p.1144-1151.
- Behrman, A. L. and S. J. Harkema** (2000). *Locomotor training after human spinal cord injury: A series of case studies.* In "Physical Therapy", 80 (7), p.688-700.
- Belforte, G., L. Gastaldi, et al.** (2001). *Pneumatic active gait orthosis.* In "Mechatronics", 11 (3), p.301-323.
- Bell, A. L., D. R. Pedersen, et al.** (1990). *A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods.* In "Journal of Biomechanics", 23 (6), p.617-621.
- Bell, A., R. Brand, et al.** (1989). *Prediction of hip joint centre location from external landmarks.* In "Human Movement Science", (8), p.3-16.
- Benedetti, A., N. Rosi, et al.** (1998). *Postural rehabilitation in paraplegic patients using the reciprocating gait orthosis.* In "Europa Medicophysica", 34 (4), p.183-188.
- Bharadwaj, K., T. G. Sugar, et al.** (2005). *Design of a robotic gait trainer using spring over muscle actuators for ankle stroke rehabilitation.* In "Journal of Biomechanical Engineering", 127 (6), p.1009-1013.
- Bharadwaj, K., K. W. Hollander, et al.** (2004). *Spring over muscle (SOM) actuator for rehabilitation devices.* Proceedings "26th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society." p.2726-2729.
- Bjorklund, A.** (1994). *Long distance axonal growth in the adult central nervous system.* In "Journal of Neurology, Supplement", 241 (1), p.33-35.
- Blaya, J. A. and H. Herr** (2004). *Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait.* In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 12 (1), p.24-31.
- Bobbert, M. F. and J. Harlaar** (1993). *Evaluation of moment-angle curves in isokinetic knee extension.* In "Medicine and Science in Sports and Exercise", 25 (2), p.251-259.
- Bouisset, S. and B. Maton** (1995). *Muscles, posture et mouvements. Bases et applications de la méthode électromyographique.* Paris: Hermann, éditeurs des sciences et des arts, 735 p.
- Breguet, J. M., E. Pernet, et al.** (1996). *Stick and slip actuators and parallel architectures dedicated to microrobotics.* Proceedings "Microrobotics". Boston: SPIE, p.13-24.
- Brodal, P.** (2004). *The Central Nervous System, Structure and Function.* New York: Oxford Univ. Press, 515 p.
- Brodard, R.** (2006). *L'essentiel en condensé.* Villeneuve: Fondation Suisse pour les Cyberthèses, 9 p.
- Brodard, R.** (2001). *Motionmaker, concept d'entraînement de musculation et de mobilisation des membres inférieur, puis d'entraînement à la marche pour paraplégique.* Villeneuve: Fondation Suisse pour les Cyberthèses, 27 p.
- Brodard, R.** (1999.1). *Fondation Suisse pour les Cyberthèses.* Villeneuve: Fondation Suisse pour les Cyberthèses, 13 p.
- Brodard, R.** (1999.2). *Le Walkmaker, orthèse hybride de marche pour paraplégique.* Villeneuve: Fondation Suisse pour les Cyberthèses, 18 p.
- Brown, D. A., S. A. Kautz, et al.** (1996). *Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations.* In "Journal of Biomechanics", 29 p.1349-1356.
- Brugerolle, B.** (2002). *Les accidents vasculaires cérébraux.* In "Déficiences motrices et situations de handicap", éd. APF, online: www.moteurline.apf.asso.fr
- Buckett, J. R., P. H. Peckham, et al.** (1988). *A flexible, portable system for neuromuscular stimulation in the paralyzed upper extremity.* In "IEEE Transactions on Biomedical Engineering", 35 (11), p.897-904.
- Buckon, C. E., S. S. Thomas, et al.** (2004). *Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic diplegia.* In "Developmental Medicine and Child Neurology", 46 (9), p.590-598.
- Burke, E. R.** (2002). *Serious cycling.* USA: Human Kinetics, 289 p.
- Burrige, J., P. Taylor, et al.** (1997). *Experience of clinical use of the Odstock dropped foot stimulator.* In "Artificial Organs", 21 (3), p.254-260.
- Bush, T. R. and P. E. Gutowski** (2003). *An approach for hip joint center calculation for use in seated postures.* In "Journal of Biomechanics", 36 (11), p.1739-1743.
- Camomilla, V., A. Cereatti, et al.** (2006). *An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method.* In "Journal of Biomechanics", 39 (6), p.1096-1106.

- Cappozzo, A.** (1991). *The Mechanics of Human Walking*. In "Adaptability of Human Gait", A.E. Patla (Editor). Elsevier Science Publisher. p.167-186.
- CGA Clinical Gait Analysis. Normative Gait Data Base, Dr R. Baker, MusgraveParkHospital, Belfast, N. Ireland.** Online: <http://guardian.curtin.edu.au/cga> or www.univie.ac.at/cga. Access: 2006.
- Chakhchouk, Y.** (2005). *Sûreté de fonctionnement d'un cyberthèse pour paraplégiques*. Rapport de stage en vue de l'obtention du diplôme Master Recherche, M2R Automatique et traitement du signal, Université Paris XI-LSS-Supélec. Lausanne: Institut de Production et Robotique, Laboratoire de Systèmes Robotiques, EPFL.
- Chantraine, A.** (1990). *Rééducation neurologique*. Paris: MEDSI/McGraw-Hill, 389 p.
- Chaplin, E.** (1996). *Functional neuromuscular stimulation for mobility in people with spinal cord injuries. The parastep® I system*. In "Journal of Spinal Cord Medicine", 19 (2), p.99-105.
- Chen, Y.-L., C.-P. Chang, et al.** (2000). *The study of ambulation of paraplegics using a reciprocating gait orthosis with functional electrical stimulation: A case report*. In "Chinese Journal of Medical and Biological Engineering", 20 (2), p.93-100.
- Chow, J. W.** (1999). *Knee joint forces during isokinetic knee extensions: A case study*. In "Clinical Biomechanics", 14 (5), p.329-338.
- Chow, J. W., W. G. Darling, et al.** (1997). *Mechanical characteristics of knee extension exercises performed on an isokinetic dynamometer*. In "Medicine and Science in Sports and Exercise", 29 (6), p.794-803.
- Chu, A., H. Kazerooni, et al.** (2005). *On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. Proceedings "International Conference on Robotics and Automation". IEEE, p.4345-4352.
- Chu, T. T.** (2001). *Biomechanics of ankle-foot orthoses: Past, present, and future*. In "Topics in Stroke Rehabilitation", 7 (4), p.19-27.
- Clavel, R., H. Bleuler, et al.** (2004). *Robotique, Microrobotique*. Lausanne: Polycopié-EPFL, 300 p.
- Clavel, R.** (2003). *Composants de la microtechnique*. Lausanne: Polycopié-EPFL, 274 p.
- Clavel, R.** (1991). *Conception d'un robot parallèle rapide a 4 degré de liberté*. Thèse de doctorat N°925. Lausanne: Département de microtechnique, EPFL.
- Coiffet, P.** (1992). *La robotique, principes et applications*. Paris: Hermes, 353 p.
- Colliander, E. B. and P. A. Tesch** (1989). *Bilateral eccentric and concentric torque of quadriceps and hamstring muscles in females and males*. In "European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology", 59 (3), p.227-232.
- Colombo, G., M. Wirz, et al.** (2001). *Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients*. In "Spinal Cord", 39 (5), p.252-255.
- Colombo, G.** (2001). *Entwicklung und Einsatz einer automatisierten Lokomotionstherapie für Querschnittgelähmte*. Diss. ETH Nr. 13961. Zürich: Eidgenössischen Technischen Hochschule.
- Colombo, G., M. Joerg, et al.** (2000). *Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis*. In "Journal of Rehabilitation Research and Development", 37 (6), p.693-700.
- Colombo, G., M. Jörg, et al.** (2000). *Driven gait orthosis to do locomotor training of paraplegic patients*. Proceedings "Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology". p.3159-3163.
- Conil, J. L., G. Fico, et al.** (2001). *Knee-ankle-foot orthosis for poliomyelitis sequelae: Structural and technical evolution*. In "Europa Medicophysica", 37 (3), p.171-179.
- Courtine, G. and M. Schieppati** (2003). *Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision*. In "European Journal of Neuroscience", 18 (1), p.177-190.
- Courtine, G. and M. Schieppati** (2003). *Human walking along a curved path. II. Gait features and EMG patterns*. In "European Journal of Neuroscience", 18 (1), p.191-205.
- Couvreur, G. and T. Moreau** (2002). *La sclérose en plaques*. In "Déficiences motrices et situations de handicap", éd. APF, online: www.moteurline.apf.asso.fr
- Coyle, E. F., M. E. Feltner, et al.** (1991). *Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance*. In "Medicine and Science in Sports and Exercise", 23 (1), p.93-107.
- Crago, P. E., J. T. Mortimer, et al.** (1980). *Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle*. In "IEEE Transactions on Biomedical Engineering", 27 (6), p.306-312.
- Craig, J.** (2005). *Introduction to robotics*. Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall, 400 p.
- CYBEX Medical Solutions to measure, document, and improve human performance**. Online: www.csmisolutions.com. Access: 2007.
- CYBEX Strength Equipment**. Online: <http://ecybex.com/>. Access: 2007.

