

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT D'UNE MÉTHODE D'APPRENTISSAGE PAR PROJET
POUR L'ENSEIGNEMENT DE LA MODÉLISATION MULTICORPS
APPLIQUÉE AU CORPS HUMAIN

SÉBASTIAN HERNANDEZ
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

DÉCEMBRE 2015

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

DÉVELOPPEMENT D'UNE MÉTHODE D'APPRENTISSAGE PAR PROJET
POUR L'ENSEIGNEMENT DE LA MODÉLISATION MULTICORPS
APPLIQUÉE AU CORPS HUMAIN

présenté par : HERNANDEZ Sébastien

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. VADEAN Aurelian, Doctorat, président

M. RAISON Maxime, Doctorat, membre et directeur de recherche

M. ACHICHE Sofiane, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. SPOONER Daniel, M.Sc.A., membre

DÉDICACE

“¡Hoy mejor que ayer, mañana mejor que hoy!”

Traduction : « Aujourd’hui mieux qu’hier, demain mieux qu’aujourd’hui ! »

REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance envers mes parents, mes amis et ma famille qui m'ont soutenu tout au long de ces deux ans et demi passés outre-Atlantique, c'est vous qui me donnez la confiance d'entreprendre tous mes projets, autant professionnels que personnels, merci !

Je souhaite également exprimer ma plus profonde gratitude à mes codirecteurs, les Professeurs Maxime Raison et Sofiane Achiche pour leur soutien, leurs conseils, leur temps, leur patience ainsi que pour leur amitié qui est née au cours de cette maîtrise. Je salue l'incroyable énergie et équilibre qui émanent de l'équipe que vous formez !

Les deux ans passés ici à Montréal ont été extraordinairement enrichissants autant sur le plan professionnel que personnel. Je voulais donc remercier toutes les personnes fantastiques que j'ai pu rencontrer et avec qui j'ai collaboré pendant mon séjour pour avoir rendu aussi intéressante et formidable cette expérience québécoise : les étudiants en génie biomédical, l'équipe du projet PC2, l'équipe du pub et bien d'autres, notamment mes colocataires, Arnaud et Gavin qui m'ont supporté tout au long de l'aventure !

Un grand merci aux équipes du Centre de Réadaptation Marie Enfant et du laboratoire du professeur Achiche pour avoir rendu à la fois sympathique et enrichissante cette expérience de recherche. C'était vraiment agréable de travailler en étant entouré par des personnes aussi brillantes et toujours de bonne humeur.

Je tiens également à remercier toutes les personnes qui ont accepté de participer à des entrevues dans le cadre de ma recherche pour leur temps et leur patience. Les entrevues ont été très riches et ont permis de faire évoluer ce projet de maîtrise.

Enfin, une attention toute particulière à ma promotion ICAM, la promotion 114 de Toulouse, qui m'a offert le billet d'avion pour partager avec eux la célébration de fin d'étude de la promotion en septembre 2014 le temps d'une fin de semaine. Ça m'a beaucoup touché.

Québec, je me souviens... et je n'oublierai jamais !

RÉSUMÉ

La modélisation multicorps est un outil d'ingénierie très utilisé à travers le monde pour résoudre des problèmes de cinématique et de dynamique de divers mécanismes. Son application au corps humain a vécu une grande révolution au cours des dernières décennies dans le milieu de la recherche, permettant notamment d'estimer les forces musculaires et les couples articulaires de manière non invasive. Le recours à des modèles humains est donc devenu de plus en plus populaire et pertinent pour l'industrie des produits de santé et les applications cliniques. En outre, la modélisation multicorps s'intègre de plus en plus dans les processus de décision pour la conception de produits tels que les exosquelettes, les prothèses, les orthèses ou encore l'évaluation fonctionnelle du corps humain. En particulier, beaucoup d'efforts ont été effectués dans les dernières années pour combiner cet outil avec d'autres outils tels que les logiciels de conception assistée par ordinateur et d'éléments finis afin de pouvoir faire des études plus complètes de conception et d'analyse.

Or, malgré le fait que la modélisation multicorps est très complexe, cette matière est relativement peu enseignée de manière systématique, et généralement apprise sur le tas en recherche ou en industrie, limitant grandement les capacités d'utilisation et de développement des ingénieurs. Par conséquent, il est nécessaire de mettre en place une méthodologie d'apprentissage permettant d'intégrer cette matière dans la formation des ingénieurs en biomédical et en mécanique. Ainsi, le but de cette thèse de maîtrise est de proposer une méthodologie d'apprentissage par projet pour faciliter l'enseignement des bases de la modélisation multicorps appliquée au corps humain, afin que les étudiants puissent ensuite envisager des développements plus avancés sur base d'un socle de compétences solide et standardisé.

La méthode générale a consisté à identifier le matériel, les méthodologies et les défis des milieux professionnels de la modélisation multicorps. Ensuite, un projet pilote a été proposé à une classe de cycles supérieurs de génie biomédical, suivi d'une étape d'identification des difficultés et des défis de l'apprentissage de la modélisation multicorps dans la littérature et par le biais d'entrevues. Enfin, une méthodologie d'apprentissage par projet a été construite en se basant sur les méthodologies et matériels identifiés dans le milieu professionnel et répondant aux difficultés identifiées.

Les résultats principaux de cette étude permettent (1) d'identifier les difficultés principales relatives à l'apprentissage et à l'utilisation de la modélisation multicorps appliquée au corps humain (2) de conclure que la méthodologie de projet ne doit pas seulement utiliser de la simulation mais doit s'accompagner d'un dispositif physique. En particulier, les résultats montrent que l'utilisation de prototypage rapide permet de proposer un projet simplifié tout en restant concret et en répondant aux difficultés identifiées.

Les perspectives de cette étude sont de développer une méthodologie avancée augmentant la complexité du projet et du dispositif physique pour atteindre des modèles d'une sophistication semblable aux modèles utilisés dans l'industrie et la clinique.

ABSTRACT

Multibody modeling is an engineering tool widely used to solve kinematics and dynamics problems for various mechanisms. Its application to the human body modeling by the research community has gone through a revolution in the last decades, enabling to estimate muscle forces and joint torques in a non-invasive way. Therefore, the use of human-like models has become increasingly popular and very relevant to the health industry and for clinical applications. In addition, multibody modeling is more and more involved in the decision-making process for the design of products interacting closely with the human body such as exoskeletons or prosthetics. Particularly, many efforts have been made recently to combine this tool with other tools such as computer-aided design software packages and finite elements analysis in order to make more thorough design and analysis studies.

However, despite the complexity inherent to learning of multibody modeling, it is rarely taught in a systematic way, and is usually learned in ad-hoc manner in both research and or industry, thus limiting greatly the capacity of cooperation and development for engineers. Therefore, it is necessary to develop a learning methodology allowing one to incorporate this material in the training of engineers and more particularly biomedical and mechanical engineers. Therefore, the aim of this Masters thesis is to provide a project based learning methodology to facilitate the teaching of the basics of multibody modeling applied to the human body, so that students could then consider more advanced developments on the basis of stronger and better standardized skills.

The general approach proposed in this master thesis is to build on the methodology of real-world project development in the field of biomedical and mechanical engineering involving multibody modeling steps, to offer a project using professional tools and techniques. Then a step of identification of the difficulties and challenges for learning multibody modeling is carried out using data collected from literature and from semi-structured interviews leading to a proposed project-based learning methodology meeting the identified challenges.

The main results of this master project allow (1) to identify the main difficulties in learning and using multibody modeling applied to the human body (2) to conclude that the proposed methodology should not only use simulation but must be accompanied by a physical prototype. In particular, the results show that the use of rapid prototyping enables one to offer a simplified project while still addressing the identified challenges.

The prospects of this study are to develop a methodology increasing both the project and the physical device complexity to reach a similar sophistication compared with models used in the industry and by clinicians.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	VII
TABLE DES MATIÈRES	IX
LISTE DES TABLEAUX.....	XIII
LISTE DES FIGURES	XIV
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVII
LISTE DES ANNEXES	XVIII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	3
2.1 Matériel et défis de la communauté de modélisation multicorps en biomécanique du mouvement	3
2.1.1 La modélisation multicorps en biomécanique.....	3
2.1.2 Matériel utilisé.....	11
2.1.3 Défis identifiés	14
2.1.4 Conclusion sur le matériel et les défis identifiés.....	15
2.2 Application concrète de la modélisation multicorps en biomécanique : La conception d'exosquelettes	16
2.2.1 Évolution de la conception d'exosquelettes avant et après la modélisation multicorps	16
2.2.2 La modélisation multicorps pour la conception d'exosquelettes	17
2.2.3 Conclusion sur l'utilisation de la modélisation multicorps pour la conception d'exosquelettes	18

2.3	Méthodes d'enseignement de la modélisation multicorps	19
2.3.1	L'apprentissage par projets	19
2.3.2	Principales difficultés identifiées dans la littérature pour l'apprentissage de la modélisation multicorps	21
2.3.3	Conclusions sur les méthodes et difficultés d'apprentissage de la modélisation multicorps.....	21
CHAPITRE 3 OBJECTIFS DU PROJET		22
3.1	Résumé de la problématique	22
3.2	Objectif général	22
3.2.1	Objectifs spécifiques	22
3.2.2	Hypothèses	23
3.2.3	Développement des compétences.....	23
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE COMPLÉMENTAIRE.....		24
4.1	Méthodologie du projet	24
CHAPITRE 5 ARTICLE 1 : FROM ON-BODY SENSORS TO IN-BODY DATA FOR HEALTH MONITORING AND MEDICAL ROBOTICS: A SURVEY		27
5.1	Abstract	29
5.2	Introduction	30
5.3	Review of on-body and external sensors.....	31
5.3.1	On-body sensors	31
5.3.2	External force sensors and original techniques	33
5.4	Sensor comparison	34
5.4.1	Hardware	35
5.4.2	Software	36
5.4.3	Interface.....	37

5.5	Conclusion.....	37
5.6	References	37
CHAPITRE 6 ARTICLE 2 : REFINEMENT OF EXOSKELETON DESIGN USING MULTIBODY MODELING : AN OVERVIEW		42
6.1	Abstract	44
6.2	Résumé.....	45
6.3	Introduction	46
6.4	Issues and solution in Design of exoskeletons	49
6.4.1	Human musculoskeletal dynamics modeling for the design of exoskeletons	49
6.4.2	Design for rehabilitation.....	51
6.5	Discussion / Challenges	53
6.6	Conclusion.....	54
6.7	References	55
CHAPITRE 7 ARTICLE 3 : ON SUPPORTING THE LEARNING OF MULTIBODY DYNAMICS OF THE HUMAN BODY USING MULTIDISCIPLINARY PHYSICAL PROTOTYPING 60		
7.1	Abstract:	62
7.2	Introduction	63
7.3	Research context	64
7.3.1	Research method	64
7.3.2	Literature review	65
7.3.3	Pilot project	68
7.3.4	Identification of the difficulties encountered when learning multibody modelling in biomechanics.....	74
7.4	Results	76

7.4.1	Results from interviews.....	76
7.4.2	Additional results	77
7.4.3	Multibody Physical Prototyping Project Description.....	78
7.4.4	Difficulties and challenges addressed by the proposed methodology.....	80
7.5	Limitations and conclusions.....	84
7.6	References	87
CHAPITRE 8	DISCUSSION GÉNÉRALE	92
CHAPITRE 9	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....	94
BIBLIOGRAPHIE	96
ANNEXES	102

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 : Coordonnées des points des segments de la Figure 2.1 en coordonnées absolues et dans les repères relatifs	5
Tableau 2.2 : Capteurs les plus utilisés (Extrait et traduit du chapitre 5)	13
Tableau 2.3 : Recensement de méthodes d'apprentissage de la modélisation multicorps (traduit et extrait du chapitre 7)	20
Table 5.1: Most used on-body and external sensors	32
Table 5.2: Classification of the main optokinetic cameras [10].....	34
Table 7.1: Teaching multibody methods from literature review.....	67
Table 7.2 : Current academic level of students who took part of the pilot project.	68
Table 7.3 : Background of students who took part of the pilot project.....	68
Table 7.4 : Difficulties identified from students who followed the pilot project.....	77
Table 7.5 : Difficulties identified from interviews with professors, alumni and researchers	77
Table 7.6 : Questions of the semi-structured open ended interview asked to the students who followed the pilot project and professors and alumni	86

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 : Repères relatifs et repère global	4
Figure 2.2 Représentation des différentes possibilités de coordonnées par ordre chronologique d'apparition (repris de [1])	5
Figure 2.3 : Positions en coordonnées absolues à gauche et en coordonnées relatives à droite pour un mouvement plan de flexion extension du pied. Le repère inertiel est choisi au genou.....	6
Figure 2.4 Chaque segment du membre supérieur simplifié a un repère local rigide qui lui est propre, chaque segment est décrit en fonction du corps parent. La main est décrite par l'angle α avec l'avant-bras, et l'avant-bras est décrit par l'angle β avec le bras.	8
Figure 2.5 : Schéma du membre inférieur avec une chaîne cinématique en a) boucle ouverte et b) boucle fermée avec l'ajout d'un muscle.	9
Figure 2.6 : Représentation simplifiée des entrées et sorties des formalismes utilisées en dynamique multicorps.....	10
Figure 2.7 : Les deux principales composantes nécessaires pour effectuer de la modélisation multicorps en biomécanique : le modèle et les mesures	11
Figure 2.8 : Trois principaux appareils de mesures identifiés pour effectuer de la modélisation multicorps appliquée au corps humain : Caméras optocinétiques avec marqueurs, capteurs de signal électromyographique (EMG) et capteurs de forces (souvent plateforme de force).....	12
Figure 2.9 : Évolution du nombre d'articles par an. Source : IEEE-Xplore, Mots clés : "exoskeleton", et les noms des principaux logiciels de multicorps	18
Figure 2.10 : Méthodologie de prototypage virtuel avec un modèle musculo-squelettique	19
Figure 4.1 : Application concrète de la modélisation multicorps pour un problème d'ingénierie biomédicale.	25
Figure 4.2 : Méthodologie et relations entre les revues de littératures et les articles pour arriver à une proposition de méthodologie	26
Figure 6.1: Example of Exoskeleton where actuators are placed close to the joints.	47