- Danielsson, A.** and K. S. Sunnerhagen (2004). *Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis*. In "Journal of Rehabilitation Medicine", 36 (4), p.165-168.
- Davoodi, R.** and B. J. Andrews (2004). *Fuzzy Logic Control of FES Rowing Exercise in Paraplegia*. In "IEEE Transactions on Biomedical Engineering", 51 (3), p.541-543.
- Davoodi, R., B. J. Andrews, et al.** (2002). *Development of an indoor rowing machine with manual FES controller for total body exercise in paraplegia*. In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 10 (3), p.197-203.
- De Wit, D. C. M., J. H. Buurke, et al.** (2004). *The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: A randomized controlled trial*. In "Clinical Rehabilitation", 18 (5), p.550-557.
- Decq, P.** (2006). *Physiopathologie et principes des traitements de la spasticité*. La lettre de l'IRME N°24. Online: www.irme.org. Access: 2007.
- Del Perdo, M., T. Gmür, et al.** (2004). *Introduction à la mécanique des solides et des structures*. Lausanne: Presses Polytechniques et Universitaires Romandes, 320 p.
- Delavier, F.** (2001). *Guide des mouvements de musculation*. Paris: Vigot, 124 p.
- DeLisa, J. A.** (1993). *Rehabilitation Medicine, Principles and practice*. Lippincott Williams and Wilkins, 1856 p.
- Dempster, W. T.** (1955). *Space requirement of the seated operator: Geometrical, kinematic and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs*. In "Wright Air Development Center tech." Rep. N°55-159. Wright-Patterson Air Force Base, WADC. National Technical Information Service N°AD-087892.
- Dietz, V.** and S. J. Harkema (2004). *Locomotor activity in spinal cord-injured persons*. In "Journal of Applied Physiology", 96 (5), p.1954-1960.
- Dietz, V., M. Wirz, et al.** (1998). *Locomotor capacity and recovery of spinal cord function in paraplegic patients: A clinical and electrophysiological evaluation*. In "Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control", 109 (2), p.140-153.
- Dietz, V., G. Colombo, et al.** (1995). *Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients*. In "Annals of Neurology", 37 (5), p.574-582.
- Dietz, V., G. Colombo, et al.** (1994). *Locomotor activity in spinal man*. In "Lancet", 344 (8932), p.1260-1263.
- Dingwell, J. B., J. P. Cusumano, et al.** (2001). *Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking*. In "Journal of Biomechanical Engineering", 123 (1), p.27-32.
- Dobkin, B., D. Apple, et al.** (2006). *Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI*. In "Neurology", 66 (4), p.484-492.
- Dobkin, B. H., S. Harkema, et al.** (1995). *Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury*. In "Journal of neurologic rehabilitation", 9 (4), p.183-190.
- Dodd, K. J., M. E. Morris, et al.** (1998). *Lateral pelvic displacement during walking: retest reliability of a new method of measurement*. In "Gait & Posture", 7 (3), p.243-250.
- Dodd, K. J., T. V. Wrigley, et al.** (1998). *Quantifying lateral pelvic displacement during walking*. In "Clinical Biomechanics", 13 (4-5), p.371-373.
- Dollfus, P.** (2004). *Lésions non traumatiques ou médicales de la moelle épinière*. La lettre de l'IRME N°20. Online: www.irme.org. Access: 2007.
- Domingo, A., G. Sawicki, et al.** (2005). *Muscle activation during manually assisted treadmill training after incomplete spinal cord injury*. Proceedings "XXth Congress of the International Society of Biomechanics and 29th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics". Cleveland, Ohio.
- Donaldson, N., D. E. Wood, et al.** (2002). *Functional standing for paraplegic: is it a sensible goal?* Proceedings "7th Annual conference of the International FES Society". Ljubljana, Slovenia: p.9-11.
- Donaldson, N., T. A. Perkins, et al.** (2000). *FES cycling may promote recovery of leg function after incomplete spinal cord injury*. In "Spinal Cord", 38 (11), p.680-682.
- Donaldson, N. D. N., M. Munih, et al.** (1999). *Apparatus to measure simultaneously 14 isometric leg joint moments. Part 1: Design and calibration of six-axis transducers for the forces and moments at the ankle*. In "Medical and Biological Engineering and Computing", 37 p.137-147.
- Dorgan, S. J. and M. J. O'Malley** (1997). *A nonlinear mathematical model of electrically stimulated skeletal muscle*. In "IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering", 5 (2), p.179-194.
- Durfee, W. K. and A. Rivard** (2005). *Design and simulation of a pneumatic, stored-energy, hybrid orthosis for gait restoration*. In "Journal of Biomechanical Engineering", 127 (6), p.1014-1019.

- Durfee, W. K. and A. Rivard (2004).** *Preliminary design and simulation of a pneumatic, stored-energy, hybrid orthosis for gait restoration.* Proceedings "American Society of Mechanical Engineers, The Fluid Power and Systems Technology Division (Publication) FPST". Anaheim, CA: p.235-241.
- Durfee, W. K. and K. I. Palmer (1994).** *Estimation of force-activation, force-length, and force-velocity properties in isolated, electrically stimulated muscle.* In "IEEE Transactions on Biomedical Engineering", 41 (3), p.205-216.
- Durfee, W. K., R. Young, et al. (1991).** *FES-aided paraplegic gait using a controlled-brake orthosis.* In "Journal of Rehabilitation Research and Development", 28 (1), p.308.
- Durfee, W. K. (1988).** *Braked hybrid FES orthosis for restoring paraplegic gait: concept and single-joint emulator.* In "American Society of Mechanical Engineers, Bioengineering Division (Publication) BED", 9 p.473-479.
- EICHENBERGER** *Development, manufacturing and sales of cold rolled screw drives.* Online: www.gewinde.ch. Access: 2007.
- Ekkelenkamp, R., J. Veneman, et al. (2005).** *LOPES: Selective control of gait functions during the gait rehabilitation of CVA patients.* Proceedings "9th International Conference on Rehabilitation Robotics". Chicago, IL: IEEE, p.361-364.
- El Maksoud, H., D. Guiraud, et al. (2004).** *Mathematical muscle model for functional electrical stimulation control strategies.* Proceedings "Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation". p.1282-1287.
- Engle, B. (1983).** *Clinical use of an isokinetic leg press.* In "Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy", 5 (3), p.148-149.
- ENTRAN Measurement Specialties Inc.** *Designer and manufacturer of positions sensors, vibration sensors, tilt sensors, load sensors, and pressure.* Online: www.meas-spec.com. Access: 2007.
- Eser, P., E. D. De Bruin, et al. (2003).** *Effect of electrical stimulation-induced cycling on bone mineral density in spinal cord-injured patients.* In "European Journal of Clinical Investigation", 33 (5), p.412-419.
- Eser, P. C., N. D. N. Donaldson, et al. (2003).** *Influence of different stimulation frequencies on power output and fatigue during FES-cycling in recently injured SCI people.* In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 11 (3), p.236-240.
- Faller, A. (1999).** *Le corps humain.* Fribourg, Suisse: Editions universitaires, 472 p.
- Farley, C. T. and D. P. Ferris (1998).** *Biomechanics of Walking and Running: Center of Mass Movements to Muscle Action.* In "Exercise and Sport Sciences Reviews", 26 p.253-285.
- Ferrarin, M., F. Palazzo, et al. (2001).** *Model-based control of FES-induced single joint movements.* In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 9 (3), p.245-257.
- Ferrarin, M. and A. Pedotti (2000).** *The relationship between electrical stimulus and joint torque: A dynamic model.* In "IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering", 8 (3), p.342-352.
- Ferrarin, M., A. Pedotti, et al. (1993).** *Biomechanical assessment of paraplegic locomotion with hip guidance orthosis (HGO).* In "Clinical Rehabilitation", 7 (4), p.303-308.
- Ferris, D. P., Z. A. Bohra, et al. (2006).** *Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis.* In "Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)", 100 (1), p.163-170.
- Ferris, D. P., J. M. Czerniecki, et al. (2005).** *An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles.* In "Journal of Applied Biomechanics", 21 (2), p.189-197.
- Ferris, D. P., G. S. Sawicki, et al. (2005).** *Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation.* In "Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation", 11 (2), p.34-49.
- Fleischer, C. and G. Hommel (2006).** *Torque control of an exoskeletal knee with EMG signals.* In "VDI Berichte", (1956), p.79.
- Fleischer, C., C. Reinicke, et al. (2005).** *Predicting the intended motion with EMG signals for an exoskeleton orthosis controller.* Proceedings "International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)". IEEE, p.2029-2034.
- Fouad, K. and K. Pearson (2004).** *Restoring walking after spinal cord injury.* In "Progress in Neurobiology", p.107-126.
- Freeman Somers, M. (2001).** *Spinal cord injury.* Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 458 p.