Figure 6.2: Virtual optimization of an Exoskeleton of the shoulder, using Robotran, a multibody Software [1]. The two parameters that are being evaluated are the reachable workspace and the parasitic forces.....	48
Figure 6.3: Evolution of the number of articles/year. Source: IEEE-Xplore, Keywords : “exoskeleton”, and the name of the software based on multibody modeling.	48
Figure 6.4: Simplification Steps to solve the dynamics, first the ankle joint is locked (left) to solve the knee dynamics, then the ankle joint is added back.....	50
Figure 6.5: Virtual prototyping process with musculoskeletal multibody model.	52
Figure 6.6: Possible use of multibody modeling to design a combination of FES and exoskeleton as a transition step for FES alone rehabilitation.....	52
Figure 7.1 : Illustration of the research method used.....	66
Figure 7.2: Objective of the pilot project : Design and fabrication of an upper limb prosthesis able to do flexion and extension of the forearm. The prosthesis must be designed for above the elbow amputee, controlled with muscle contraction from biceps and triceps.	70
Figure 7.3 : Definition of teams and subproject goals. Subprojects were codependent.	71
Figure 7.4 : The prosthesis presented by the class for the pilot project, there was lack of time to design and manufacture the hand, nevertheless the end of the forearm was designed to easily add a hand if more time was available. The prototype was functional.	72
Figure 7.5 : Multibody simulation team framework, inspired by Lipinski and al [1].....	73
Figure 7.6 : Data acquisition, with bony landmarks, AcromioClavicular (AC), Lateral Epicondyle (EL), Medial Epicondyle (EM), Radial Styloid (RS), Ulnar Styloid (US). Two wireless EMG sensors were used to acquire the signal from the biceps and the triceps (FREEMG, BTS engineering, Italy)	74
Figure 7.7 : Kinematic acquisition using a smartphone video camera, reducing both costs and difficulty while keeping the experimental part of the project	79
Figure 7.8 : The prototypes simulate the markers used in the first project by color contrast markers.	79

Figure 7.9 : Difficulties addressed by the proposed project.....	80
Figure 7.10 : Comparison between the pilot project methodology and the proposed methodology for data acquisition.	83
Figure 7.11 : Steps to identify the markers : (a.) acquire the video, (b.) convert the image into black and white to highlight the markers, (c.) use the code to identify the markers and obtain the absolute coordinates of the markers.	83

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AC	Acromio claviculaire
APP	Apprentissage par problèmes
AVC	Arrêt vasculaire cérébral
BAN	Body area network
BSN	Body sensor network
CAO	Conception assistée par ordinateur
CAD	Computer aided design
CdM / CoM	Centre de Masse / Center of Mass
DDL / Dof	Degrés De Liberté / Degree of Freedom
ÉF	Éléments finis
EL	Épicondyle latéral
EM	Épicondyle médial
EMG	Électromyographie
FEA	Finite element analysis
FFM	Fabrication par dépôt de filament fondu (fused filament modeling)
IEEE	Institute of electrical and electronics engineers
ISB	International Society of Biomechanics
MBS	Système multicorps (multibody System)
PBL	Project based learning
RS	Styloïde radial
US	Styloïde ulnaire
WBAN	Wireless body area network
WBSN	Wireless body sensor network
3D	Trois dimensions

LISTE DES ANNEXES

Annexe A – Retranscription des entrevues 102

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La modélisation consiste à créer une représentation, habituellement mathématique, en vue de comprendre ou de prédire le comportement d'un système. La modélisation multicorps est une technique de modélisation où les différents éléments constitutifs d'un mécanisme sont considérés comme rigides ou souples et sont reliés entre eux par des liaisons mécaniques parfaites [2]. Depuis le début des années 1970, la modélisation multicorps a permis de résoudre beaucoup de problèmes de cinématique et de dynamique dans les milieux de la recherche et de l'industrie, traditionnellement en aérospatial, véhicule, et robotique [3-5]. Ces applications semblent évidentes par le lien entre mécanisme industriel et modélisation de mécanisme. De plus, beaucoup d'efforts ont été effectués dans les dernières années pour combiner cet outil avec d'autres outils tels que les logiciels de conception assistée par ordinateur et d'éléments finis afin de pouvoir faire des études plus complètes de conception et d'analyse [6].

Depuis le début des années 2000, le recours à la modélisation multicorps s'est popularisé dans le milieu de la biomécanique, ouvrant de nouvelles perspectives, notamment la possibilité d'estimer des paramètres et des grandeurs du corps humain qui seraient difficilement accessibles ou impossibles à obtenir expérimentalement, tels que les couples articulaires et les forces musculaires [1, 7-10]. Ces récentes avancées ouvrent les perspectives de nombreuses applications de la modélisation multicorps telles que l'évaluation des performances sportives [11-13], les diagnostics médicaux [14, 15], la simulation d'accidents pour améliorer la sécurité des véhicules [16], l'aide à la conception d'exosquelettes [17] et tout autre situation où l'on aurait besoin de modéliser le mouvement de systèmes biomécaniques complexes ou de connaître les relations entre les efforts et le mouvement en lien avec le corps humain. Cette croissance d'applications concrètes pousse à croire que les besoins d'ingénieurs travaillant en modélisation multicorps du corps humain dans les milieux de l'industrie de la santé et clinique croîtront également. Note : En raison des nombreuses applications possibles de la biomécanique en recherche et en industrie, le terme « biomécanique » dans ce mémoire fera référence, par simplicité et clarté, à la biomécanique du mouvement du corps humain, incluant la conception de dispositifs cherchant à reproduire la biomécanique du corps humain tels que les prothèses ou les exosquelettes. En biomécanique, il existe aujourd'hui deux principales techniques de modélisation : la modélisation multicorps et la méthode par éléments finis [18]. En dépit des nombreux avantages cités au paragraphe précédent,

la modélisation multicorps est beaucoup moins répandue dans les universités que la modélisation par éléments finis malgré le souhait répété de la communauté de l'inclure dans le processus d'éducation à profil technique [19-22] et dans notre cas pour le génie biomédical. On peut expliquer cela par le fait que c'est une matière qui est encore en transition du statut de sujet de recherche à sujet établi d'ingénierie, comme l'a déjà été la modélisation par éléments finis dans les années 1970 [21, 23]. De plus, la modélisation multicorps est une technique très complexe nécessitant beaucoup de prérequis pour son assimilation. Certains auteurs expliquent qu'il faudrait même l'enseigner comme une matière à part [20] et que des méthodes d'enseignement spéciales doivent être employées pour l'enseigner [24]. A la difficulté établie de la modélisation multicorps s'ajoute la complexité du corps humain qui est de surcroît différente et propre à chaque individu.

Dans ce contexte, l'objectif de ce projet de maîtrise est de développer une méthodologie d'apprentissage par projet s'appuyant sur des prototypes physiques permettant de rendre accessible les concepts et outils de la modélisation du corps humain aux étudiants en génie biomédical et mécanique. L'hypothèse principale est que le développement d'un projet mettant en œuvre à la fois une méthodologie et un contexte réel, apporté par le prototype physique, permet de rendre l'apprentissage et la compréhension de la modélisation multicorps en biomécanique plus facile. L'utilisation d'imprimante 3D permet de créer des projets sur mesure selon les objectifs d'apprentissage voulus par le professeur.

Le chapitre 2 présente la revue de la littérature faite dans le cadre de cette maîtrise. Le chapitre 3 présente la rationnelle du projet, les objectifs et hypothèses de l'étude complété par le chapitre 4 fournissant une méthodologie complémentaire sur le déroulement du projet de maîtrise. Celle-ci a conduit à la rédaction de deux articles de conférences présentés aux chapitres 5 et 6. Le chapitre 7 contient l'article de revue nommé "On supporting the learning of multibody dynamics of the human body using multidisciplinary physical prototyping". Finalement, les chapitres 8 et 9 concluent ce mémoire de maîtrise avec une discussion générale ainsi que les perspectives de ce projet.

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE

La revue de littérature s'est déroulée en trois étapes décrites ci-dessous.

La première étape a porté sur l'état de l'art des matières constituant les bases de la modélisation multicorps et sur le matériel d'acquisition nécessaire pour exploiter un modèle multicorps et les défis liés à ces acquisitions. Cette revue a conduit à la rédaction d'un article de conférence présenté au chapitre 5.

La seconde étape a permis de mettre en évidence le potentiel qu'offre la modélisation multicorps pour les ingénieurs biomédicaux au travers d'une application concrète : l'utilisation de la modélisation multicorps pour la conception d'exosquelettes. Cette revue a conduit à la rédaction d'un article de conférence présenté au chapitre 6.

La troisième étape a permis de réviser les méthodes utilisées pour enseigner la modélisation multicorps, afin de transmettre aux étudiants les connaissances acquises dans les deux premières revues de littérature. Cette revue a conduit à la rédaction d'une méthodologie d'article, à la section 7.3.1.

Par compréhension pour le lecteur, nous proposons de présenter dans ce chapitre-ci l'ensemble de la revue de littérature, en traduisant les revues de littérature des trois articles mentionnés ci-dessus, mais aussi en les complétant et en les coordonnant.

2.1 Matériel et défis de la communauté de modélisation multicorps en biomécanique du mouvement

Cette section effectue un état de l'art de l'art du matériel et des défis de la communauté de modélisation multicorps appliquée au corps humain. Cette section résume des parties de l'article du chapitre 5.

2.1.1 La modélisation multicorps en biomécanique

Avant de présenter le matériel et les défis de la communauté de modélisation multicorps, les bases de modélisation multicorps que l'on souhaite enseigner sont rappelées ci-dessous.

Cinématique

Repères

Afin de pouvoir décrire la cinématique d'un corps il faut un repère de référence qui diffère selon le choix de coordonnées généralisées (expliqué dans le paragraphe ci-dessous). Le repère de référence aussi appelé repère inertiel est constitué de trois axes orthogonaux, pour un système en trois dimensions, connectés à un point appelé origine [2].

Par exemple dans la figure ci-dessous, le repère de référence, dans le plan, est composé des axes \vec{i}_1 et \vec{i}_2 qui sont connectés à l'origine en 0,0. Si on considère le membre supérieur comme un système multicorps simplifié dans le plan, chacun des segments osseux du bras, de l'avant-bras et de la main est un corps. Selon les coordonnées généralisées choisies on fera référence soit au repère inertiel, soit aux repères relatifs placés sur chacun des corps dans le cas d'utilisation de coordonnées relatives.

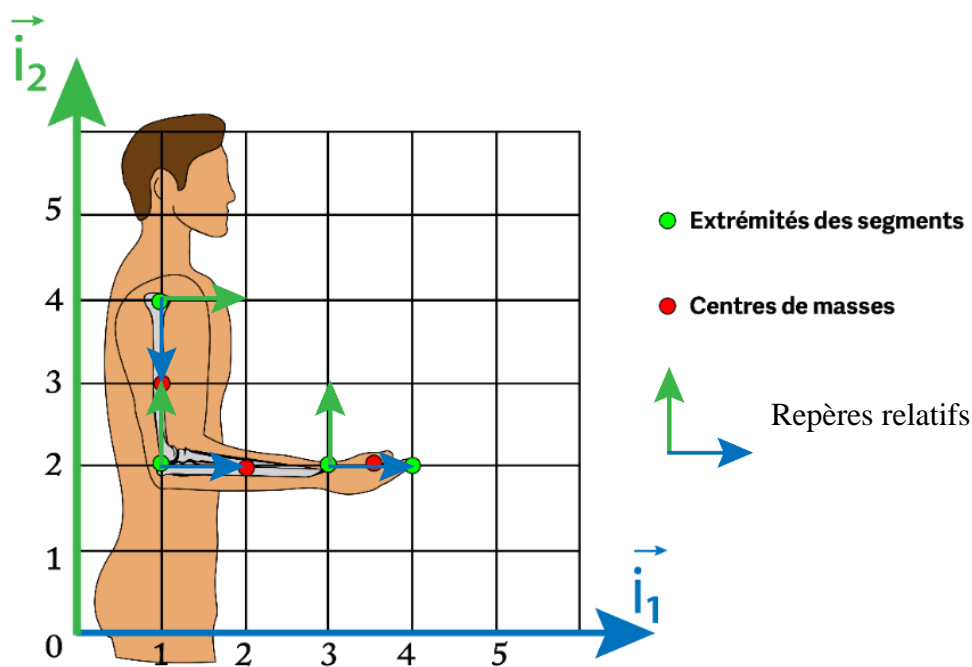


Figure 2.1 : Repères relatifs et repère global

Les coordonnées des différents points des segments sur la Figure 2.1 sont reprises dans le Tableau 2.1 pour fournir un exemple de la différence entre repère relatif et repère inertiel.

Tableau 2.1 : Coordonnées des points des segments de la Figure 2.1 en coordonnées absolues et dans les repères relatifs

Segment	Point	Coordonnées absolues (repère global)	Coordonnées relatives (repère local)
Bras	Proximal	[1, 4]	[0, 0]
	Centre de Masse	[1, 3]	[1, 0]
	Distal	[1, 2]	[2, 0]
Avant-Bras	Proximal	[1, 2]	[0, 0]
	Centre de Masse	[2, 2]	[1, 0]
	Distal	[3, 2]	[2, 0]
Main	Proximal	[3, 2]	[0, 0]
	Centre de Masse	[3.5, 2]	[0.5, 0]
	Distal	[4, 2]	[1, 0]

Coordonnées généralisées

Dû à la complexité des mouvements du corps humain, il est important de bien choisir le système de coordonnées adapté à l'étude. Comme l'expliquent De Jalon et Bayo dans leur livre de référence [25], il faut être capable de décrire de manière mathématique les positions et orientations des différents corps du système étudié. Les coordonnées généralisées représentent toutes les variables qui permettent configurer un système multicorps de façon claire et univoque [1, 25] (e.g., les angles, les positions relatives). Les coordonnées généralisées englobent donc les coordonnées absolues, les coordonnées relatives et les coordonnées naturelles (classées par ordre d'apparition chronologique en Figure 2.2).

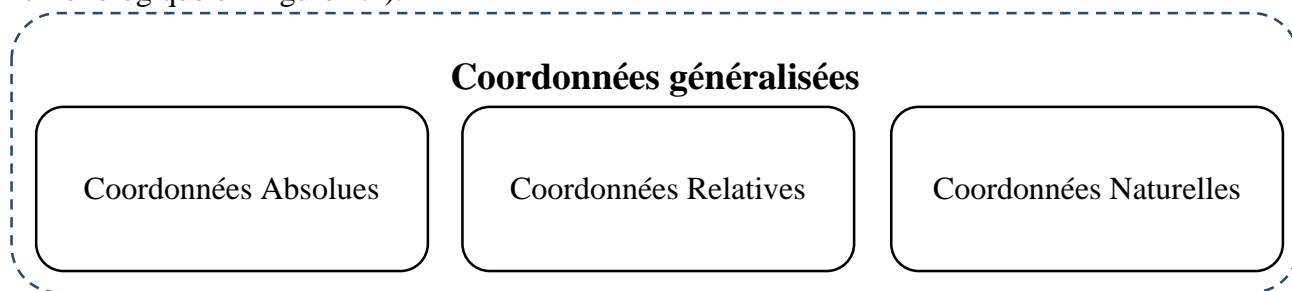


Figure 2.2 Représentation des différentes possibilités de coordonnées par ordre chronologique d'apparition (repris de [1])

Choix des coordonnées généralisées

Chaque type de coordonnées généralisées, à savoir les coordonnées absolues [26], les coordonnées relatives [27] et les coordonnées naturelles [25], présentent leur lot d'avantages et inconvénients. Après de longs débats dans les conférences internationales en modélisation multicorps dans les années 70', il est apparu qu'il n'y a pas d'avantage absolu d'un type de coordonnées sur un autre. C'est la nature du mouvement étudié qui permet de choisir quelles coordonnées généralisées sont les plus adaptées pour répondre à la problématique étudiée. Par exemple, Mark Ardema prend l'exemple du pendule dans son livre pour illustrer les différences de deux approches d'un même problème [28]. En effet, en utilisant des coordonnées cartésiennes l'étude du mouvement plan d'un pendule devient difficile car il faudrait en permanence avoir deux coordonnées interdépendantes pour définir la position du pendule. En revanche, le mouvement peut être facilement décrit en utilisant les coordonnées relatives, le pendule est décrit par une seule variable : l'angle du pendule avec la verticale. En prenant comme analogie le genou qui peut être modélisé par une liaison pivot dans le plan sagittal, on peut l'assimiler au pendule et décrire le mouvement du pied comme celui du pendule relativement au genou (illustré en Figure 2.3). En simplifiant le membre inférieur comme un corps en rotation dans le plan, le recours aux coordonnées relatives est plus intéressant car on diminue le nombre de variables.

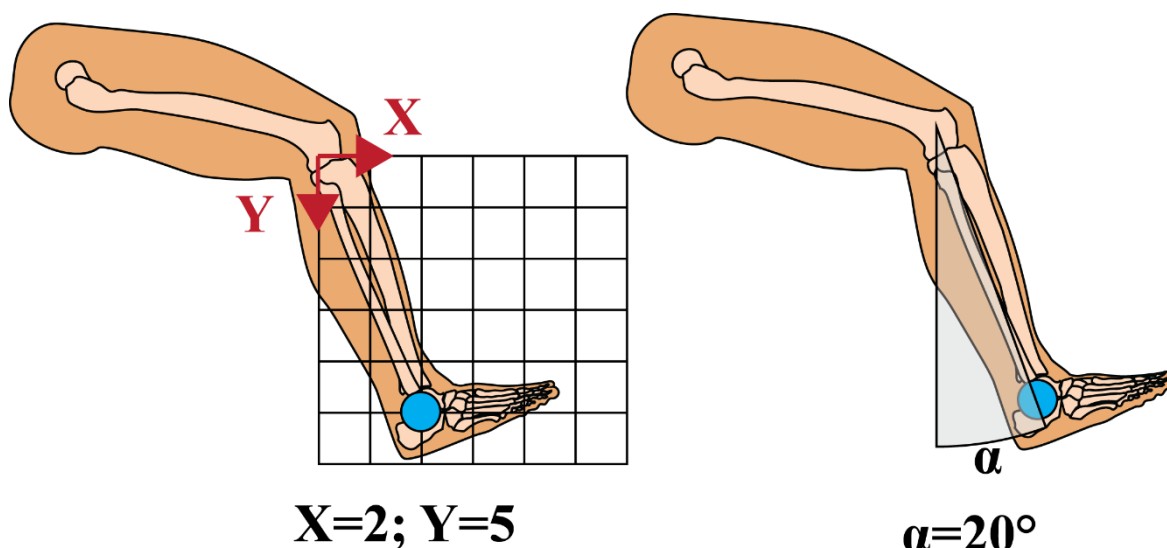


Figure 2.3 : Positions en coordonnées absolues à gauche et en coordonnées relatives à droite pour un mouvement plan de flexion extension du pied. Le repère inertiel est choisi au genou.

Il n'existe pas de consensus sur quelles coordonnées généralisées sont les plus pertinentes pour la modélisation multicorps de manière générale. Cependant, en biomécanique, l'utilisation de coordonnées relatives apparaît plus judicieuse pour deux principales raisons [1] :

1. En coordonnées absolues et naturelles, il y a plus de contraintes par joint sphérique qu'en coordonnées relatives, ce qui complique les calculs dans le cas de systèmes présentant plusieurs joints sphériques comme le corps humain. P ex, « Un système simplifié du corps humain composé de 13 corps rigides (tête, tronc, pelvis, deux bras, deux avant-bras, deux jambes , deux tibias, deux pieds) articulés par des liaisons sphériques nécessiteraient 39 contraintes » en utilisant les coordonnées absolues (3 contraintes par liaison sphérique) [1].
2. Le recours aux angles relatifs entre les parties du corps humains est une pratique déjà établie dans le milieu de la réadaptation et de la médecine contrairement aux coordonnées absolues et naturelles. Ce choix a l'avantage de faciliter la prise de mesures et l'interprétation des mouvements entre les segments du corps humain, p.ex. : « angle relatif au coude de 90° ». Par contre, il apparaît encore régulièrement que les conventions de séquences d'angles relatifs ne sont pas standardisées entre les domaines d'applications et même au sein d'un même domaine d'application, menant souvent à des difficultés de compréhension, voire à des conflits d'interprétations, entre équipes de recherche ou clinique : p.ex. l'articulation gléno-humérale à l'épaule est reconnue sphérique; la séquence d'angles standard recommandée par l'ISB est YXY [29], cependant la séquence préférée par plusieurs auteurs est XZY car celle-ci limite l'incidence du problème de verrouillage de cardan et est considérée numériquement meilleure pour étudier l'élévation dans le plan scapulaire/frontal [30, 31].

De plus, le choix du logiciel de modélisation multicorps influence dès le départ le choix du type de coordonnées. P.ex., nous avons choisi d'utiliser le logiciel de modélisation multicorps Robotran [32], car prof. M. Raison, directeur de cette maîtrise, a bénéficié d'une formation continue depuis près de 15 ans sur ce logiciel, ce qui est un atout à considérer avant de changer de logiciel pour ce type de modélisation non triviale. Or, Robotran utilise les coordonnées généralisées relatives pour décrire les systèmes multicorps. L'utilisation de coordonnées relatives sera ainsi utilisée dans le cadre de ce projet de maîtrise et dans la méthodologie proposée. Chaque corps aura donc un repère local et le mouvement de chaque corps distal peut être décrit en fonction du corps parent (proximal) comme illustré à la Figure 2.4.

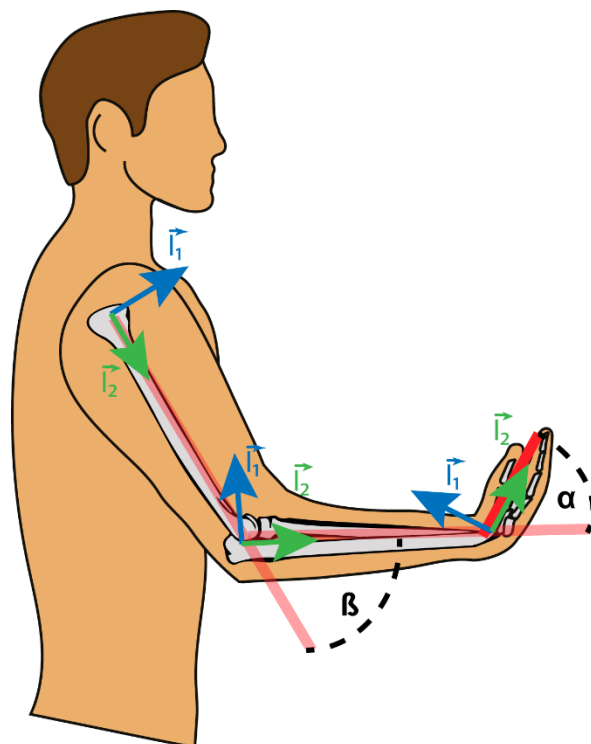


Figure 2.4 Chaque segment du membre supérieur simplifié a un repère local rigide qui lui est propre, chaque segment est décrit en fonction du corps parent. La main est décrite par l'angle α avec l'avant-bras, et l'avant-bras est décrit par l'angle β avec le bras.

Topologie du système étudié

La structure d'un système peut être soit en boucle ouverte soit contenant une ou plusieurs boucles fermées (illustré en Figure 2.5). Lors de la première étape de modélisation, le corps humain est souvent simplifié à son système squelettique, où les os sont considérés comme rigides et la chaîne cinématique est en boucle ouverte [18]. Lors de l'étape de raffinement de modélisation, les boucles cinématiques commencent à être intégrées au modèle. P.ex. afin de quantifier les efforts musculaires, l'ajout des muscles au système musculaire crée des boucles fermées rendant plus difficile la résolution du système. Étant donné que pour un même mouvement plusieurs muscles différents peuvent intervenir, s'ajoute alors la difficulté de la redondance des muscles donnant lieu à des études plus approfondies [1, 33].

Dans le cadre de ce projet, les systèmes seront en boucle cinématique ouverte afin de simplifier les problèmes étudiés.

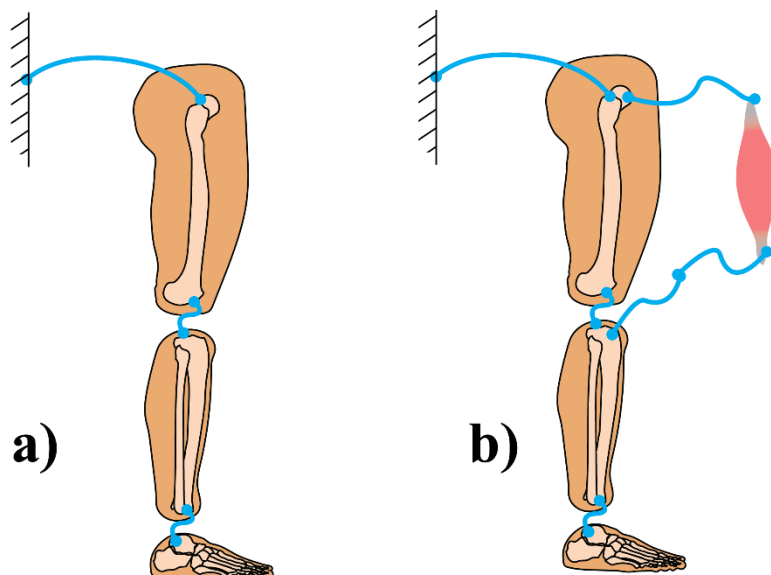


Figure 2.5 : Schéma du membre inférieur avec une chaîne cinématique en a) boucle ouverte et b) boucle fermée avec l'ajout d'un muscle.

Intérêt et utilisation de la modélisation multicorps en biomécanique

Le recours à la modélisation multicorps en biomécanique du mouvement permet d'estimer des grandeurs de manière non invasive, e.g. les forces musculaires [1]. Il existe principalement trois formalismes dynamiques en modélisation multicorps : La dynamique directe, la dynamique inverse et l'identification dynamique [1] dont les entrées et sorties sont illustrées Figure 2.6.

En biomécanique, ce sont principalement la dynamique directe et la dynamique inverse qui sont utilisées, respectivement pour simuler et pour analyser le mouvement. L'identification dynamique pour quantifier les paramètres inertiels dans le corps humain a été prouvée très sensible au bruit des mesures, menant à des erreurs significatives dès un système composé de six corps ou plus dans un chaîne cinématique directe (sans boucle) [34].

Étant donné que chaque personne est différente, le modèle multicorps doit être à la biomécanique de chacun en faisant appel à des modèles musculo-squelettiques génériques et des mesures effectuées grâce à différents capteurs (illustrés à la Figure 2.7) [35, 36]. Il est important que les deux composantes, autant le modèle que les mesures soient de bonne qualité car les deux ont un impact sur la validité des estimations [37].

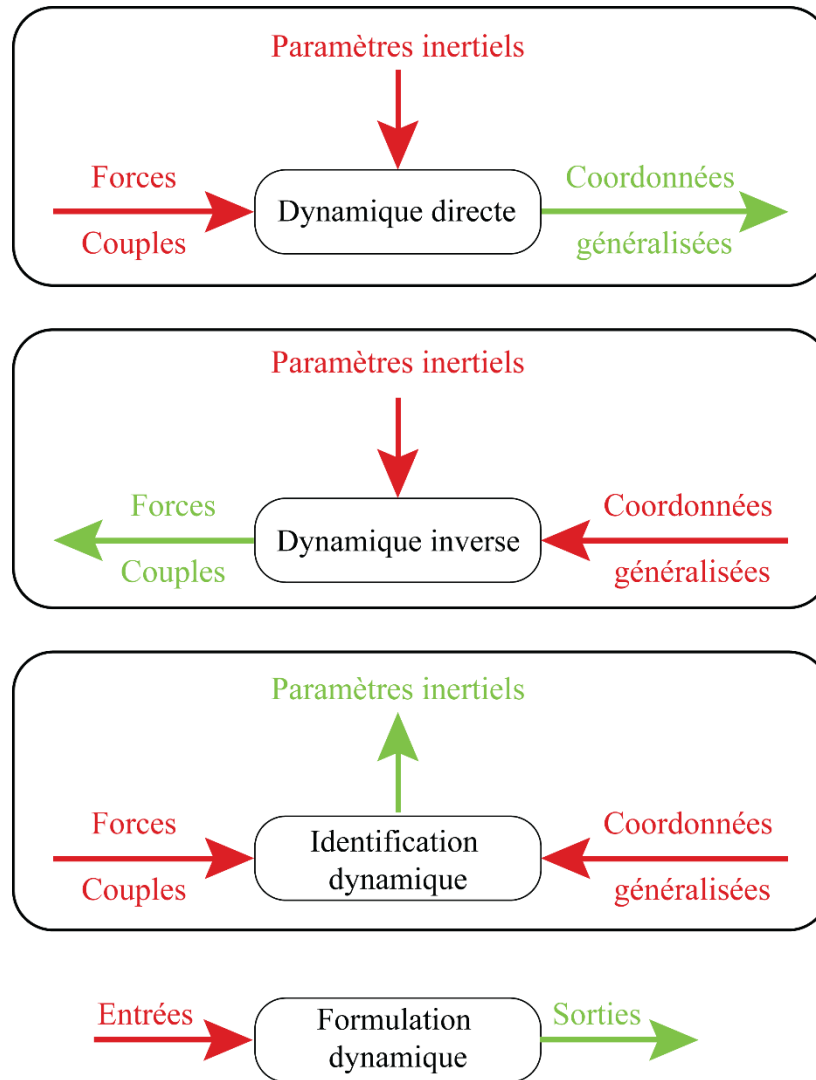


Figure 2.6 : Représentation simplifiée des entrées et sorties des formalismes utilisés en dynamique multicorps.