- Frey, M., G. Colombo, et al.** (2006). *A novel mechatronic body weight support system*. In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 14 (3), p.311-321.
- Frischknecht, R.** (2005). *Cours de réhabilitation Médecine 6ème année*. Lausanne: CHUV-Unité de Neuroréhabilitation, Service de Rhumatologie, Médecine physique et de Réhabilitation, 36 p.
- Fuhr, T., Quintern J., et al.** (2002). *Closed-loop control of sitting down with the cooperative neuroprosthetic system WALK!* Proceedings "7th Annual Conference of the International FES Society". Ljubljana, Slovenie: p.292-294.
- Fuhr, T., Quintern J., et al.** (2002). *Stair ascending and descending with the cooperative neuroprosthetic system WALK*. Proceedings "Proceedings of the 7th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society".
- Fuhr, T., Quintern J., et al.** (2001). *Walk - experiments with a cooperative neuroprosthetics system for the restoration of gait*. Proceedings "6th Annual Conference of the International FES Society".
- Fung, Y. C.** (1993). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. In Skeletal Muscle. Berlin: Springer-Verlag, 64 p.
- GaitRide Portable walkway system**. Online: <http://www.gaitrite.com>. Access: 2007.
- Gajer, B., A. Durey, et al.** (1997). *La poulaine : Une représentation complexe de la foulée*. In "Science and Sports", 12 (suppl. 1), p.24-25.
- Galvez, J. A. and D. J. Reinkensmeyer** (2005). *Robotics for gait training after spinal cord injury*. In "Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation", 11 (2), p.18-33.
- Garralda, M. E., F. Muntoni, et al.** (2006). *Knee-ankle-foot orthosis in children with duchenne muscular dystrophy: User views and adjustment*. In "European Journal of Paediatric Neurology", 10 (4), p.186-191.
- Germann, W. and C. Stanfield** (2001). *Principle of Human Physiology*. San Francisco, CA: Benjamin Cummings, 817 p.
- Gfohler, M. and P. Lugner** (2000). *Cycling by means of functional electrical stimulation*. In "IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering", 8 p.233-243.
- Gfohler, M., M. Loicht, et al.** (1998). *Exercise tricycle for paraplegics*. In "Medical and Biological Engineering and Computing", 36 (1), p.118-121.
- Goldfarb, M., K. Korkowski, et al.** (2003). *Preliminary evaluation of a controlled-brake orthosis for FES-aided gait*. In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 11 (3), p.241-248.
- Goldfarb, M. and W. K. Durfee** (1996). *Design of a controlled-brake orthosis for FES-aided gait*. In "IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering", 4 (1), p.13-24.
- Golle, H., K. J. Hunt, et al.** (2004). *New Results in Feedback Control of Unsupported Standing in Paraplegia*. In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 12 (1), p.73-80.
- Gough, V. E.** (1962). *Universal tyre test machine*. In "FISITA", p.117-133.
- Graetzel, C.** (2004). *Conception d'une orthèse du bassin pour un équipement mobile de rééducation*. Travail pratique de diplôme. Lausanne: Laboratoire de Systèmes Robotiques, EPFL.
- Graham, J. F.** (2004). *Leg press*. In "Strength and Conditioning Journal", 26 (3), p.53-54.
- Grasso, R., Y. P. Ivanenko, et al.** (2004). *Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients*. In "Brain", 127 (5), p.1019-1034.
- Grasso, R., P. Prévost, et al.** (1998). *Eye-head coordination for the steering of locomotion in humans: An anticipatory synergy*. In "Neuroscience Letters", 253 (2), p.115-118.
- Graupe, D.** (2002). *An overview of the state of the art of noninvasive FES for independent ambulation by thoracic level paraplegics*. In "Neurological Research", 24 (5), p.431-442.
- Graupe, D. and K. H. Kohn** (1994). *Functional Electrical Stimulation for Ambulation by Paraplegics - Twelve Years of Clinical Observations and System Studies*. Krieger Publishing Company, Malabar, Florida., 194 p.
- Greene, P. J. and M. H. Granat** (2003). *A knee and ankle flexing hybrid orthosis for paraplegic ambulation*. In "Medical Engineering and Physics", 25 (7), p.539-545.
- Greene, P. J. and M. H. Granat** (2000). *The effects of knee and ankle flexion on ground clearance in paraplegic gait*. In "Clinical Biomechanics", 15 (7), p.536-540.
- Greenwood, R. J., M. P. Barnes, et al.** (2003). *Handbook of neurological rehabilitation*. Psychology Press, 752 p.
- Gros, P.** (2002). *Les traumatismes crâniens graves*. In "Déficiences motrices et situations de handicap", éd. APF, online: www.moteurline.apf.asso.fr

- Grundy, G.** and A. Swain (2002). *ABC of Spinal Cord Injury*. London: BMJ Books, 88 p.
- Guiraud, D., P. Poignet, et al.** (2003). *Modelling of the human paralysed lower limb under FES*. Proceedings "IEEE International Conference on Robotics and Automation, Proceedings (ICRA)". p.2218-2223 vol.2.
- Harkema, S. J.** (2001). *Neural plasticity after human spinal cord injury: Application of locomotor training to the rehabilitation of walking*. In "Neuroscientist", 7 (5), p.455-468.
- Harkema, S. J., S. L. Hurley, et al.** (1997). *Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping*. In "Journal of Neurophysiology", 77 (2), p.797-811.
- Hasler, E. M., J. Denoth, et al.** (1994). *Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles*. In "Electromyography and Clinical Neurophysiology", 34 (6), p.355-361.
- Haugland, M.** (2004). *A preliminary non-randomised study to evaluate the safety and performance of the Acti-Gait implanted drop-foot stimuleur in established hemiplegia*. Proceedings "9th conference of the International FES Society". p.153-155.
- Helmer, P.** (2006). *Conception systématique de structures cinématiques orthogonales pour la microrobotique*. Thèse de doctorat N°3365. Lausanne: Institut de production et robotique, section microtechnique, EPFL.
- Helmer, P.** and Y. Mabillard (2003). *Catalogue de solutions cinématiques pour la robotique de haute précision*. Rapport interne. Lausanne: Laboratoire de systèmes robotiques, EPFL.
- Hendershot, D. M.** and C. A. Phillips (1988). *Improvement of efficiency in a quadriplegic individual using an FES-RGO system*. Proceedings "IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference". p.1577-1578.
- Hesse, S., H. Schmidt, et al.** (2003). *Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control*. In "Current Opinion in Neurology", 16 (6), p.705-710.
- Hidler, J. M.** and A. E. Wall (2005). *Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking*. In "Clinical Biomechanics", 20 (2), p.184-193.
- Hidler, J.** (2004). *Robotic-assessment of walking in individuals with gait disorders*. Proceedings "Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology". p.4829-4831.
- Hill, A. V.** (1938). *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*. Proceedings "Proc. Roy. Soc." London: p.136-195.
- Hirata, R., T. Sakaki, et al.** (2002). *BRMS: Bio-responsive motion system (Rehabilitation system for stroke patients)*. Proceedings "International Conference on Intelligent Robots and Systems". Lausanne: IEEE, p.1344-1348.
- Honegger, M., A. Codourey, et al.** (1997). *Adaptive control of the hexaglide, a 6 dof parallel manipulator*. Proceedings "IEEE International Conference on Robotics and Automation". p.543-548.
- Hornby, T. G., D. D. Campbell, et al.** (2005). *Clinical and quantitative evaluation of robotic-assisted treadmill walking to retrain ambulation after spinal cord injury*. In "Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation", 11 (2), p.1-17.
- Hornby, T. G., D. H. Zemon, et al.** (2005). *Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury*. In "Physical Therapy", 85 (1), p.52-66.
- Hug, M.** (2004). *Effectiveness of control strategies in reducing muscle fatigue*. Proceedings "9th Annual conference of the International FES Society". Bournemouth, UK: p.213-215.
- Hunt, K. J., C. Ferrario, et al.** (2006). *Comparison of stimulation patterns for FES-cycling using measures of oxygen cost and stimulation cost*. In "Medical Engineering and Physics", 28 (7), p.710-718.
- Hunt, K. J., B. Stone, et al.** (2004). *Control Strategies for Integration of Electric Motor Assist and Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Cycling: Utility for Exercise Testing and Mobile Cycling*. In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 12 (1), p.89-101.
- Hunt, K. J., H. Gollee, et al.** (2001). *Control of paraplegic ankle joint stiffness using FES while standing*. In "Medical Engineering and Physics", 23 (8), p.541-555.
- Hunt, K. J., M. Munih, et al.** (1998). *Investigation of the hammerstein hypothesis in the modeling of electrically stimulated muscle*. In "IEEE Transactions on Biomedical Engineering", 45 (8), p.998-109.
- Hunt, K. H.** (1978). *Kinematic Geometry of Mechanisms*. Oxford: Clarendon Press, 484 p.
- Hurth, M.** (2002). *La syringomyélie*. In "Déficiences motrices et situations de handicap", éd. APF, online: www.moteurline.apf.asso.fr
- Huxham, F., J. Gong, et al.** (2006). *Defining spatial parameters for non-linear walking*. In "Gait and Posture", 23 (2), p.159-163.