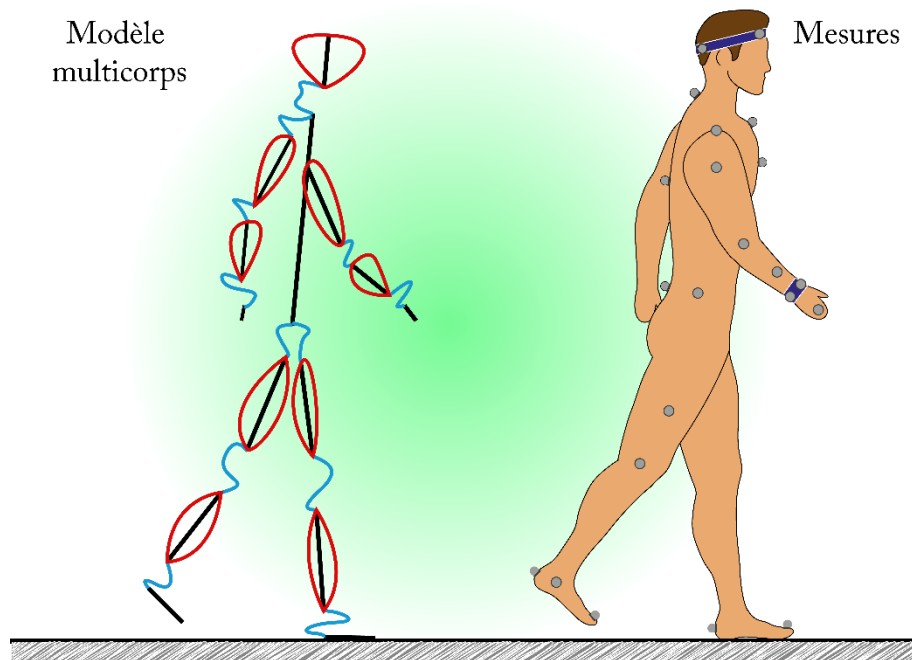


Figure 2.7 : Les deux principales composantes nécessaires pour effectuer de la modélisation multicorps en biomécanique : le modèle et les mesures

2.1.2 Matériel utilisé

Cette revue de littérature se concentre sur l'utilisation d'outils non invasifs pour acquérir les différentes informations nécessaires à la modélisation multicorps du corps humain. La revue de littérature a été menée en regardant les matériels recensés dans des articles publiés depuis 1980. Cette première revue de littérature a permis de mettre en évidence les matériels les plus répandus dans le milieu de la recherche en modélisation multicorps appliquée au corps humain (voir Tableau 2.2). Il en est ressorti que les trois principaux instruments utilisés pour acquérir les données nécessaires à l'exploitation de modèles multicorps (illustrés à la Figure 2.8) sont :

- les caméras optocinétiques pour la cinématique
- les capteurs électromyographiques (EMG) pour l'activation des muscles
- les capteurs de force pour faire le bilan des forces extérieures

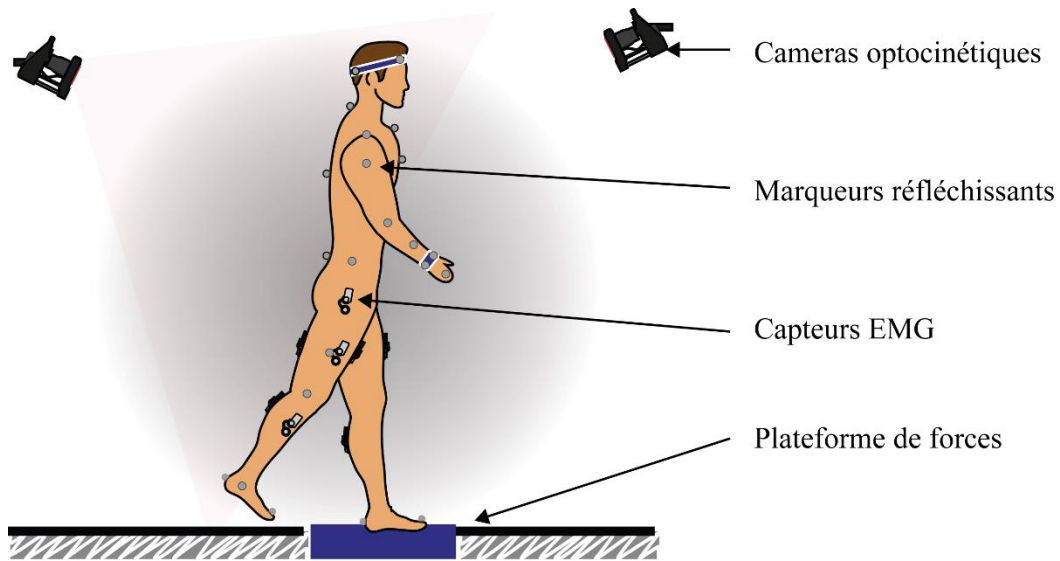


Figure 2.8 : Trois principaux appareils de mesures identifiés pour effectuer de la modélisation multicorps appliquée au corps humain : Caméras optocinétiques avec marqueurs, capteurs de signal électromyographique (EMG) et capteurs de forces (souvent plateforme de force)

Les capteurs utilisés pour faire les différentes acquisitions forment des réseaux appelés Body Area Network (BAN) ou encore Body Sensor Network (BSN). On rajoute un W lorsqu'ils sont sans fil (Wireless : WBSN)

Tableau 2.2 : Capteurs les plus utilisés (Extrait et traduit du chapitre 5)

Objectif de l'article	Matériel utilisé					References
	Capteurs placés sur le corps			Autres capteurs		
	1. Caméras optocinétiques	2. EMG	3. Gyroscope, Accéléromètre, Altimètre	Capteurs de force	Autres capteurs	
Determiner l'activation des muscles lors de la pratique du vélo à différentes vitesses	X	X	X			[38]
Connaître les caractéristiques cinématiques et EMG avec un retour visuel	X	X		X		[39]
Comparer la cinématique, la cinétique et l'EMG au travers de la propulsion de chaises roulantes entre personnes valide et personnes avec paraplégié.	X	X		X		[40]
Mesurer la contraction musculaire à l'aide d'ultrasons					Ultrason	[41]
Test de la troisième génération de capteurs sans fil (Tempo 3) mesurant l'accélération linéaire et angulaire			X			[42]
Raffinement de l'estimation de la force musculaire	X	X		X		[43]
Quantification des forces musculaires	X	X		X		[1]
Validation du capteur sans fil tempo 3.1 avec des caméras optocinétiques			X			[44]
Estimation de l'angle du poignet en utilisant seulement un modèle musculosquelettique et l'EMG		X			Goniometre	[37]
Analyse de la démarche en utilisant des capteurs tempo 3	X		X			[45]
Evaluer à partir d'un modèle musculo-squelettique les paramètres clés avec seulement un accéléromètre			X			[46]
Étude des muscles abdominaux et dorsaux lors de l'équilibre assis		X				[47]
Mesurer les synergies durant le mouvement de la position assise à debout en utilisant seulement des EMG	X	X		X		[48]
Utiliser des capteurs de forces et des caméras dans un système de robot médical pour un scan automatique ultrason	X	X			Ultrason	[49]
Controler des robots humanoïde avec des mouvements humains	X					[50]
Decomposition des forces de reaction du sol verticales lors de la marche en utilisant un seul capteur.				X		[51]
Effets d'un traitement d'orthèses à long terme pour la biomécanique de la marche dans le cas de scoliose idiopathique de l'adolescent.	X	X		X		[52]
Effets à très court terme du port de corset pour les filles atteintes de scoliose idiopathique de l'adolescent	X					[53]

2.1.3 Défis identifiés

Comme mentionné précédemment (et illustré à la Figure 2.7), la modélisation multicorps en biomécanique repose sur deux piliers importants :

- la qualité des mesures et des données rentrées dans le modèle;
- la validité du modèle comparativement à la réalité.

Les principaux défis auxquels font face les milieux de la recherche et auxquels devront faire face les prochaines futures générations d'ingénieurs biomédicaux sont donc à la fois d'ordre matériel et logiciel.

D'un point de vue matériel :

- Le prix des appareils d'acquisition est apparu comme un frein important pour valider les modèles [54]. En d'autres termes, si le matériel d'acquisition était plus abordable, les laboratoires pourraient avoir des équipements de qualité similaire et ainsi pourraient comparer les données, rendant ainsi plus facile la validation des protocoles et des résultats.
- La miniaturisation des capteurs reste un défi. Par le passé, les capteurs étaient encombrants et filaires, ce qui impactait la qualité de mesures car les capteurs empêchaient les sujets de faire des mouvements naturels, ceci est une limitation connue sous le nom de l'effet d'Hawthorne [54]. La miniaturisation des capteurs a permis à la fois de limiter cet effet et dans certains cas d'augmenter la résolution spatiale. En contrepartie, la miniaturisation peut aussi augmenter le bruit dans les données. Les EMGs sont un exemple décrivant ces enjeux de miniaturisation [41].
- La miniaturisation a également été accompagnée de la disparition des câbles, rendant les capteurs plus faciles à utiliser par les cliniciens et moins invasifs pour les patients [44]. Cependant, l'utilisation de plusieurs capteurs sans fils à la fois peut amener des interférences plus ou moins importantes selon la technologie sans fil utilisée [55]. A cela s'ajoutent certains artéfacts, dont le « cross talk », en particulier en pédiatrie, consistant à l'acquisition de signal EMG des muscles avoisinant le muscle cible de par la taille restreintes des muscles étudiés [56] ainsi que la perte du signal et les interférences de l'environnement.

- Enfin, l'acquisition cinématique à l'aide de caméras optocinétiques et de marqueurs, représentant des repères osseux, placés sur la peau est soumise aux inconvénients du « soft tissue artefact ». Lors du mouvement la peau et les tissus mous sous-jacents comme la graisse ou les muscles font bouger le marqueur en surface et font varier les longueurs mesurées sur les corps à partir de ces capteurs. Ces artefacts peuvent être minimisés par le choix d'un placement judicieux des marqueurs, recommandés par la société internationale de biomécanique (ISB) [29, 57], mais pas totalement supprimés [58].

D'un point de vu logiciel :

- Afin d'exploiter les données recueillies à l'aide des appareils cités précédemment, il faut les rentrer dans un modèle multicorps représentant le plus fidèlement possible le système musculo-squelettique. Comme souligné par Sawaguchi et. al. si le modèle ne représente pas correctement le système étudié, dans son cas le poignet, il est difficile d'exploiter les données aussi précises soient-elles [37]. C'est le principe du « garbage in, garbage out », il n'est pas possible d'exploiter des mauvaises données. La validation des modèles multicorps est donc un des principaux défis de la communauté multicorps [59].
- Enfin, l'interface entre l'acquisition des données et l'intégration de ces données dans le modèle a été reconnue encore fastidieuse [54]. Les logiciels de modélisation ne sont pas encore suffisamment « user-friendly » pour les utilisateurs qui doivent manipuler différents logiciels pour extraire les données et les rentrer dans le modèle.

2.1.4 Conclusion sur le matériel et les défis identifiés

Cette revue de la littérature a permis d'identifier les principaux matériels et défis vécus au moment de l'écriture de ce mémoire par la communauté de modélisation multicorps en biomécanique. Afin de préparer les futurs ingénieurs biomédicaux et mécaniques qui devront faire face à leur tour à l'utilisation de ces outils avec les défis qui viennent avec, la méthodologie devra utiliser ou s'inspirer d'outils d'acquisition réels tels que les caméras optocinétiques ou les capteurs EMG et devront extraire les données recueillies pour les rentrer dans les modèles multicorps afin d'en extraire les informations voulues.

2.2 Application concrète de la modélisation multicorps en biomécanique : La conception d'exosquelettes

Cette section évalue l'état de l'art de la modélisation multicorps dans le contexte d'une application concrète visant l'aide à la conception dans le domaine de la biomécanique : les exosquelettes. Cette section résume certains contenus de l'article présenté au chapitre 6.

Ce cas particulier de l'aide à la conception d'exosquelettes fait à la fois appel à la modélisation en biomécanique mais aussi en modélisation de système mécaniques classiques avec des articulations robotique.

2.2.1 Évolution de la conception d'exosquelettes avant et après la modélisation multicorps

La conception du premier exosquelette remonte à 1963 [60]. Ces exosquelettes étaient alors conçus pour donner de la force supplémentaire à des hommes en bonne santé pour porter des chargements pesants. La contrainte prioritaire lors de la conception d'un tel appareil interagissant aussi étroitement avec le corps humain est la sécurité. Avant l'arrivée de la modélisation, un moyen de s'assurer que les couples appliqués par l'exosquelette sur l'utilisateur final était de concevoir deux robots, un pour l'exosquelette (extérieur) et un simulant l'humain à l'intérieur avec des capteurs [61]. S'il y avait un couple non voulu sur le robot intérieur, personne ne serait blessé. L'utilisation des exosquelettes a depuis évolué pour proposer également des applications en réadaptation, pour compenser le handicap causé par des pathologies ou des traumatismes : dans le cas d'arrêts vasculaire cérébral [62, 63], de maladies musculaires [64], d'atteintes de la moelle épinière [65], etc.

Galinski et al ont alors ajouté deux critères à prendre en compte lors de la conception d'exosquelettes pour des applications thérapeutiques [66] :

- l'amplitude de mouvement
- l'ampleur des efforts parasites

Ces deux critères résument les principales difficultés rencontrées lors de la conception d'exosquelettes s'adaptant à la biomécanique de l'utilisateur, en effet il est difficile d'identifier les

axes de rotation des articulations humaines à cause de l'attache non optimale lors des mouvements [67].

L'arrivée de la modélisation multicorps a permis de tester l'efficacité des appareils de manière virtuelle. En effet, grâce à la cinématique inverse et à la dynamique inverse on peut notamment contraindre l'exosquelette à un modèle musculo-squelettique et connaître l'amplitude de mouvement et les efforts internes au système [66, 68].

2.2.2 La modélisation multicorps pour la conception d'exosquelettes

La Figure 2.9, tirée du chapitre 6, permet de voir l'évolution du nombre d'articles publiés par an en utilisant les mots clés exosquelette et les principaux logiciels de modélisation multicorps sur le moteur IEEE/Xplore. On peut voir que la communauté de recherche s'intéresse de plus en plus à l'utilisation de la modélisation multicorps pour concevoir des exosquelettes. L'année 2014 y semble faible car l'étude a été menée en cours d'année.

La modélisation multicorps permet de répondre relativement facilement aux questions que se posent les concepteurs de produits interagissant avec le corps humain tels que l'amplitude de mouvement et les efforts internes au système mais ce n'est pas tout. Afin d'avoir un système qui s'articule de manière optimale avec le corps humain, la cinématique inverse de l'appareil et du modèle musculo-squelettique doivent être identiques [33]. Dès lors, le rôle de la modélisation multicorps est aussi de faire correspondre la cinématique du modèle humain avec celui de l'appareil.

Enfin, l'emploi d'un modèle multicorps permet également de mieux comprendre la pathologie et comment la compenser à l'aide des appareils de réadaptation tels que les exosquelettes [69]. En effet, cette référence a montré qu'il était possible de quantifier virtuellement la réadaptation en fonction de la conception de l'appareil et de la pathologie de la personne, permettant d'améliorer la conception pour qu'elle corresponde spécifiquement aux besoins du patient.