- Ichinose**, W. E., D. J. Reinkensmeyer, et al. (2003). *A robotic device for measuring and controlling pelvic motion during locomotor rehabilitation*. In "Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology", 2 p.1690-1693.
- Ijspeert**, A. J. (2002). *Vertebrate locomotion*. In *The Handbook of Brain Theory and Neural Networks*. Cambridge, MA: The MIT Press, 1344 p.
- Ijzerman**, M. J., T. S. Stoffers, et al. (1996). *The NESS Handmaster orthosis: Restoration of hand function in C5 and stroke patients by means of electrical stimulation*. In "Journal of Rehabilitation Sciences", 9 (3), p.86-89.
- Imai**, T., S. T. Moore, et al. (2001). *Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning*. In "Experimental Brain Research", 136 (1), p.1-18.
- Ivanenko**, Y. P., R. Grasso, et al. (2002). *Control of foot trajectory in human locomotion: Role of ground contact forces in simulated reduced gravity*. In "Journal of Neurophysiology", 87 (6), p.3070-3089.
- Jaime**, R.-P., Z. Matjacic, et al. (2002). *Paraplegic standing supported by FES-controlled ankle stiffness*. In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 10 (4), p.239-248.
- Jezernik**, S., G. Colombo, et al. (2004). *Automatic Gait-Pattern Adaptation Algorithms for Rehabilitation With a 4-DOF Robotic Orthosis*. In "Robotics and Automation, IEEE Transactions on", 20 (3), p.574-582.
- Jezernik**, S., T. Keller, et al. (2003). *Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool*. In "Neuro-modulation", 6 (2), p.108-115.
- Johansson**, B. B. (2000). *Brain plasticity and stroke rehabilitation: The Willis lecture*. In "Stroke", 31 (1), p.223-230.
- Kamnik**, R. and T. Bajd (2003). *Robot Assistive Device for Augmenting Standing-Up Capabilities in Impaired People*. In "IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems", 4 p.3606-3611.
- Kamnik**, R., J. Kuzelicki, et al. (2003). *Simulation model of robot supported standing-up in paraplegia*. Proceedings "Advances in Computational Bioengineering". p.355-364.
- Kamnik**, R., M. Poboroniuc, et al. (2003). *Robot and FES technology for augmenting standing-up and sitting-down capabilities*. Proceedings "Industrial Technology, 2003 IEEE International Conference on". p.718-723 Vol.2.
- Kamnik**, R. and T. Bajd (2000). *Robot assisted standing-up*. Proceedings "IEEE International Conference on Robotics and Automation". p.2907-2912.
- Kapandji**, I. A. (2000). *Physiologie articulaire*. Paris: Maloine, 268 p.
- Kautz**, S. A. and M. L. Hull (1995). *Dynamic optimization analysis for equipment setup problems in endurance cycling*. In "Journal of Biomechanics", 28 (11), p.1391-1401.
- Kautz**, S. (1991). *The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence*. In "Int. J. Sport Biomech." (7), p.7, 29-53.
- Kawamoto**, H. and Y. Sankai (2004). *Power assist method based on Phase sequence driven by interaction between human and robot suit*. Proceedings "IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication". Okayama: p.491-496.
- Kawamoto**, H., S. Lee, et al. (2003). *Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller*. Proceedings "International Conference on Systems, Man and Cybernetics". Washington, DC: IEEE, p.1648-1653.
- Kazerooni**, H. and R. Steger (2006). *The Berkeley lower extremity exoskeleton*. In "Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, Transactions of the ASME", 128 (1), p.14-25.
- Kazerooni**, H., R. Steger, et al. (2006). *Hybrid control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. In "International Journal of Robotics Research", 25 (5-6), p.561-573.
- Kirtley**, C. (2006). *Clinical gait analysis, theory and practice*. Elsevier Churchill Livingstone, 316 p.
- KISTLER** (Access 2007). *Plate-forme de force*. Online: www.kistler.com. Access:
- Klute**, G. K., J. M. Czerniecki, et al. (1999). *McKibben artificial muscles: Pneumatic actuators with biomechanical intelligence*. In "IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM", p.221-226.
- Kobetic**, R., Marsolais E.B., et al. (2001). *Hybrid orthosis with controllable hip and knee joints and multichannel FES for walking in paraplegia*. Proceedings "6th Annual Conference of the international FES Society".
- Konrad**, P. (2005). *The ABC of EMG*. USA: Noraxon INC., 60 p.
- Koutedakis**, Y., R. Frischknecht, et al. (1995). *Maximal voluntary quadriceps strength patterns in olympic over-trained athletes*. In "Medicine and Science in Sports and Exercise", 27 (4), p.566-572.

- Kuntzer, T.** and M. Dunand (2005). *Maladies neuromusculaires*. Brochure ASRIM. Online: www.asrim.ch. Access: 2007.
- Laskin, J. J., E. A. Ashley, et al.** (1993). *Electrical stimulation-assisted rowing exercise in spinal cord injured people. A pilot study*. In "Paraplegia", 31 (8), p.534-541.
- Leardini, A., A. Cappozzo, et al.** (1999). *Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location*. In "Journal of Biomechanics", 32 (1), p.99-103.
- Lee, S. and Y. Sankai** (2003). *The natural frequency-based power assist control for lower body with HAL-3*. Proceedings "Systems, Man and Cybernetics, 2003. IEEE International Conference on". p.1642-1647 vol.2.
- Lemaire, Y. and M. Delcey** (2002). *Escarres*. In "Déficiences motrices et situations de handicap", éd. APF, online: www.moteurline.apf.asso
- Leroy-Malherbe, V.** (2002). *L'infirmité motrice cérébrale*. In "Déficiences motrices et situations de handicap", éd. APF, online: www.moteurline.apf.asso
- Liberson, W. T., H. J. Holmquest, et al.** (1961). *Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients*. In "Arch Phys Med Rehabil." 42 p.101-5.
- Liepert, J., I. Uhde, et al.** (2001). *Motor cortex plasticity during forced-use therapy in stroke patients: A preliminary study*. In "Journal of Neurology", 248 (4), p.315-321.
- Lotze, M., C. Braun, et al.** (2003). *Motor learning elicited by voluntary drive*. In "Brain", 126 (4), p.866-872.
- Lünenburger, L., M. Bolliger, et al.** (2006). *Modulation of locomotor activity in complete spinal cord injury*. In "Experimental Brain Research", 174 (4), p.638-646.
- Lyons, G. M., T. Sinkjær, et al.** (2002). *A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot*. In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 10 (4), p.260-279.
- Manceau, V. and M.-M. Mantha** (2004). *Hernie discale*. Online: www.passeportsante.net. Access: 2007.
- Marieb, E. N.** (1999). *Anatomie et physiologie humaines*. DeBoeck Université, 1194 p.
- Marino, R. J., T. Barros, et al.** (2003). *International standards for neurological classification of spinal cord injury*. In "The journal of spinal cord medicine." 26 Suppl 1 p.50-56.
- Marti, G., V. Bettschart, et al.** (2004). *Hybrid method for both calibration and registration of an endoscope with an active optical tracker*. Proceedings "Computer Assisted Radiology and Surgery". Chicago: p.159-164.
- Matjajic, Z., K. Hunt, et al.** (2003). *Control of posture with FES systems*. In "Medical Engineering and Physics", 25 (1), p.51-62.
- Matsunaga, T., S. Y., et al.** (1999). *Restoration of gait using a new hybrid-FES orthosis (Primewalk) in a complete paraplegic patient*. Proceedings "5th Annual Conference of the International FES Society".
- Matsunaga, T., Shimada Y., et al.** (1997). *Muscle fatigue during intermittent high and low frequency stimulation*. Proceedings "2nd Annual Conference of the International FES Society".
- Maury, M.** (1981). *La paraplégie*. Flammarion, 733 p.
- Mavroidis, C., J. Nikitczuk, et al.** (2005). *Smart portable rehabilitation devices*. In "Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation", 2 (1), p.18.
- MAXON High Precision Drives and Systems**. Online: www.maxonmotor.com. Access: 2007.
- McMahon, T. A.** (1984). *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton, New jersey: Princeton University Press, 331 p.
- Merlet, J. P.** (1997). *Les robots parallèles*. Paris: Hermès, 367 p.
- Métraiiller, P., V. Blanchard, et al.** (2006). *Improvement of rehabilitation possibilities with the MotionMaker*. Proceedings "International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob". IEEE/RAS-EMBS, p.359-364.
- Métraiiller, P.** (2005). *Système robotique pour la mobilisation des membres inférieurs d'une personne paraplégique*. Thèse de doctorat N°3191. Lausanne: Institut de production et robotique, section microtechnique, EPFL.
- Meylan, E.** (2000). *Orthèse de rééducation des membres inférieurs d'une personne paraplégique*. Travail pratique de diplôme. Lausanne: Institut de Microtechnique, EPFL.
- Milner, T., P. Métraiiller, et al.** (2006). *Force and torque vectors at the foot generated by surface electrical stimulation of leg muscles*. Proceedings "29th Canadian medical and Biological Engineering Conference". Vancouver:

- Minato, T., Y. Shimada, et al.** (2001). *Standing Stability of the Medial Linkage KAFOs Using Functional Electrical Stimulation in Complete Paraplegia*. Proceedings "6th Annual Conference of the International FES Society".
- Mirbagheri, M. M., C. Tsao, et al.** (2005). *Therapeutic effects of robotic-assisted locomotor training on neuromuscular properties*. Proceedings "9th International Conference on Rehabilitation Robotics". Chicago, IL: IEEE, p.561-564.
- Morre, K. L.** (2001). *Anatomie médicale*. DeBoeck Université, 1177 p.
- Moseley, A. M., A. Stark, et al.** (2007). *Treadmill training and body weight support for walking after stroke (Review)*. Cochrane database of systematic reviews. Online: www.thecochranelibrary.com. Access: 2007.
- Moseley, A.** (2006). *Treadmill training is more effective than the Bobath method to improve walking after a cerebrovascular accident (stroke) - L'entraînement sur tapis roulant est plus efficace que la méthode de Bobath pour améliorer la marche après un accident vasculo-cérébral*. In "Kinesithérapie", 6 (56-57), p.12.
- Mulder, T. and J. Hochstenbach** (2001). *Adaptability and flexibility of the human motor system: Implications for neurological rehabilitation*. In "Neural Plasticity", 8 (1-2), p.131-140.
- Murray, M. P., G. B. Spurr, et al.** (1985). *Treadmill vs. floor walking: Kinematics, electromyogram, and heart rate*. In "Journal of Applied Physiology", 59 (1), p.87-91.
- Murray, M. P., R. C. Kory, et al.** (1966). *Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men*. In "American journal of physical medicine", 45 (1), p.8-23.
- Murray, M. P., A. B. Drought, et al.** (1964). *Walking patterns of normal men*. In "The journal of bone and joint surgery", 46-A (2), p.335-360.
- Nelles, G., W. Jentzen, et al.** (2001). *Arm training induced brain plasticity in stroke studied with serial positron emission tomography*. In "NeuroImage", 13 (6), p.1146-1154.
- Netter, F. H.** (2004). *Atlas d'anatomie humaine*. Masson, 800 p.
- Nicolet, G. and E. Trotter** (1971). *Eléments de machines*. SPES Lausanne, 351 p.
- Nigg, B. M., R. W. De Boer, et al.** (1995). *A kinematic comparison of overground and treadmill running*. In "Medicine and Science in Sports and Exercise", 27 (1), p.98-105.
- Novacheck, T. F.** (1998). *The biomechanics of running*. In "Gait & Posture", 7 (1), p.77-95.
- Nudo, R. J., E. J. Plautz, et al.** (2001). *Role of adaptive plasticity in recovery of function after damage to motor cortex*. In "Muscle and Nerve", 24 (8), p.1000-1019.
- Nudo, R. J. and K. M. Friel** (1999). *Cortical plasticity after stroke: Implications for rehabilitation*. In "Revue Neurologique", 155 (9), p.713-717.
- Nymark, J. R., S. J. Balmer, et al.** (2005). *Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds*. In "Journal of Rehabilitation Research and Development", 42 (4), p.523-534.
- Okada, S., T. Sakaki, et al.** (2000). *TEM: A therapeutic exercise machine for the lower extremities of spastic patients*. In "Advanced Robotics", 14 (7), p.597-606.
- Orendurff, M. S., A. D. Segal, et al.** (2006). *The kinematics and kinetics of turning: Limb asymmetries associated with walking a circular path*. In "Gait and Posture", 23 (1), p.106-111.
- OttoBock Orthobionic, Prothesis, Orthosis**. Online: www.healthcare.ottobock.de/oba/fr/. Access: 2007.
- Paccaud, C.** (2007). *Conception d'un système de mesure de position angulaire des jambes pour stimulation musculaire de personnes paraplégiques*. Projet de semestre. Lausanne: Section Microtechnique, EPFL.
- Pache, C.** (1996). *Fortec, Formulaire Technique*. Oulens, Suisse: Editec, 140 p.
- Paciotti, G.** (2005). *Conception et optimisation d'un appareil de mobilisation à architecture parallèle pour la réhabilitation de paraplégiques*. Travail pratique de Master. Lausanne: Institut de Microtechnique, EPFL.
- Patla, A. E., S. D. Prentice, et al.** (1991). *Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles*. In "Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance", 17 (3), p.603-634.
- Pedotti, A. and M. Ferrarin** (1989). *Strategies in muscle recruitment for FES in walking restoration*. Proceedings "Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings". p.1007-1008.

- Pélissier, J.** and V. Brun (1994). *La marche humaine et sa pathologie*. Collection de pathologie locomotrice. Paris: Masson, 402 p.
- Pélissier, J.** (1988). *Hémiplégie vasculaire de l'adulte et médecine de rééducation*. Paris: Masson, 370 p.
- Pernette, E.** (1998). *Robot de haute précision à 6 degré de liberté pour l'assemblage des microsystèmes*. Thèse de doctorat N°1909. Lausanne: Département de microtechnique, EPFL.
- Perrouin-Verbe, B.** (2004). *Les troubles vésico-sphinctériens des blessés médullaires*. La lettre de l'IRME N°21 & 20. Online: www.irme.org. Access: 2007.
- Perry, J.** (1992). *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*. USA: Slackbooks, 524 p.
- Peshkin, M., D. A. Brown, et al.** (2005). *KineAssist: A robotic overground gait and balance training device*. Proceedings "9th International Conference on Rehabilitation Robotics". Chicago, IL: IEEE, p.241-246.
- Phillips, G. F., B. J. Andrews, et al.** (1988). *Finite state control of paraplegic gait using a hybrid FNS orthosis*. Proceedings "IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference". p.1671.
- Plassat, R., B. Perrouin-Verbe, et al.** (2005). *Gait orthosis in patients with complete thoracic paraplegia. Review of 43 patients - Place actuelle de la marche appareillée chez les patients paraplégiques complets de niveau thoracique. A propos d'une cohorte de 43 patients*. In "Annales de Readaptation et de Medecine Physique", 48 (5), p.240-247.
- Popovic, D.** and T. Sinkjaer (2000). *Control of Movement for the Physically Disabled*. London: Springer, 481 p.
- Popovic, D.** and L. Schwirtlich (1993). *Design and evaluation of the self-fitting modular orthosis (SFMO)*. In "IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering", 3 (2), p.165-174.
- Popovic, D. B.** (1990). *Dynamics of the self-fitting modular orthosis*. In "IEEE Transactions on Robotics and Automation", 6 (2), p.200-207.
- Popovic, D., R. Tomovic, et al.** (1989). *Hybrid assistive system - The motor neuroprosthesis*. In "IEEE Transactions on Biomedical Engineering", 36 (7), p.729-737.
- Popovic, D.** (1981). *Design of assistive systems for human with paralysis of legs*. PhD Thesis. Uni. of Belgrade.
- Popovic, D., R. Tomovic, et al.** (1979). *Neue aspekte für den Bau von Orthesen für die unteren Extremitäten*. In "Ortopädie Technik", p.95-96.
- Popovic, M. R., T. Keller, et al.** (1999). *Grasping and walking neuroprostheses for stroke and spinal cord injured subjects*. Proceedings "Proceedings of the American Control Conference". p.1243-1247.
- Portman, V. T. and B.-Z. Sandler** (2002). *Tripod robot with cylindrically actuated limbs: Structure and kinematics*. In "Mechanism and Machine Theory", 37 (12), p.1447-1463.
- Pot, C. and M. E. Schwab** (2003). *La recherche fondamentale dans le Domaine de la paraplégie: nouveaux espoirs?* In "Forum Med Suisse", 18 p.426-431.
- Pratt, J. E., B. T. Krupp, et al.** (2004). *The RoboKnee: An exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking*. Proceedings "Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation". New Orleans, LA: p.2430-2435.
- Pratt, G. A. and M. M. Williamson** (1995). *Series elastic actuators*. Proceedings "International Conference on Intelligent Robots and Systems". Pittsburgh, PA, USA: IEEE, p.399-406.
- Putz, R.** (2000). *Sobota, atlas d'anatomie humaine*. Editions médicales internationales, 401 p.
- Raade, J. W. and H. Kazerooni** (2005). *Analysis and design of a novel hydraulic power source for mobile robots*. In "IEEE Transactions on Automation Science and Engineering", 2 (3), p.226-232.
- Raibaut, P., I. Samer Sheikh, et al.** (2002). *Les troubles vésico-sphinctériens: physiopathologie, exploration, prise en charge*. In "Neurologies", Vol. 5 p.418-421.
- Reinkensmeyer, D. J., D. Aoyagi, et al.** (2006). *Tools for understanding and optimizing robotic gait training*. In "Journal of Rehabilitation Research and Development", 43 (5), p.657-670.
- Reinkensmeyer, D., D. Aoyagi, et al.** (2004). *Robotic Gait trainer: Toward more natural movements and optimal training algorithms*. Proceedings "EMBS". San Francisco: IEEE, p.4818-4821.
- Reinkensmeyer, D. J., J. H. Wynne, et al.** (2002). *A robotic tool for studying locomotor adaptation and rehabilitation*. In "Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings", 3 p.2353-2354.
- Reynard, F.** (2007). *Cinématiques du bassin à la marche: une contribution au développement d'un appareil de rééducation à la marche*. Master: mouvement, performance, santé. Grenoble 1: Université Joseph Fourier.
- Richard, D.** (1994). *Neurophysiologie. Motricité et grande fonctions du système nerveux central*. Nathan Université, 256 p.