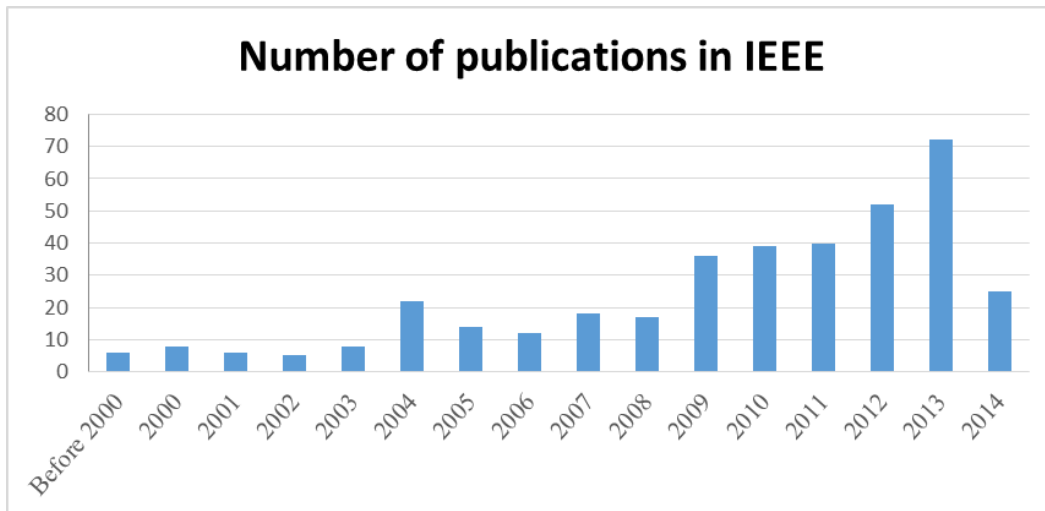


Figure 2.9 : Évolution du nombre d’articles par an. Source : IEEE-Xplore, Mots clés : “exoskeleton”, et les noms des principaux logiciels de multicorps

2.2.3 Conclusion sur l’utilisation de la modélisation multicorps pour la conception d’exosquelettes

Cette revue de littérature permet de comprendre à la fois le potentiel et la complexité de l’application de la modélisation multicorps appliquée au corps humain. L’utilisation de modèles musculo-squelettiques peut devenir un outil d’aide à la décision dans le processus de conception d’appareils interagissant directement avec le corps humain comme les prothèses, les orthèses ou la conception d’exosquelettes.

Cette revue de littérature avait deux buts, le premier était de d’identifier une méthodologie de projet intégrant la modélisation multicorps (reprise dans la Figure 2.10 ci-dessous), le deuxième était de confirmer le besoin de former des ingénieurs à la manipulation ou création le cas échéant de modèles musculo-squelettiques pour développer des dispositifs d’ingénierie de la réadaptation plus performants en faisant des itération de manières virtuelle.

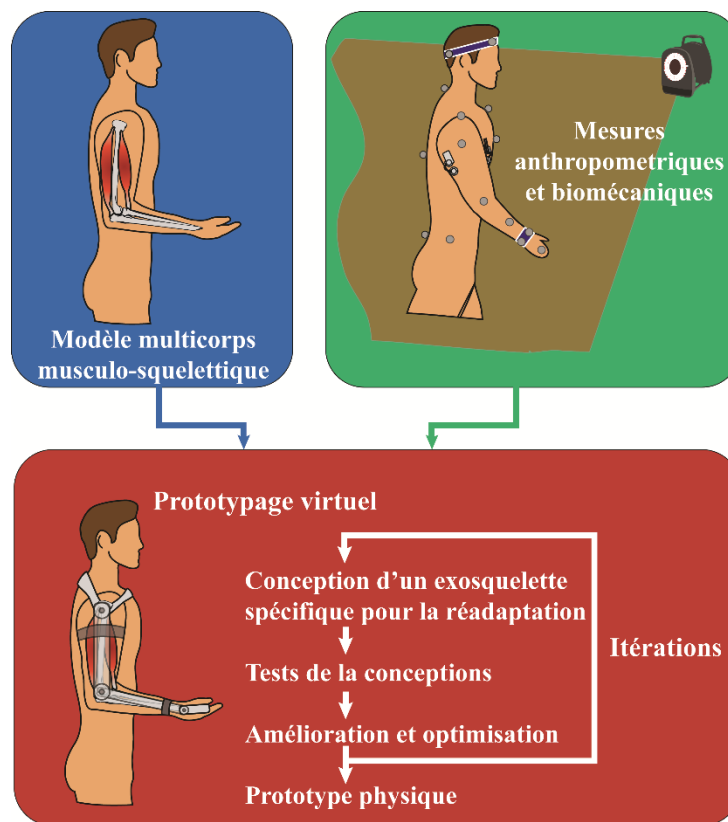


Figure 2.10 : Méthodologie de prototypage virtuel avec un modèle musculo-squelettique

2.3 Méthodes d'enseignement de la modélisation multicorps

2.3.1 L'apprentissage par projets

L'apprentissage de la modélisation multicorps requiert des méthodes spéciales de par sa complexité [24]. Ce qui est ressorti de cette analyse de la littérature est avant tout le faible nombre d'universités proposant cette matière dans leur programme malgré les besoins émis par la communauté [21, 22, 24]. Ensuite, il est apparu que la meilleure méthode pour transmettre l'enseignement de la modélisation multicorps est au travers de projets, appelé aussi « apprentissage par problèmes » (APP) ou « Project Based Learning » (PBL) [70, 71]. Cette approche est illustrée dans la Tableau 2.3, où l'on peut voir la grande majorité des articles concernant l'enseignement de la modélisation multicorps utiliser l'APP. Il ressort également de cette revue de littérature que le recours à des prototypes ou systèmes physiques est très peu répandu dans l'enseignement de la modélisation multicorps. Seuls quelques professeurs utilisent des systèmes réels, comme

l'utilisation d'un vélo instrumenté pour une simulation en temps réel du système [72]. Cependant ils ont obtenu des résultats encourageants pour l'apprentissage de la modélisation multicorps.

Tableau 2.3 : Recensement de méthodes d'apprentissage de la modélisation multicorps (traduit et extrait du chapitre 7)

Pays	Utilisation de projets pour l'apprentissage de la modélisation multicorps	Logiciel utilisé (language)	Méthode symbolique ou numérique	Étude de problèmes issus de la vie réelle	Utilisation de prototype physique	Référence	Année
Belgique	Oui	EasyDyn (C++)	Symbolique et numérique	Oui	Non	[73]	2005
Italie	Non	Fortran90, C++,Matlab, Maple, Mathematica	Numérique	Non	Non	[74]	2005
Pologne	Oui	Matlab. MSC Adams. Visual NASTRAN. MADYMO. DADS. LS-DYNA	Symbolique et numérique	Oui	Non	[20]	2005
Italie	Oui	Fortran90, C++,Matlab, Maple, Mathematica	Symbolique et numérique	Non précisé	Non	[22]	2005
Belgique	Oui	Robotran	Symbolique	Oui	Non	[23]	2005
Italie	Oui	MBDyn (C++, Matlab)	Non précisé	Oui	Non	[75]	2006
Portugal	Oui	Dymola (Modelica)	Symbolique	Oui	Non	[76]	2009
Espagne	Oui	Matlab-Simulink	Symbolique et numérique	Oui	Oui	[72]	2012
Belgique	Oui	Robotran	Symbolique	Oui	Oui	[21]	2012

2.3.2 Principales difficultés identifiées dans la littérature pour l'apprentissage de la modélisation multicorps

Les principales difficultés reportées dans la littérature sont :

- La compréhension du système analyse : avoir une compréhension physique du système réel proposé et comment le modéliser [72, 74]
- La formulation d'hypothèses cohérentes qui permettent de simplifier le problème tout en reproduisant fidèlement le système modélisé [21, 23]
- Le débogage du code prend un temps important pour les étudiants, qui manquent souvent de rigueur dans leur programmation [21, 22, 74]
- Apprendre les méthode de modélisation multicorps (la théorie) demande beaucoup de travail et de temps aux étudiants [20, 21]

2.3.3 Conclusions sur les méthodes et difficultés d'apprentissage de la modélisation multicorps

Des méthodes et des difficultés identifiées, il semblerait que l'APP soit l'approche la plus efficace pour l'enseignement de la modélisation multicorps, et dans notre cas, appliquée au corps humain. L'utilisation de prototypes physiques est encore très peu répandue mais pourrait permettre de répondre à certaines difficultés identifiées, c.-à-d. la compréhension physique, la formulation d'hypothèses et la validation expérimentale. En effet, la manipulation d'objets physiques a déjà permis d'avoir une compréhension plus profonde des concepts en conception [77] et pourrait s'appliquer en modélisation multicorps. L'impression 3D permet de créer les prototypes physiques sur mesure, selon les besoins pédagogiques des professeurs et est répandue dans les cours de conception [77-79]. Ainsi, l'utilisation d'APP, faisant appel à des prototypes physiques simples fabriqués par impression 3d pourrait permettre une compréhension plus profonde de la modélisation multicorps appliquée au corps humain.

CHAPITRE 3 OBJECTIFS DU PROJET

3.1 Résumé de la problématique

Le recours à la modélisation multicorps du corps humain connaît un essor important depuis une quinzaine d'années dans les domaines de la recherche et de l'industrie de la santé [24]. Son utilisation, en particulier dans le domaine clinique, lui confère de plus en plus de responsabilités. Dès lors il devient crucial pour les ingénieurs biomédicaux/mécaniciens d'être capables d'exploiter et améliorer les modèles multicorps en étant conscients des atouts et limites de la modélisation. Les étudiants en génie deviendront les acteurs de demain en recherche et industrie, en :

1. devant effectuer des choix appropriés de modélisation pour développer un sens critique à l'égard des modèles existants et une capacité de développer leurs propres modèles le cas échéant
2. intégrant la modélisation multicorps aux autres outils de modélisation et d'analyse disponibles

Pourtant, l'enseignement systématique de cet outil reste rare dans le milieu du génie biomédical et mécanique. Les bénéfices prévus de ce projet de maîtrise sont de développer une méthodologie intégrant les différents outils de la modélisation multicorps auprès des étudiants en génie biomédical et mécanique.

3.2 Objectif général

Proposer une méthodologie d'apprentissage par projet s'appuyant sur un modèle physique pour comprendre les bases de la modélisation multicorps et son intérêt appliqué au corps humain pour un étudiant qui étudie cette matière pour la première fois.

3.2.1 Objectifs spécifiques

- O1. Identifier la méthodologie et le matériel employés dans le milieu de la recherche et de l'industrie pour exploiter la modélisation multicorps.
- O2. Identifier les défis auxquels fait face la communauté de modélisation multicorps.
- O3. Identifier des applications concrètes dans le milieu du génie biomédical.

O4. Proposer une méthodologie d'apprentissage par projet pour faciliter la compréhension de la modélisation multicorps du corps humain.

3.2.2 Hypothèses

L'hypothèse principale est d'utiliser le prototypage rapide pour concevoir facilement des variantes de projet afin de matérialiser le système, rendant à la fois plus facile et attirant l'apprentissage de la matière et la validation expérimentale. La deuxième hypothèse est que dans un contexte où peu d'universités ou de cours font appel à des prototypes physiques pour des raisons de coûts, le recours à de l'impression 3D permettrait de proposer de modèles physiques pour un coût raisonnable.

3.2.3 Développement des compétences

1. Développement de compétence en fabrication additive à l'aide d'imprimante 3D FFM (Fused Filament Modeling).
2. Recrutement et analyse qualitative d'entrevues semi-structurées.
3. Analyse biomécanique du membre supérieur et choix d'hypothèses.
4. Méthodologie de gestion de projet.
5. Transmission de connaissances.

CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE COMPLÉMENTAIRE

4.1 Méthodologie du projet

Tout d'abord, afin de cerner les méthodologies, les matériels utilisés et les défis auxquels font face les chercheurs utilisant la modélisation multicorps en biomécanique, une première revue de littérature a été conduite. Les résultats ont été résumés sous forme d'un article de conférence, présenté au chapitre 5.

Ensuite, le deuxième article, présenté au chapitre 6 est issu de l'envie de proposer un projet se basant sur des applications concrètes de la modélisation multicorps dans un projet d'ingénierie de la réadaptation. Avec l'arrivée d'un exosquelette pour la réadaptation au Centre de Réadaptation Marie-Enfant où se situe notre laboratoire de recherche [80], l'idée est surgie de faire une revue de littérature de l'utilisation de la modélisation multicorps pour concevoir des exosquelettes contraints au modèle musculo-squelettique.

Une troisième revue de littérature a permis de cibler les méthodes d'enseignement pour la modélisation multicorps. Elle a permis d'identifier les difficultés et les défis relatifs à l'apprentissage de la matière et ainsi de connaître les limites habituellement fixées dans le cadre de cours contenant de la modélisation multicorps

De ces trois revues de littératures, un projet pilote faisant appel à des méthodologies et des appareils réels utilisés en ingénierie biomédicale a été proposé. L'idée initiale était de faire concevoir et fabriquer par prototypage rapide un prototype d'exosquelette du membre supérieur dont le moteur était dimensionné par dynamique inverse (l'idée est illustrée à la Figure 4.1). Il s'est avéré qu'une personne assistant au cours où le projet pilote était proposé avait subi une amputation trans-humérale. Le projet pilote a été modifié pour proposer la conception d'une prothèse du membre supérieur (illustré au chapitre 7 à la Figure 7.2), dont le moteur est toujours dimensionné par dynamique inverse, abandonnant l'idée d'exosquelette.

S'en sont suivies des entrevues avec les étudiants ayant pris part au projet ainsi qu'avec des chercheurs, des professeurs et d'anciens étudiants ayant enseigné/appris la modélisation multicorps pour confirmer ou infirmer les difficultés liées à l'apprentissage de la matière et l'intérêt d'utiliser des prototypes physiques. L'issue de ces entrevues et l'observation du projet pilote ont permis de

proposer une méthodologie et un projet s'appuyant sur l'utilisation d'un modèle fabriqué par prototypage rapide pour faciliter l'apprentissage de la modélisation multibody liée au corps humain. Cette méthodologie est décrite au Chapitre 7 contenant l'article 3.

La méthodologie générale du projet de maîtrise ainsi que le lien entre les différents articles présents dans ce mémoire sont résumés sur la Figure 4.2.

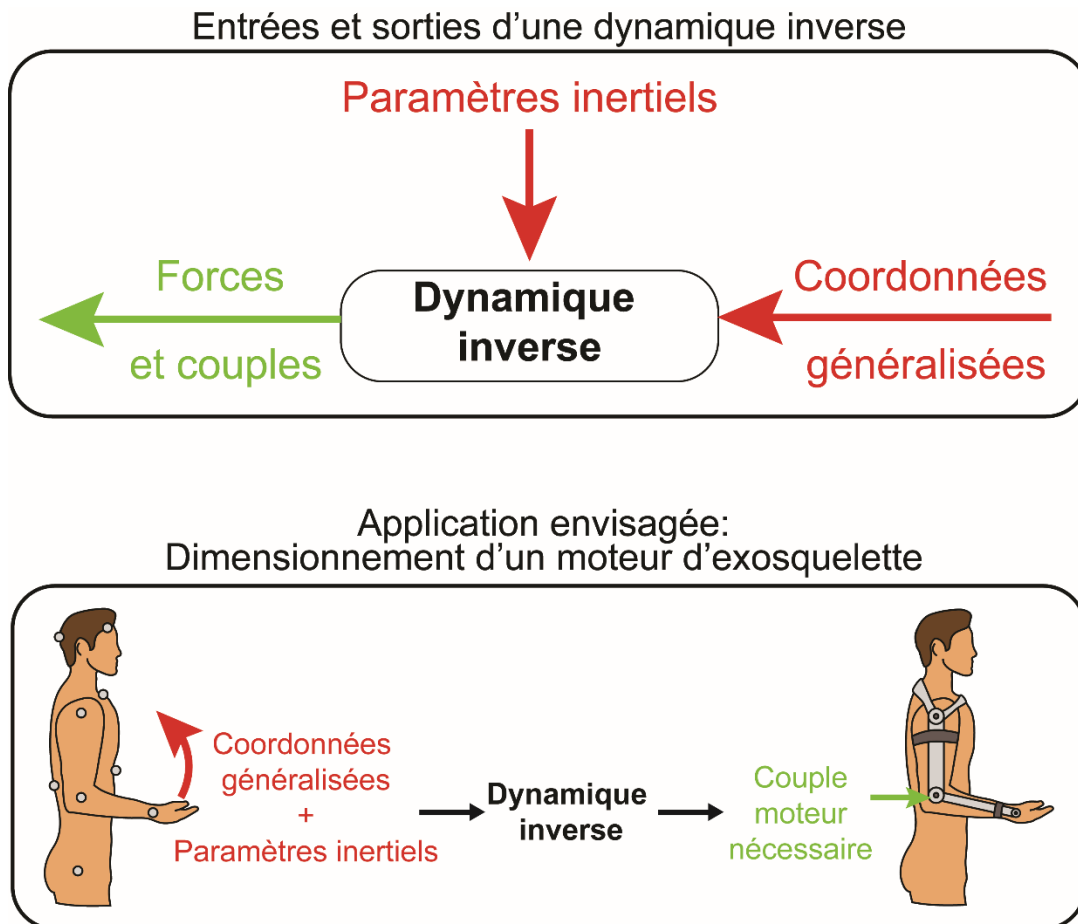


Figure 4.1 : Application concrète de la modélisation multibody pour un problème d'ingénierie biomédicale.

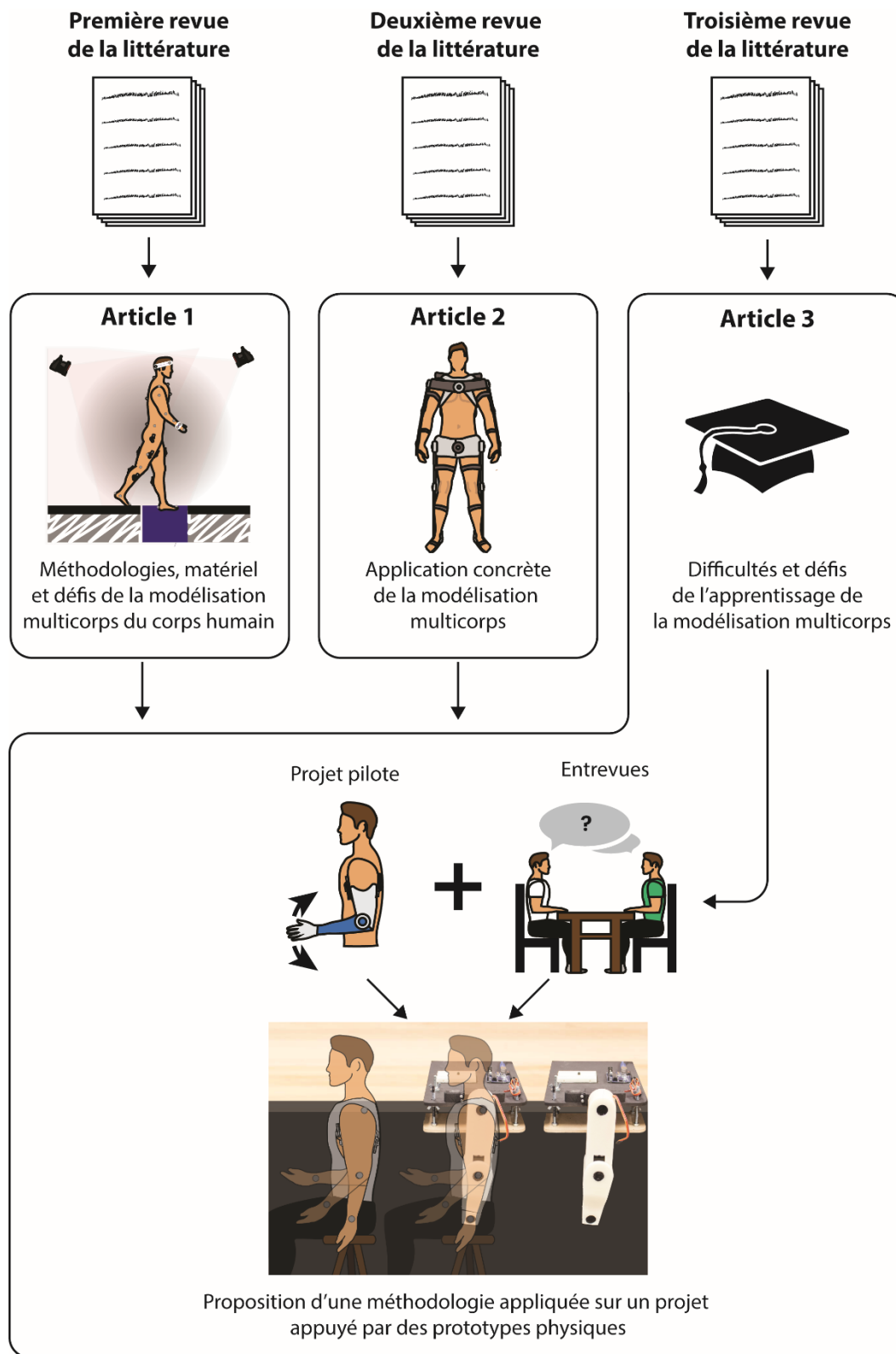


Figure 4.2 : Méthodologie et relations entre les revues de littératures et les articles pour arriver à une proposition de méthodologie

**CHAPITRE 5 ARTICLE 1 : FROM ON-BODY SENSORS TO IN-BODY
DATA FOR HEALTH MONITORING AND MEDICAL ROBOTICS:
A SURVEY**

L'article suivant a été soumis le 2 juillet 2014 pour publication dans la conférence Global Information Infrastructure and Networking Symposium (GIIS), 2014, IEEE. Il a été accepté le 11 août 2014.

Cet article présente les principaux défis présents dans la communauté de modélisation multicorps du corps humain entre le matériel utilisé pour l'acquisition et la validation des modèles pour l'exploitation des données.

Ainsi les sous-objectifs O1, O2 sont réalisés dans cet article. La contribution du premier auteur est évaluée à 75%.

DOI : [10.1109/GIIS.2014.6934279](https://doi.org/10.1109/GIIS.2014.6934279)

Title : from on-body sensors to in-body data for health monitoring and medical robotics : a survey

Article Type : Conference Paper

Keywords : On-body sensor; In-body data; Muscle forces; Joint torques; Kinematics; Kinetics; Electromyography

Corresponding Author : Maxime Raison, Ph.D.

Corresponding Author's Institution : Research Centre, CHU Sainte-Justine

First Author : Sébastien Hernandez, B.Eng.

Order of Authors : Sébastien Hernandez, B.Eng.; Maxime Raison, PhD; Alexandre Torres, B.Eng., Guillaume Gaudet, B.Eng., Sofiane Achiche, Ph.D.

Abstract : The estimation of musculoskeletal data such as muscle forces and joint torques could have a significant impact on patient care monitoring and medical robotics as well as on reducing healthcare and industrial costs by improving the treatment in the field of rehabilitation. Direct measurement of these data is now non-invasive, as they are computed from dedicated wireless on-body sensors, which can synchronously measure segment positions, muscle activation, external forces and allow to estimate muscle forces and joint torques using musculoskeletal models. This paper presents a state-of-the-art survey reviewing both the most commonly used on-body sensors, over the last thirty years, to compute in-body data and the most popular optokinetic cameras. The results are presented and classified into tables which show the evolution of on-body sensors since the 1980's, but also the challenges that lie ahead, as very accurate sensors only accentuate the faults of an inaccurate musculoskeletal model. The survey results show that there is a lack of studies validating the different musculoskeletal models. In addition, current interfaces between hardware and software could be improved.

FROM ON-BODY SENSORS TO IN-BODY DATA FOR HEALTH MONITORING AND MEDICAL ROBOTICS: A SURVEY

Hernandez, S^{a,b}, Raison, M^{a*,b}, Torres, A^{a,b}, Gaudet, G^{a,b}, Achiche, S^a.

^a Department of mechanical engineering, Polytechnique Montréal, Montreal (Qc), Canada

^b Research Engineering Chair Applied in Pediatrics (RECAP), Marie Enfant Rehabilitation Centre (CRME) – Research Center – Sainte-Justine UHC, and Polytechnique Montréal, Montreal (Qc), Canada

*maxime.raison@polymtl.ca

5.1 Abstract

The estimation of musculoskeletal data such as muscle forces and joint torques could have a significant impact on patient care monitoring and medical robotics as well as on reducing healthcare and industrial costs by improving the treatment in the field of rehabilitation. Direct measurement of these data is now non-invasive, as they are computed from dedicated wireless on-body sensors, which can synchronously measure segment positions, muscle activation, external forces and allow to estimate muscle force and joint torques using musculoskeletal models. This paper presents a state-of-the-art survey reviewing both the most commonly used on-body sensors, over the last thirty years, to compute in-body data and the most popular optokinetic cameras. The results are presented and classified into tables which show the evolution of on-body sensors since the 1980's, but also the challenges that lie ahead, as very accurate sensors only accentuate the faults of an inaccurate musculoskeletal model. The survey results show that there is a lack of studies validating the different musculoskeletal models. In addition, current interfaces between hardware and software could be improved.

Keywords: On-body sensor; In-body data; Muscle forces; Joint torques; Kinematics; Kinetics; Electromyography

5.2 Introduction

Measuring in-body data has always been a scientific challenge for medical purpose. In-body data include the measurement of muscle forces, joint torques, muscle co-activation, etc. These data are very crucial to study musculoskeletal disorders, to improve the efficiency of their clinical evaluation [1], to perform health monitoring tasks and improve therapeutic treatment [2]. This quantification of internal efforts is of high interest to design medical devices such as robotic systems for rehabilitation or prosthetic interventions, and such as new surgical interventions such as spine orthopaedic surgeries where we have to deal with the spine biomechanics. In-body data can also enable one to design medical devices such as exo-skeletons, active prostheses, haptic rehabilitation systems, humanoids or tele-operation robots [3] more efficiently as the movements computed will be more biofidelic. On one hand, the techniques to obtain data during real time motion, such as fluoroscopy using X-rays, are often invasive since they need to be placed on the body and can, in some cases, be health threatening [4]. On the other hand, there is a growing need to acquire these data with minimal invasiveness. Therefore, there is an obvious need to compute in-body data from on-body sensors by using musculoskeletal models. [5] [6] On-body sensors are non-invasive sensors that can be placed directly on the skin of the patient (i.e. Surface EMG, markers) or are in direct contact with the body as it is the case for force platforms.

In this context, the objective of this paper is to review the more frequently used sensors in contact with the human body, (on-body) from the 1980's to now, for computing in-body data. This review will further present the available sensors today and discuss the challenges currently faced by both the industry and the research community.

This review was carried out to assess the state-of-the art of the in-body data estimation for several projects at the “Chaire de recherche en génie de la réadaptation pédiatrique du Centre de réadaptation Marie Enfant”, affiliated to École Polytechnique de Montréal.

5.3 Review of on-body and external sensors

The survey was carried out by looking for published papers from 1980 to 2014. In the following sections the main findings are explained in more details.

5.3.1 On-body sensors

Laboratories synchronously measure in-body data from several sensors, the most commonly used being: 1. optokinetic cameras, 2. electromyography, 3. Gyroscope, accelerometer, or altimeter. In Table 5.1, we can find an overview summary of 18 studies dealing with in-body data such as muscle activation or muscle forces estimation data.

Concerning the kinematics, different devices are used to capture the musculoskeletal motion.

The first one ever used chronophotography and was invented by Edward Muybridge [7]. It was used by Étienne-Jules Marey for human gait study [8]. However, with the fast paced developments in camera technologies, they were then used as a tool for this type of research starting in the 80's [9]. Afterwards, more dedicated cameras appeared, such as optokinetic cameras which were used for more precise data capture. Table 5.2 presents the three main types of cameras used for medical motion studies [10].

When it comes to dynamics capturing, surface electromyography (EMG) are commonly used. EMG measures the electric activation of the muscle. Surface EMG is a non-invasive way to acquire data from the muscles, but it has its limitations that will be further explained in section III.

Table 5.1: Most used on-body and external sensors

Objectives	Material used					References
	On-body sensors			Other sensors		
	1. Optokinetic cameras	2. EMG	3. Gyroscope, Accelerometer, Altimeter	Force sensors	Other sensors	
Determine muscle activation during cycling with different velocities	X	X	X			[9]
Know EMG and kinematic characteristics with visual feedback	X	X		X		[12]
Compare kinematics, kinetics, and EMG throughout wheelchair propulsion between able-bodied and persons with paraplegia	X	X		X		[13]
Measure muscle contraction using ultrasound					Ultrasound	[14]
Test of a third generation wireless sensor (Tempo 3) measuring linear acceleration, angular rate.			X			[15]
Refinement of muscle force estimation	X	X		X		[16]
Quantification of muscle forces	X	X		X		[10]
Validation of tempo 3.1 wireless sensors with optokinetic cameras			X			[11]
Estimation of the wrist angle using only EMG and musculoskeletal model		X			Goniometer	[17]
Gait analysis using tempo 3 sensors	X		X			[18]
Evaluate from musculoskeletal model key parameters with only accelerometer			X			[19]
Study of the abdominal and back muscles during seated balance		X				[20]
Measuring synergies during standing-up motion using EMG	X	X		X		[21]
Using Camera and Force Sensor in Medical Robot System for automatic ultrasound Scan	X	X			Ultrasound	[22]
Controlling Humanoid Robots with Human Motion	X					[3]
Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate				X		[23]
Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis	X	X		X		[24]
Very short-term effect of brace wearing on gait in adolescent idiopathic scoliosis girls	X					[25]

Additionally, with the recent improvements in the field of movement recognition, gyroscopes, accelerometers and altimeters allow us now to carry out new kind of movement studies [11]. As these technologies do not require the patients to remain in the camera field, it allows them to leave the laboratory and therefore offers the possibility to pursue the measurements for a longer period of time [1]. These sensors are called body area networks (BAN) or body sensor networks (BSN).

5.3.2 External force sensors and original techniques

In order to measure force information, force sensors are needed. These sensors tend to be external sensors in contact with the human body and they are also used to estimate in-body data, and support models validation [23]. As can be seen in Table 5.1, these sensors are widely used in mechanics where they measure the forces applied by patients during an experiment while optokinetic cameras measure the kinematics and EMG sensors record the muscle activation. If the musculoskeletal model of the targeted body area is already validated, it is then possible to estimate muscle forces from the kinematics and the EMG through inverse dynamics [6]. Center of mass can be evaluated without external force sensors [26].

Finally, research work was carried out in order to explore other ways to acquire in-body data in a non-invasive way. For example, ultrasonic [14] and goniometer techniques [17] are both original techniques used for that purpose.

5.4 Sensor comparison

This section discusses the results of the survey, the limitations and challenges of the presented hardware and software solutions.