- Riener, R., T. Fuhr, et al. (2001).** *A new design of a multi-moment-chair system.* Proceedings "6th Annual Conference of the International FES Society".
- Riener, R., M. Ferrarin, et al. (2000).** *Patient-driven control of FES-supported standing up and sitting down: Experimental results.* In "IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering", 8 (4), p.523-529.
- Riener, R., T. Fuhr, et al. (2000).** *Modelling and control of the flexion withdrawal reflex for gait neuroprostheses.* Proceedings "5th Annual conference of the International FES Society". p.287-289.
- Riener, R. and T. Fuhr (1998).** *Patient-driven control of FES-supported standing up: A simulation study.* In "IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering", 6 (2), p.113-124.
- Riley, P. O., G. Paolini, et al. (2006).** *A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects.* In "Gait & Posture", DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.003
- Robb, J. E., L. Gordon, et al. (1999).** *A comparison of hip guidance with reciprocating gait orthoses in children with spinal paraplegia: Results of a ten-year prospective study.* In "European Journal of Pediatric Surgery, Supplement", 9 (1), p.15-18.
- Rose, J. and J. G. Gamble (1994).** *Human walking.* Baltimore, USA: Williams & Wilkins, 263 p.
- Rose, G. K., J. Stallard, et al. (1981).** *Clinical evaluation of spina bifida patients using hip guidance orthosis.* In "Developmental Medicine and Child Neurology", 23 (1), p.30-40.
- Rose, G. K. (1979).** *The principles and practice of hip guidance articulations.* In "Prosthetics and Orthotics International", 3 (1), p.37-43.
- Rossignol, S. (2000).** *Locomotion and its recovery after spinal injury.* In "Current Opinion in Neurobiology", 10 (6), p.708-716.
- Saito, Y., K. Kikuchi, et al. (2005).** *Development of externally powered lower limb orthosis with bilateral-servo actuator.* Proceedings "9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)". p.394-399.
- Sakaki, T. (1999).** *TEM: Therapeutic exercise machine for recovering walking functions of stroke patients.* In "Industrial Robot", 26 (6), p.446-450.
- Sawicki, G. S., A. Domingo, et al. (2006).** *The effects of powered ankle-foot orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking in individuals with incomplete spinal cord injury.* In "Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation", 3 (art.N°3),
- Schache, A. G., P. D. Blanch, et al. (2001).** *A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex.* In "Clinical Biomechanics", 16 (8), p.667-680.
- Schalow, G. and G. A. Zäch (2000).** *Reorganization of the human central nervous system.* In "General Physiology and Biophysics", 19 Suppl 1 p.11-240.
- Schauer, T., N.-O. Negard, et al. (2005).** *Online identification and nonlinear control of the electrically stimulated quadriceps muscle.* In "Control Engineering Practice", 13 (9), p.1207-1219.
- Schmidt, H. (2004).** *Control System for a Robotic Walking Simulator.* Proceedings "International Conference on Robotics & Automation". New Orleans, LA, USA: p.2055-2060.
- Schmidt, H., S. Hesse, et al. (2004).** *Safety concept for robotic gait trainers.* Proceedings "Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings". San Francisco, CA: p.2703-2706.
- Schmidt, H., D. Sorowka, et al. (2002).** *Design of a robotic walking simulator for neurological rehabilitation.* Proceedings "IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System". p.1487-1492.
- Schmitt, C., P. Métrailler, et al. (2004).** *A Study of a Knee Extension Controlled by a Closed Loop Functional Electrical Stimulation.* Proceedings "9th Annual Conference of the International FES Society". Bournemouth, UK: p.135-137.
- Schouenborg, J. (2004).** *Learning in sensorimotor circuits.* In "Current Opinion in Neurobiology", 14 (6), p.693-697.
- Scivoletto, G., M. Mancini, et al. (2003).** *A prototype of an adjustable advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) for spinal cord injury (SCI).* In "Spinal Cord", 41 (3), p.187-191.
- Scrutton, D. (1971).** *A reciprocating brace with polyplanar hip hinges used on spina bifida children.* In "Physiotherapy", 57 (2), p.61-66.
- Sheffler, L. R., M. T. Hennessey, et al. (2006).** *Peroneal nerve stimulation versus an ankle foot orthosis for correction of footdrop in stroke: Impact on functional ambulation.* In "Neurorehabilitation and Neural Repair", 20 (3), p.355-360.

- Shepherd, R.** and J. Carr (2005). *Rééducation neurologique: les données de la science pour la pratique clinique*. In "Kinésiothérapie", (38-39), p.42-49.
- Shimada, Y., K. Hatakeyama, et al.** (2006). *Hybrid functional electrical stimulation with medial linkage knee-ankle-foot orthoses in complete paraplegics*. In "Tohoku Journal of Experimental Medicine", 209 (2), p.117-123.
- Shumway-Cook, A.** and M. Woolacott (2001). *Motor Control. Theory and practical applications*. Lippincott Williams & Baltimore, 614 p.
- Sieglwart, R.** and R. Nourbakhsh (2004). *Introduction to Autonomous Mobile Robots*. A Bradford Book, The MIT Press, 321 p.
- Sigrist, M.** (2006). *Conception de la direction asservie d'un équipement mobile de locomotion pour la rééducation de paraplégiques*. Projet de semestre. Lausanne: Laboratoire de Systèmes Robotiques, EPFL.
- Singla, E., B. Dasgupta, et al.** (2006). *Optimal design of an exoskeleton hip using three-degrees-of-freedom spherical mechanism*. In "VDI Berichte", (1956), p.73.
- Sinkjaer, T.** (2002). *Where is iFESs Heaging?* Proceedings "7th annual conference of the international FES society". Ljubljana, Slovenia: p.5.
- Slagter, A. H. E., G. A. Hoek van Dijke, et al.** (1994). *Evaluation of a leg press facility to measure the direction of force applied to pedals*. In "Journal of Rehabilitation Sciences", 7 (4), p.122-128.
- Smith, B., Z. Tang, et al.** (1998). *An externally powered, multichannel, implantable stimulator-telemeter for control of paralyzed muscle*. In "IEEE Transactions on Biomedical Engineering", 45 (4), p.463-475.
- Snoek, G. J., M. J. Ijzerman, et al.** (2000). *Use of the NESS Handmaster to restore handfunction in tetraplegia: Clinical experiences in ten patients*. In "Spinal Cord", 38 (4), p.244-249.
- Solomonow, M., R. Baratta, et al.** (2000). *Standing and walking after spinal cord injury: Experience with the Reciprocating Gait Orthosis powered by electrical muscle stimulation*. In "Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation", 5 (4), p.29-53.
- Solomonow, M., E. Aguilar, et al.** (1997). *Reciprocating gait orthosis powered with electrical muscle stimulation (RGO II). Part I: Performance evaluation of 70 paraplegic patients*. In "Orthopedics", 20 (4), p.315-324.
- Stagni, R., A. Leardini, et al.** (2000). *Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results*. In "Journal of Biomechanics", 33 (11), p.1479-1487.
- Stallard, J. and R. E. Major** (1998). *A review of reciprocal walking systems for paraplegic patients: Factors affecting choice and economic justification*. In "Prosthetics and Orthotics International", 22 (3), p.240-247.
- Stauffer, Y., M. Bouri, et al.** (2007). *Cyberthèses. Mise en oeuvre d'un nouveau concept de rééducation pour paraplégiques et hémiparaplégiques*. In "Journal Européen des Systèmes Automatisés (RS-JESA)". En Soumission.
- Stein, B., P. Hunter, et al.** (1992). *Neural Protheses*. Oxford University Press, 345 p.
- Stein, D., S. Brailowsky, et al.** (1995). *Brain repair*. Oxford University Press, 168 p.
- Stewart, D.** (1965). *A platform with 6 degrees of freedom*. In "Proc. Inst. mech. Engrs." 180 (5), p.371-378.
- Steward, O.** (1989). *Reorganization of neuronal connections following CNS trauma: Principles and experimental paradigms*. In "Journal of Neurotrauma", 6 (2), p.99-152.
- STIMULITE Coussins**. Online: www.rehatec.ch/fr/produkte/sitzkissen. Access: 2007.
- Stokes, V. P., C. Andersson, et al.** (1989). *Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion*. In "Journal of Biomechanics", 22 (1), p.43-50.
- Stolze, H., J. P. Kuitz-Buschbeck, et al.** (1997). *Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults*. In "Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control", 105 (6), p.490-497.
- Summers, B. N., M. R. McClelland, et al.** (1988). *A clinical review of the adult hip guidance orthosis (Para Walker) in traumatic paraplegics*. In "Paraplegia", 26 (1), p.19-26.
- Surdilovic, D. and R. Bernhardt** (2004). *STRING-MAN: A new wire robot for gait rehabilitation*. Proceedings "International Conference on Robotics and Automation". New Orleans, LA: IEEE, p.2031-2036.
- Suzuki, T., S. Sonoda, et al.** (2005). *Development of a novel type of shoe to improve the efficiency of knee-ankle-foot orthoses with a medial single hip joint (Primewalk orthoses): A novel type of shoe for Primewalk orthosis*. In "Prosthetics and Orthotics International", 29 (3), p.303-311.
- Tadié, M.** (2003). *La spasticité: définition et traitement*. La lettre de l'IRME N°19. Online: www.irme.org. Access: 2007.