Table 5.2: Classification of the main optokinetic cameras [10]

Camera type	Operation		Main commercial cameras	Limitations
	Camera	Marker		
The passive cameras using active markers.	Detects the infrared emitted by the different markers	Emit a specific infrared signal	Selspot(1977), Watsmart (1985), Optotrack (1992),	The markers need energy, so either wire or batteries are required, the markers can be easily identified.
The active cameras using passive markers.	Emits an infrared signal	Covered with a coating reflecting infrared	Vicon (1981), Elite-BTS (1988), Motion Analysis (1992), Smart (2000). Polaris (1998)	As all the markers are identic, it is difficult to identify every marker, but it can be done on simple motions.
The stereoscopic cameras	Two lenses estimate the depth, no infrared	Special form with high contrast surface	Loreo (1982), Point Grey (1997), Videre (1998), Claron (2001)	The markers can be easily identified but the camera must have really high resolution and frames per second to accurately obtain the kinematic

5.4.1 Hardware

One of the biggest challenges of on-body sensors is to reduce the price of the measuring devices [1]. Moreover, there is a widespread need for smaller, wireless sensors that are less sensitive to interferences.

High prices

As explained by John Lach [1], the main challenge that refrains the wide spread use of the validation of the measurements is the price. In other words, if more movement laboratories could use the same technology for synthesizing the same movements, it would lead to a much easier validation protocols of the results.

Therefore, in order to improve the quality of the tests and of the software, devices should be both affordable and data openly available so researchers can share their developments. Nevertheless, even if the EMG and the force sensors can be cheap, the equipment used to obtain the kinematic remains very expensive (i.e. Vicon cameras start at \$12,500 [27]) and therefore hinders many laboratories from acquiring the material.

Size of the sensors

A lot of improvements have been made to miniaturize the hardware, which used to be heavy and cumbersome as they used a lot of wiring [28]. The heavy and limiting hardware can cause the results of the experiments to be altered, since patients do not display natural movements, a limitation known as the Hawthorne effect [1].

The second reason supporting the use of smaller hardware solutions is that it provides more accurate data, since the area measured is smaller, it allows the use of more markers but mostly it allows to measure more precisely a targeted data. For example, if the targeted muscle is small, which is often the case when the patients are children, the EMG would eventually detect several muscles instead of the targeted one if we use a large EMG electrode. However, it is worth noting that there is a limit to miniaturization, as in some case it increases the noise in the signal as reported in [14].

Wireless, interferences and artefact

The recent progress over the past few years in the field of wireless technology allows the sensors to be less obtrusive for the patients and more easy to use by the clinicians. [11] They are called wireless BAN (WBAN) or wireless BSN (WBSN).

However, the downside of this increased popularity in wireless technology usage, is the increase in interferences between cameras, EMG, kinematic sensors and force sensors. The level of these interferences depends on which wireless technology is used [28]. For example, it is possible that one camera senses the infrared emissions of another camera or non-wanted reflective body in the field, which causes interferences.

There are also artefact problems, especially in pediatric analysis. As the available surface is smaller for EMG, crosstalk artefact must be analysed [29]. There can be markers artefact during camera capture. Namely, soft tissue can be displaced relative to the bones, causing a motion artifact that can be reduced with proper placing [10], but not avoided.

New perspectives

With all the fast paced technology improvements, it is possible to foresee new clinical evaluations and new treatments. As the evaluation can be done more easily, new studies can be now considered, for example the hyperbaric treatment for cerebral palsy would be soon considered as possible to measure in real time [30].

5.4.2 Software

As shown on Table 5.1. there is still no gold standard for biomechanical evaluation of the musculoskeletal system, even if optokinetic cameras are the most used devices.

In order to compute in-body data, there is a growing need to develop realistic musculoskeletal models [3]. The models are crucial to extract information from collected data. If the model is not adequate, the data collected will be of no help to analyze the musculoskeletal disorders [17].

Further, according to John Lach, most software used for motion analysis are not user-friendly enough [1], as they do not allow the easy addition or synchronisation of other kinds of sensors or even new models.

5.4.3 Interface

As explained by John Lach [1], there is a real need for an open and user-friendly development kit providing both cameras, gyroscopes, accelerometers, goniometers, force sensors, and EMG. Some companies sell kits with wireless sensors and user friendly software for only one type of sensor [31], but only a few ones propose an all-included kit [32].

5.5 Conclusion

This review presented in this paper showed that up till now, optokinetic materials with on-body markers are still the most used devices for dynamic evaluations. It also pointed out that technologies combining multiple sensors such as gyroscopes, accelerometers, goniometers, and altimeters are still new to researchers. Therefore, they are not often used yet, but are beginning to spread through the research community. Smaller and wireless sensors improve the quality of the measurement as they affect the patients less. All these improvements will allow new long-term studies in a more natural environment. But new challenges will have to be solved linked to the wireless nature of current sensors solutions. Finally, this state-of-the-art survey shows that there is strong feeling today for the on-going development of synchronized on-body sensors to quantify in-body data, such as muscle forces in real-time.

5.6 References

- [1]. J. Lach, «Body Sensor Networks: An Application-Centric Approach» <http://vimeo.com/59403271>, Charlottesville, Virginia, Consulted June 1st 2014, video published in 2013.
- [2]. Hart RS, Ballaz LP, Robert M, Pouliot A, D'Arcy S, Raison M, Lemay M. «Impact of an exercise-induced fatigue on the functional capacities of children with a neuromuscular disease», *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* Vol93, issue 8, pp. 649-655, 2014.
- [3]. Yamane, K.; Anderson, S.O.; Hodgins, J.K., "Controlling humanoid robots with human motion data : Experimental validation," *Humanoid Robots (Humanoids)*, 2010 10th IEEE-RAS International Conference on , vol., no., pp.504,510, 6-8 Dec. 2010.

- [4]. Eleftherios Kellis, Vasilios Baltzopoulos, «In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion» *Clinical Biomechanics* 14, pp. 118-124, 1999
- [5]. Raison M, Detrembleur C, Fisette P, Samin JC «Assessment of Antagonistic Muscle Forces During Forearm Flexion/Extension». *Multibody Dynamics*, Springer Netherlands. 23 : 215-238, 2011
- [6]. Raison M, Ballaz LP, Detrembleur C, Mahaudens PP, Lebleu JS, Fisette P, Mousny M «Lombo-sacral joint efforts during gait : comparison between two subjects with different scoliosis severities». *Studies in Health Technology and Informatics* 176 :113-116, 2012
- [7]. E. Muybridge, *The Horse in motion*, 1878
- [8]. É.-J. Marey, «Études pratiques sur la marche de l'homme. Expériences faites à la station physiologique du Parc des Princes» *La Nature*, no 608, 1885
- [9]. Shuji Suzukia, Shiroh Watanabea, Saburo Hommab, «EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities» *Brain Research*, Volume 240, Issue 2, Pages 245–258, 27 May 1982
- [10]. Maxime Raison, «On the quantification of joints and muscle efforts in the human body during motion» , PhD thesis, École polytechnique de Louvain, Louvain, 2009.
- [11]. Adam T. Barth, Benjamin Boudaoud, Jeff S. Brantley, Shanshan Chen, Christopher L. Cunningham, Taeyoung Kim, Harry C. Powell Jr., Samuel A. Ridenour, John Lach, «Longitudinal High-Fidelity Gait Analysis with Wireless Inertial Body Sensors», *Wireless Health 2010*, University of Virginia, pp. 192-193
- [12]. Timothy J. Brindle, Arthur J. Nitz , Tim L. Uhl , Edward Kifer , Robert Shapiro, «Kinematic and EMG characteristics of simple shoulder movements with proprioception and visual feedback» *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16, p. 236–249, 2006.
- [13]. Dubowsky, Sarah R., «Comparison of Kinematics, Kinetics, and EMG Throughout Wheelchair Propulsion in Able-Bodied and Persons With Paraplegia : An Integrative Approach» *Journal of Biomechanical Engineering* vol.131, issue 2, pp. 021015, 2009.

- [14]. Silver, J.; Yuu Ono; Adler, A, "An ultrasonic technique for imaging of tissue motion due to muscle contraction," Ultrasonics Symposium (IUS), 2009 IEEE International, pp.2441,2444, 20-23 Sept. 2009
- [15]. Hanson, M.A; Powell, H.C.; Barth, AT.; Lach, J.; Brandt-Pearce, M., "Neural Network Gait Classification for On-Body Inertial Sensors," Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on, pp.181,186, 3-5 June 2009
- [16]. Laitenberger MM, Raison M, Périé D, Begon M. «Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model.», *Multibody System Dynamics*, pp. 1-26, May 2014
- [17]. Sawaguchi, E.; Sadahiro, T.; Iwase, M., "Wrist angle estimation based on musculoskeletal systems with EMG," *Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems (IDAACS)*, 2011 IEEE 6th International Conference on , vol.1, no., pp.269,276, 15-17 Sept. 2011
- [18]. Shanshan Chen, Christopher L. Cunningham, Bradford C. Bennett, John Lach«Enabling Longitudinal Assessment of Ankle-Foot Orthosis Efficacy for Children with Cerebral Palsy», *Proceedings of the 2nd Conference on Wireless Health, University of Virginia*, pp. 1-10, 2011.
- [19]. Amato, F.; Bifulco, P.; Cesarelli, M.; Colacino, D.; Cosentino, C.; Fratini, A; Merola, A; Romano, M., "A lumped parameter model for the analysis of the motion of the muscles of the lower limbs under whole-body vibration," *Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*, IEEE 13th International Conference on, pp.1,4, 10-13 Nov. 2013.
- [20]. Shafeie, M.; Zolfaghari, N.; McConville, K.M.V., "Abdominal muscle behavior and motion sickness during paired visual input with roll motion," *Human System Interaction (HSI)*, 2013 The 6th International Conference on , pp.247,251, 6-8 June 2013.
- [21]. Qi An; Ishikawa, Y.; Nakagawa, J.; Oka, H.; Yamakawa, H.; Yamashita, A; Asama, H., "Analysis of contribution of muscle synergies on sit-to-stand motion using musculoskeletal model," *Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO)*, IEEE Workshop on, pp.13,18, 7-9 Nov. 2013

- [22]. Bin Mustafa, AS.; Ishii, T.; Matsunaga, Y.; Nakadate, R.; Ishii, H.; Ogawa, K.; Saito, A; Sugawara, M.; Niki, K.; Takanishi, A, "Human abdomen recognition using camera and force sensor in medical robot system for automatic ultrasound scan," Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 35th Annual International Conference of the IEEE , pp.4855,4858, 3-7 July 2013
- [23]. Ballaz LP, Raison M, Detrembleur C, «Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate.» J Musculoskelet Neuronal Interact 13, pp. 236-43., 2013.
- [24]. Mahaudens PP, Raison M, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. «Effects of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis». Epub ahead of print, The Spine J. ,pp.1510-9, 2013
- [25]. Mahaudens PP, Banse X, Mousny M, Raison M, Detrembleur C «Very short-term effect of brace wearing on gait in adolescent idiopathic scoliosis girls». Eur Spine J 22, pp. 2399-406., 2013
- [26]. Gonzalez, A; Hayashibe, M.; Demircan, E.; Fraise, P., "Center of Mass Estimation for Rehabilitation in a Multi-contact Environment : A Simulation Study," Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2013 IEEE International Conference on , pp.4718,4723, 13-16 Oct. 2013
- [27]. «Vicon» [En ligne]. Available : <http://www.vicon.com/System/Bonita>. [Accès le 24 Jun 2014].
- [28]. Falck, T.; Baldus, H.; Espina, J.; Klabunde, K., "Plug 'n Play Simplicity for Wireless Medical Body Sensors," Pervasive Health Conference and Workshops, 2006 , pp.1,5, Nov. 29 2006-Dec. 1 2006
- [29]. Farina D, Merletti R, Indino B, Graven-Nielsen T., «Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction.» Methods of Information in Medicine, pp. 30-35, 2004.
- [30]. Mukherjee A, Raison M, Sahni T, Arya A, Lambert J, Marois P, James P, Parent AM, Ballaz LP. «Intensive rehabilitation combined with hyperbaric treatment in children with cerebral palsy : A controlled longitudinal study». J Undersea Hyperb Med. 41(2), pp. 77-85., 2014

- [31]. K. Van Nimmen, P. Van den Broeck, G. Lombaert & G. De Roeck, «Simultaneous registration of walking behaviour and structural response» *Research and Applications in Structural Engineering, Mechanics and Computation – Zingoni*, pp. 125–130, 2013.
- [32]. «BTS Bioengineering» [En ligne]. Available : <http://www.btsbioengineering.com/products/integrated-solutions/bts-gaitlab/>. [Accès le 25 June 2014].

CHAPITRE 6 ARTICLE 2 : REFINEMENT OF EXOSKELETON DESIGN USING MULTIBODY MODELING : AN OVERVIEW

L'article suivant a été soumis le 3 mars 2015 pour publication dans le Symposium on Mechanisms, Machines, and Mechatronics (*2015 CCToMM M3 Symposium*), Ottawa. Mai 2015. Il a été accepté le 28 mars 2015.

Cet article présente la modélisation multicorps comme un outil permettant d'améliorer la conception d'appareils d'ingénierie de la réadaptation démontrant ainsi une application concrète de la modélisation multicorps. Elle permet à la fois de saisir le potentiel de la modélisation multicorps tout en entrevoyant les défis qui viennent avec. Ainsi le sous-objectif O3 est réalisé dans cet article. La contribution du premier auteur est évaluée à 75%.

Title: Refinement of exoskeleton design using multibody modeling: an overview

Article Type : Conference Paper

Keywords: Exoskeletons, Design optimization, Virtual prototyping, Rehabilitation engineering

Corresponding Author: Sébastien Hernandez, B.Eng.

Corresponding Author's Institution: Research Centre, CHU Sainte-Justine

First Author: Sébastien Hernandez, B.Eng.

Order of Authors: Sébastien Hernandez, B.Eng.; Maxime Raison, PhD; Luc Baron, Ph.D., Sofiane Achiche, Ph.D.

Abstract: Designing exoskeletons presents challenges related to multibody modeling, especially to improve the human-robot integration by optimizing the topology, the kinematics, and the inertia effects, and to get real-time feedback on the effort levels applied to the human body by the exoskeleton. In this context, the objective of this overview is to draw a state-of-the-art of existing issues and solutions with exoskeleton design using multibody dynamic modeling. First, this overview reveals that the modeling of exoskeleton architecture largely differs from one application to another in terms of design objectives and performances. The applications ranging from rehabilitating injured muscles to full assistance. Secondly, multibody dynamic modeling is seen as a powerful tool to design exoskeletons by simulating both the musculoskeletal system and exoskeleton dynamics, enabling one to predict the efforts performed by the exoskeletons and applied to the human body. Thirdly, designing a musculoskeletal model can improve our understanding of both the pathology and the best design to compensate it. Today, the main challenges are the identification of muscle actuation in a whole body model and to design exoskeletons that can provide help for rehabilitating patients in their everyday life movements.