- Tadié, M.** (2003). *La syringomyélie post-traumatique*. La lettre de l'IRME N°18. Online: www.irme.org. Access: 2007.
- Taylor, P. N., J. H. Burrige, et al.** (1999). *Clinical use of the odstock dropped foot stimulator: Its effect on the speed and effort of walking*. In "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation", 80 (12), p.1577-1583.
- Taylor, P. N., J. H. Burrige, et al.** (1998). *Long term follow up of 160 users of the Odstock dropped foot stimulator*. Proceedings "6th Vienna International Workshop on Functional Electrostimulation".
- Thoumie, P., B. Perrouin-Verbe, et al.** (1995). *Restoration of functional gait in paraplegic patients with the RGO-II hybrid orthosis. A multicentre controlled study. I. Clinical evaluation*. In "Paraplegia", 33 (11), p.647-653.
- Thoumie, P., G. Le Claire, et al.** (1995). *Restoration of functional gait in paraplegic patients with the RGO-II hybrid orthosis. A multicenter controlled study. II: Physiological evaluation*. In "Paraplegia", 33 (11), p.654-659.
- Thrasher, T. A.** (2004). *Attempts to reduce muscle fatigue by randomizing FES Parameters*. Proceedings "8th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation". Vienna: p.80-83.
- Thurneysen, M.** (2004). *Méthode systématique de conception de cinématiques parallèles*. Thèse de doctorat N°3009. Lausanne: Institut de production et robotique, section microtechnique, EPFL.
- Thurston, A. J., M. W. Whittle, et al.** (1981). *Spinal and pelvic movement during walking: A new method of study*. In "Engineering in Medicine", 10 (4), p.219-222.
- To, C., R. Kirsch, et al.** (2004). *The feasibility of a FNS powered mechanical gait orthosis with coordinated joint locking*. Proceedings "9th Annual conf. of the International FES Society". Bournemouth, UK: p.144-146.
- To, C. S., R. F. Kirsch, et al.** (2004). *The feasibility of a functional neuromuscular stimulation powered mechanical gait orthosis with coordinated joint locking*. Proceedings "Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology". San Francisco, CA: p.4041-4044.
- Tomovic, R., D. Popovic, et al.** (1978). *A technology for self-fitting of orthoses*. In "Adances in External Control of Human Extremities", (ECHE) VII, ETAN
- Tomovic, R., M. Vukobratovic, et al.** (1973). *Hybrid actuators for orthotic systems - Hybrid assistive system*. In "Adances in External Control of Human Extremities", ETAN.
- Tondu, B. and P. Lopez** (2000). *Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators*. In "Control Systems Magazine", 20 (2), p.15-38.
- Tondu, B.** (1997). *Dynamic model of the McKibben artificial muscle contraction*. Proceedings "International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)". Tokyo, Jpn: IEEE, p.64.
- Trew, M. and T. Everett** (2003). *Human Movement*. Churchill Livingstone, 280 p.
- United-Nations** (2004). *Accessibility for the Disabled, A Design Manual for a Barrier Free Environment*. Online: www.un.org/esa/socdev/enable/designm/. Access: 2006.
- Van Gheluwe, B., J. Smekens, et al.** (1994). *Electrodynographic evaluation of the foot during treadmill versus overground locomotion*. In "Journal of the American Podiatric Medical Association", 84 (12), p.598-606.
- Van Peppen, R. P. S., G. Kwakkel, et al.** (2004). *The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: What's the evidence?* In "Clinical Rehabilitation", 18 (8), p.833-862.
- Vaughan, C. L.** (1999). *Dynamics of Human Gait*. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers, 141 p.
- Veneman, J. F., R. Ekkelenkamp, et al.** (2006). *A Series Elastic- and Bowden-Cable-Based Actuation System for Use as Torque Actuator in Exoskeleton-Type Robots*. In "The International Journal of Robotics Research", 25 (3), p.261-281.
- Veneman, J. F., R. Ekkelenkamp, et al.** (2005). *Design of a series elastic-and bowdencable-based actuation system for use as torque-actuator in exoskeleton-type training*. Proceedings "9th International Conference on Rehabilitation Robotics". Chicago, IL: IEEE, p.496-499.
- VICON Motion Systems - Optical Motion Capture Technology for Science, Engineering and Entertainment Industries**. Online: www.vicon.com. Access: 2007.
- Visintin, M., H. Barbeau, et al.** (1998). *A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation*. In "Stroke", 29 (6), p.1122-1128.
- Vogt, L., K. Pfeifer, et al.** (2002). *Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion*. In "Clinical Biomechanics", 17 (2), p.162-165.

- Wall, A. E. and J. M. Hidler** (2004). *Alterations in EMG patterns during robotic assisted walking*. Proceedings "Bioengineering, Northeast Conference". Springfield, MA: p.198-199.
- Wank, V., U. Frick, et al.** (1998). *Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running*. In "International Journal of Sports Medicine", 19 (7), p.455-461.
- Weir, R. F. and D. S. Childress** (1997). *A portable, real-time, clinical gait velocity analysis system*. In "IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering", 5 (4), p.310-321.
- Werner, C., A. Bardeleben, et al.** (2002). *Treadmill training with partial body weight support and physiotherapy in stroke patients: a preliminary comparison*. In "European journal of neurology : the official journal of the European Federation of Neurological Societies", 9 (6), p.639-644.
- Werner, C., S. Von Frankenberg, et al.** (2002). *Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: A randomized crossover study*. In "Stroke", 33 (12), p.2895-2901.
- Wernig, A.** (2005). *"Ineffectiveness" of Automated Locomotor Training*. In "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation", 86 (12), p.2385-2386.
- Wernig, A., A. Nanassy, et al.** (1999). *Laufband (treadmill) therapy in incomplete paraplegia and tetraplegia*. In "Journal of Neurotrauma", 16 (8), p.719-726.
- Wernig, A., A. Nanassy, et al.** (1998). *Maintenance of locomotor abilities following Laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons: Follow-up studies*. In "Spinal Cord", 36 (11), p.744-749.
- Wernig, A., S. Muller, et al.** (1995). *Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons*. In "European Journal of Neuroscience", 7 (4), p.823-829.
- Wheeler, G. D., B. Andrews, et al.** (2002). *Functional electric stimulation-assisted rowing: Increasing cardiovascular fitness through functional electric stimulation rowing training in persons with spinal cord injury*. In "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation", 83 (8), p.1093-1099.
- White, S. C., H. J. Yack, et al.** (1998). *Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking*. In "Medicine and Science in Sports and Exercise", 30 (10), p.1537-1542.
- Whittle, M. W.** (2003). *Gait Analysis: an introduction*. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 220 p.
- Winchester, P. and R. Query** (2006). *Robotic orthoses for body weight-supported treadmill training*. In "Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America", 17 (1), p.159-172.
- Winter, D. A.** (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Ederly and Pathological*. University of Waterloo Press, 112 p.
- Winter, D. A.** (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. A Wiley-Interscience Publication, 277 p.
- Wirz, M., D. H. Zemon, et al.** (2005). *Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial*. In "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation", 86 (4), p.672-680.
- Wirz, M., G. Colombo, et al.** (2001). *Long term effects of locomotor training in spinal humans*. In "Neurology in Practice", 71 (1), p.93-96.
- Wood, D. E., N. D. N. Donaldson, et al.** (1999). *Apparatus to measure simultaneously 14 isometric leg joint moments. Part 2: Multi-moment chair system*. In "Medical and Biological Engineering and Computing", 37 (2), p.148-154.
- Wu, G. and P. R. Cavanagh** (1995). *ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data*. In "Journal of Biomechanics", 28 (10), p.1257-1261.
- Yakimovich, T., J. Kofman, et al.** (2006). *Design and evaluation of a stance-control knee-ankle-foot orthosis knee joint*. In "IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering", 14 (3), p.361-369.
- Yakimovich, T., E. D. Lemaire, et al.** (2006). *Preliminary kinematic evaluation of a new stance-control knee-ankle-foot orthosis*. In "Clinical Biomechanics", 21 (10), p.1081-1089.
- Yamamoto, S., A. Hagiwara, et al.** (2005). *Development of an ankle-foot orthosis with an oil damper*. In "Prosthetics and Orthotics International", 29 (3), p.209-219.
- You, C., J. Huang, et al.** (2003). *Effect of reciprocating gait orthosis on restoration of walking ability in patients with paraplegia*. In "Chinese Journal of Clinical Rehabilitation", 7 (11), p.1682-1683.
- Zancan, A., M. V. Beretta, et al.** (2004). *A new hip-knee-ankle-foot sling: Kinematic comparison with a traditional ankle-foot orthosis*. In "Journal of Rehabilitation Research and Development", 41 (5), p.707-712.

ZEBRIS *Biomechanics measurement systems for 3D measurements, spinal analysis, gait analysis, equilibrium analysis, hand and arm function, EMG measurement.* Online: www.zebris.de. Access: 2007.

Zoss, A. and H. Kazerooni (2006). *Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton.* In "Advanced Robotics", 20 (9), p.967-988.

Zoss, A. B., H. Kazerooni, et al. (2006). *Biomechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX).* In "IEEE/ASME Transactions on Mechatronics", 11 (2), p.128-138.

Travaux d'étudiants, Semestre (EPFL, LSRO, Section Microtechnique)

Varidel Thierry. *Système de rééducation des membres inférieurs d'une personne paraplégique.* Hiv. 2000-01.

Piccardi Lorenzo. *Orthèse de rééducation pour personne paraplégique - Etude de la motorisation.* Hiv. 2002-03.

Delacrétaz Yves. *Modélisation et simulation d'une orthèse de rééducation pour personnes paraplégiques : simulation de la contraction musculaire électrostimulée.* Hiv. 2002-03.

Krummen Mikaël. *Conception des réglages anthropométriques d'une orthèse de rééducation pour paraplégique.* Été 2003.

Schwartz Jean-Jacques. *Conception d'une orthèse de la jambe pour un équipement mobile de rééducation.* Hiv. 2003-04.

Saunders Laurie. *Conception d'un déambulateur pour un équipement mobile de rééducation.* Hiv. 2003-04.

Paciotti Gabriel. *Conception d'un système d'entraînement pour la réhabilitation de paraplégiques.* Été 2004.

Schildknecht Jan. *Système d'acquisition des positions et vitesses articulaires des membres inférieurs.* Été 2004.

Benamara Mohamed Redha. *Instrumentation et contrôle du WalkTrainer™.* Été 2005.

Sigrist Michael. *Conception de la direction asservie d'un équipement mobile de locomotion pour la rééducation de paraplégiques.* Hiv. 2005-06.

Travaux d'étudiants, Master (EPFL, LSRO, Section Microtechnique sauf mention)

Rohner Johann. *Modélisation et simulation d'une orthèse de rééducation pour paraplégique.* 2002.

Graetzel Chauncey. *Conception d'une orthèse du bassin pour un équipement mobile de rééducation.* 2004.

Blanchard Vincent. *Interface de commande pour une orthèse de rééducation pour personnes paraplégiques.* Informatique, 2004.

Paciotti Gabriel. *Conception et réalisation d'un appareil de mobilisation à architecture parallèle pour la réhabilitation de paraplégiques.* 2005.

D'Amato Sergio. *Design of a pelvis orthosis for a gait rehabilitation system in incomplete spinal cord injury.* Etudiant de l'université de Turin, 2005.

Revue de presse

Tages Anzeiger:	Reye Barbara. <i>Lauftraining hilft Gelähmten auf die Beine.</i> 2 mai 2003.
24 Heures:	Ducret Jérôme. <i>Un espoir pour les paraplégiques.</i> 2 mai 2003.
Le Temps:	Vos Anton. <i>Grâce à un nouvel appareil, les paraplégiques pourront mimer les mouvements de la marche.</i> 2 mai 2003.
La Presse Riviera-Chablais:	Béda Claude. <i>Un pas décisif pour les paraplégiques.</i> 2 mai 2003.
Entreprise Romande:	Cormon Pierre. <i>La haute technologie au service des paraplégiques.</i> 21 nov. 2003.
Medical Tribune:	Schneider Richard E. <i>Roboter-Gehhilfen als Hoffnung.</i> 12 décembre 2003.
Welt am Sonntag:	Schneider Richard E., Jüngling Thomas. <i>Roboter hilft beim Gehen.</i> 4 Januar 2004.
Agefi:	<i>Les cyberthèses ressuscitent les fonctions des paraplégiques.</i> 15 février 2006.
Le nouvelliste:	<i>Haute technologies, pour redevenir un piéton.</i> 5 février 2006.
24 Heures:	<i>Un formidable espoir pour les paraplégiques.</i> 17 mars 2006.
Le Nouvelliste:	<i>Ce projet m'a redonné espoir.</i> 17 mars 2006.
Flash EPFL N°8:	Cécilia Gasco. <i>Un grand pas en avant pour les paraplégiques.</i> mai 2006.
20 Minutes:	Cédric Albert. <i>Un nouvel espoir pour les handicapés.</i> 1 juin 2006.
L'année de l'Entreprise:	G. Bloch. <i>Ces machines me donnent l'espoir de remarcher un jour.</i> Nov. 2006,
L'Hebdo	Natalie Bougeard et Elisabeth Gordon. <i>Le cerveau réhabilité.</i> Part. 3, EPFL, un robot pour la marche. 8 mars 2007.

Curriculum Vitae

Carl SCHMITT

Né le 6 février 1958

Originaire de Fribourg, Suisse

FORMATION

Thèse de Doctorat, EPFL, Laboratoire de Systèmes Robotiques	2007
Diplôme d'Ingénieur en Microtechnique, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne.	1989
Diplôme d'ingénieur en Mécanique, Haute Ecole d'ingénieurs, Etat de Vaud, Yverdon.	1981
Bac technique et Certificat de Capacité de mécanicien sur machine. J.Bobst & Fils S.A., Prilly.	1978
Certificat d'études secondaires, collège du Belvédère, Lausanne	1975

EXPÉRIENCES PROFESSIONNELLES

EPFL LABORATOIRE DE SYSTÈMES ROBOTIQUES : FONCTIONNAIRE SCIENTIFIQUE.	03.2007
- Projet Cyberthèse: responsable de projet, recherche, développement, conception, modélisation d'orthèses actives et travail de doctorat. Projet CTI 7485.2 LSPP-LS. http://lsro.epfl.ch	
- Robotique de haute précision: conception de "Micro-Actuators Stick and Slip", projet CTI 4393.1.	12.1999
DEBIOTECH S.A. MEDICAL DEVICES, MICROTECHNOLOGIES. INGÉNIEUR EPFL, CHEF DE PROJET.	11.1999
- Recherche et développement, amélioration, prototypage, mise au point, validation et industrialisation d'un nouvel injecteur de produit contraste.	
- Travaux expérimentaux effectués en salle blanche.	
- Management pour l'assurance qualité, l'homologation et le marquage CE (TüV).	05.1997
HAEMONETICS S.A. BLOOD PROCESSING SYSTEMS. INGÉNIEUR EPFL, SENIOR.	04.1997
- Conception, mise au point, production de valves, compte-gouttes, capteur sanguin, centrifugeuse de séparateur sanguin.	
- Support technologique concernant les éléments stériles jetables moulés par injection. Analyse de la qualité de fabrication.	
- Brevet N° 96306867 "Improved mechanism for securing a separation bowl to a mechanical chuck".	01.1992
KUDELSKI S.A. ENREGISTREURS AUTONOMES NAGRA. INGÉNIEUR EPFL, MICROTECHNIQUE.	11.1991
- Conception et prototypage d'un scanner pour un enregistreur digital de haute densité.	
- Tests expérimentaux et mise au point de procédés de fabrication.	02.1989
ETUDES : ECOLE POLYTECHNIQUE FÉDÉRALE DE LAUSANNE. SECTION MICROTECHNIQUE.	1984-89
EMHART ZURICH S.A. GLASS MACHINERY GROUP. INGÉNIEUR ETS EN MÉCANIQUE.	08.1984
- Etude, développement, mise au point et test de systèmes de mesure, de contrôle et de sécurité de manipulateurs de la chaîne de production des emballages en verre.	
- Brevet N° 8408997 "Method of monitoring the movement of a member in a glassware forming machine of the individual section type".	05.1982

Publications

Schmitt, C., J.-M. Breguet, A. Bergander, R. Clavel, « *Micro Positioning System Using Piezo Technology : From Nanometer to Centimeter* », IWMF, Fribourg, Switzerland, pp.83-86, October 9-10, 2000.

Schmitt, C., J.-M. Breguet, A. Bergander, R. Clavel, « *Stick and Slip Actuators* », Microrobotics and Microassembly II, SPIE – The International Society for Optical Engineering, Boston, USA, vol. 4194, pp.65-74, November 5-6, 2000.

Schmitt, C., P. Métrailler, A. Al Khodairy et al. "A Study of a Knee Extension Controlled by a Closed Loop Functional Electrical Stimulation". 9th Annual Conference of the International FES Society, Bournemouth, UK, pp. 135-137, 2004.

Schmitt, C., P. Métrailler, A. Al Khodairy et al. "The Motion Maker™: a Rehabilitation System Combining an Orthosis with Closed-Loop Electrical Muscle Stimulation" 8th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation, Vienna, Austria, pp. 117-120, 2004.

Schmitt, C., "Assistance robotisée pour la mobilité". Les Cahiers de l'électricité, revue suisse de l'énergie, N°60 sept. 2005 (Electricité pour la santé).

Métrailler, P., R. Frischknecht, C. Schmitt, et al. "*Improvement of rehabilitation possibilities with the MotionMaker*". in BioRob 2006. Pise, 20-22 février 2006.

Stauffer, Y., Schmitt, C. et al. « *WalkTrainer Re-education device for active walking of paraplegic and hemiplegic people* ». Abstract booklet, EPFL Latsis Symposium, 2006.

Milner, T., P. Métrailler, C. Schmitt et al. "*Force and torque vectors at the foot generated by surface electrical stimulation of leg muscles*". in 29th Canadian medical and Biological Engineering Conference, June 1-3. 2006. Vancouver.

Bouri, M. Y. Stauffer, C. Schmitt et al. "*Robotic System for Walking Rehabilitation*". in ROBIO 2006, Kunming, China, December 17-20, 2006.