REFINEMENT OF EXOSKELETON DESIGN USING MULTIBODY MODELING: AN OVERVIEW

Sébastien Hernandez^{1,2}, Maxime Raison^{1,2}, Luc Baron¹, Sofiane Achiche¹

¹Department of mechanical engineering, École Polytechnique de Montréal, Montreal (Qc), Canada

²Research Engineering Chair Applied in Pediatrics (RECAP), Marie Enfant Rehabilitation Centre (CRME), Research Center – Sainte-Justine UHC, Montreal (Qc), Canada

E-mail : sebastian.hernandez@polymtl.ca

6.1 Abstract

Designing exoskeletons presents challenges related to multibody modeling, especially to improve the human-robot integration by optimizing the topology, the kinematics, and the inertia effects, and to get real-time feedback on the effort levels applied to the human body by the exoskeleton. In this context, the objective of this overview is to draw a state-of-the-art of existing issues and solutions with exoskeleton design using multibody dynamic modeling. First, this overview reveals that the modeling of exoskeleton architecture largely differs from one application to another in terms of design objectives and performances. The applications ranging from rehabilitating injured muscles to full assistance. Secondly, multibody dynamic modeling is seen as a powerful tool to design exoskeletons by simulating both the musculoskeletal system and exoskeleton dynamics, enabling one to predict the efforts performed by the exoskeletons and applied to the human body. Thirdly, designing a musculoskeletal model can improve our understanding of both the pathology and the best design to compensate it. Today, the main challenges are the identification of muscle actuation in a whole body model and to design exoskeletons that can provide help for rehabilitating patients in their everyday life movements.

Keywords: Exoskeletons, Design optimization, Virtual prototyping, Rehabilitation engineering

Titre français : Raffinement de la conception d'exosquelettes basé sur la modélisation multicorps : vue d'ensemble

6.2 Résumé

Concevoir des exosquelettes est encore une tâche ardue, du point de vue modélisation multicorps, spécialement pour améliorer l'intégration humain-robot en optimisant la topologie, la cinématique et les effets d'inertie dans la conception de l'exosquelette, et pour avoir un retour en temps réel sur les efforts appliqués au corps humain par l'exosquelette. Dans ce contexte, l'objectif de cette vue d'ensemble est d'établir un état de l'art des solutions et des problèmes existants en conception d'exosquelettes en utilisant la modélisation multicorps dynamique. Cette vue d'ensemble révèle d'abord que la modélisation de l'architecture d'un exosquelette diffère grandement d'une application à une autre en terme d'objectifs et de performance, les applications allant de la réadaptation de muscles blessés à une pleine assistance. Deuxièmement, la modélisation multicorps dynamique est un outil potentiellement puissant pour concevoir des exosquelettes en simulant à la fois le système musculo-squelettique et la dynamique de l'exosquelette, permettant ainsi de prédire les efforts appliqués par l'exosquelette sur le corps humain. Troisièmement, la modélisation multicorps peut améliorer notre compréhension à la fois des pathologies et aider à une meilleure conception pour compenser celle-ci. Aujourd'hui, les principaux défis sont l'identification de l'actionnement musculaire dans un modèle du corps complet et la conception d'exosquelettes pour la réadaptation.

Mots-clés : Exosquelettes, optimisation de la conception, prototypage virtuel, techniques de réadaptation.

6.3 Introduction

The main purpose of exoskeletons has evolved since the first one was built in 1963 [2]. They were initially thought to empower healthy men [2], more precisely soldiers, giving them extra strength and allowing them to carry heavy loads. This configuration can be defined as a master/slave interface where the soldier is the master controlling the exoskeleton that is the slave, thus providing extra strength. Later, the use of exoskeletons was rethought to assist people with disabilities, including active orthoses. The idea remains the same, giving the users extra strength, this time to compensate the lack due to pathologies or injuries. Exoskeletons are now also intended to improve rehabilitation for people with disabilities caused by strokes [3, 4], muscle disease [5], spinal cord injury [6], etc. Dehez et al. [7] and Galinski et al. [1] categorized the rehabilitation exoskeletons into two groups. On the one hand, there are exoskeletons that align with the human joints, where actuators are placed close to the joint, e.g. Figure 6.1. On the other hand, there are self-aligning exoskeletons that mobilize the members on both sides of the joints directly and the actuator is free from being aligned with the human joint. Within the scope of this article, we focus on the first type of exoskeletons, whether it is portative like HAL-5 [8], BLEEX [9], or treadmill based like the Lokomat [10] and LOPES [11].

Safety is one of the top priorities when designing any kind of exoskeleton [6, 12, 13], as they interact closely with humans. One way to design and test an exoskeleton is to build two robots [14]. The first one is the inner robot, the master that simulates the human movements, while the second one is the exoskeleton that will be used by humans on the final actual world version. This was done in the past to find a safe way to test exoskeletons prior to their usage; if there is an unwanted dangerous torque on the inner robot then no human would get harmed.

Furthermore, Galinski et al [1], stated that the two main criteria when designing exoskeletons for rehabilitation besides safety would be: 1. Range of motion and 2. Magnitude of parasitic efforts. These two criteria also define the difficulties encountered when designing exoskeletons matching human biomechanics. It is indeed difficult to identify the axis of the human joints, to reproduce all degrees of freedom and to avoid the relative motion between the exoskeleton and the human due to non-optimal fixation during exercise [7].

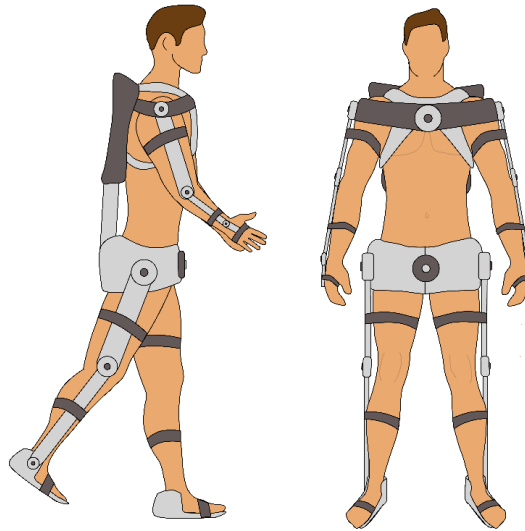


Figure 6.1: Example of Exoskeleton where actuators are placed close to the joints.

Nowadays, exoskeleton testing can be performed virtually, using multibody modeling as shown in Figure 6.2 [1, 15]. In this context, multibody dynamic modeling can be seen as a powerful tool to design exoskeletons by simulating both musculoskeletal system and exoskeleton dynamics, enabling to predict in a non-invasive way the efforts performed by the exoskeletons and applied to the human body. For example, Laitenberger et al. showed that a realistic multibody model of the upper limb is necessary for the quantitative assessment of its joint kinematics and dynamics [16], announcing the possible application to exoskeletons [17]. In the context of this paper, multibody modeling concerns studies of the mechanisms from a kinematic and dynamic point of views. It also includes the musculoskeletal system as a rigid multibody system.

This study was carried out to assess the state-of-the-art survey on multibody dynamic modeling involved in the design process of exoskeletons for several projects at the “Chaire de recherche en génie de la réadaptation pédiatrique du Centre de réadaptation Marie Enfant, affiliated to École Polytechnique de Montréal” [18-21]. Particularly, the specific objectives of this paper are to draw the first step into answering two main research questions:

1. How multibody modeling can help design exoskeletons?
2. What are the main challenges facing the design/research community?

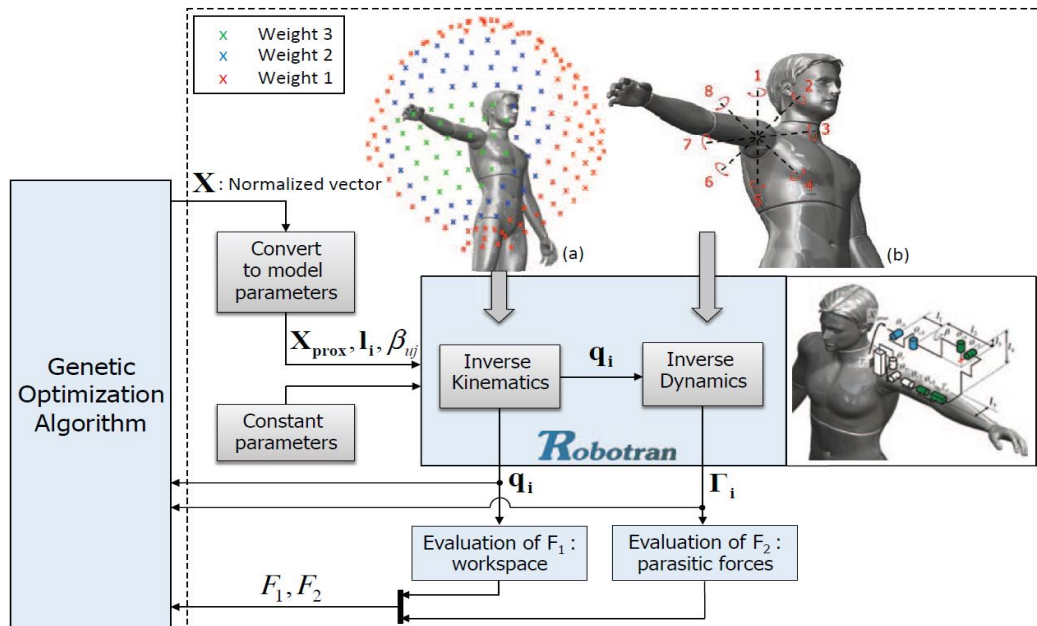


Figure 6.2: Virtual optimization of an Exoskeleton of the shoulder, using Robotran, a multibody Software [1]. The two parameters that are being evaluated are the reachable workspace and the parasitic forces.

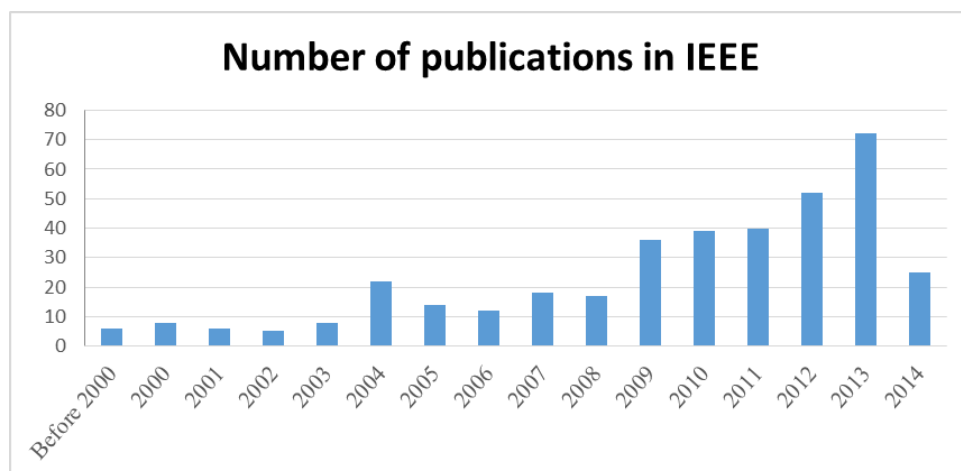


Figure 6.3: Evolution of the number of articles/year. Source: IEEE-Xplore, Keywords : “exoskeleton”, and the name of the software based on multibody modeling.

Figure 6.3 shows the evolution of number of publications using the keywords “exoskeleton” along with the name of multibody software’s or tools, ADAMS© (MSC Software ,USA), Opensim© (USA) SimMechanics© (Mathworks USA), AnyBody Modeling™ system (Anybody

technology A/S, Denmark), Robotran© (CEREM, Belgium), Neweul-M2© (Universität Stuttgart, Germany), MBDyn© ([Dipartimento di Scienze e Tecnologie Aerospaziali](#), Italy).

The number of studies involving multibody software to model and optimize exoskeletons has risen, especially over the last five years (see Figure 6.3). The purpose here is not to compare the software solutions but to provide an overview of the evolution of multibody modeling for exoskeletons analysis. This evolution can be explained by the advantages that can provide multibody modeling regarding the exoskeleton design, presented in the next section.

6.4 Issues and solution in Design of exoskeletons

6.4.1 Human musculoskeletal dynamics modeling for the design of exoskeletons

In order to fulfill the objectives of the exoskeletons in terms of effective human support, great attention must be paid to the biomechanics of the user. The state-of-the-art for lower limb exoskeletons presented by Dollar and Herr [3] showed that knowing the biomechanics of walking is important to build an exoskeleton that can operate along with the user with minimal chances of harm and in the most efficient way possible. To simplify computer calculation and to obtain the most natural movement from the exoskeleton, inverse kinematics of both the human body and the exoskeleton must be “identical” [22], i.e. in their study, Kim et al. explained that they consider the human arm to have 7 DoF, therefore the exoskeleton has 7 DoF. Then, criterion to solve the problem of muscle redundancy, covered in the next section, can be evaluated. Therefore, virtually designing the exo-skeleton directly on a human- musculoskeletal model helps to constrain the exoskeleton kinematics to the human kinematics. Ferrati and Al [15], analyzed an existing exoskeleton by reproducing it virtually and constraining it to a human musculoskeletal model. Multibody modeling helped improving the kinematic design of the exoskeleton that was already physically improved numerous times since its creation in 1982. This framework is also encouraged by Agarwal and al. [23] claiming that carrying virtual design of an exoskeleton on human- based models allow to “introduce biomechanical, morphological, and controller measures to quantify the performance of the device”.

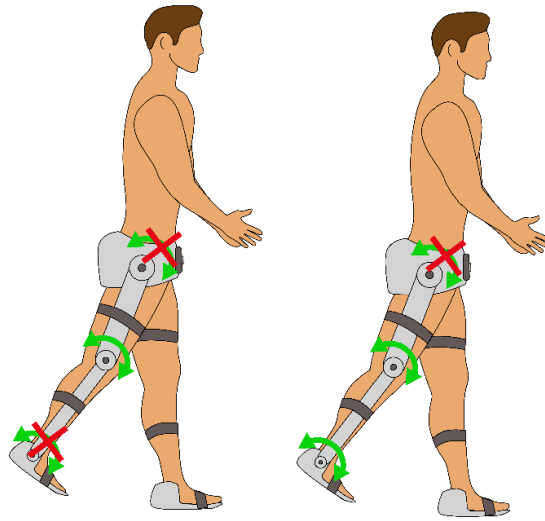


Figure 6.4: Simplification Steps to solve the dynamics, first the ankle joint

The selection of DoFs is a crucial point in the exoskeleton design process. The human body is a really complex multibody system with numerous DoF and simplifications must often be made in order to design a viable exoskeleton. Beyl et Al [12] mentioned that before considering the design of a complete exoskeleton, it is important to reduce as much as possible the complexity of each sub-problem, e.g. for the lower limb, an early step was to lock the ankle joint to focus on the knee kinematics, and in the next step adding the DoF previously locked, illustrated in the Figure 6.4. Similar simplifications of the human joints are often made in order to reduce the number of DoFs. However, these simplifications tend to impact the biomechanics of the exoskeleton as they don't represent fully the human articulation. This strategy is explained by Low [24] by the need “to achieve compact and power efficient design”. Modeling can help to add new DoFs to improve the performance of the exoskeleton [15].

To control robotic devices, the classical multibody modeling of inverse kinematics is considered as a standard technique due to its simplicity and limited computation cost even for a high number of DoFs [25]. But nowadays, new optimal-control solvers of multibody systems, called Differential Dynamic Programming (DDP) [26], are more and more used (e.g.[27-29]) because of their simple yet efficient solving of direct implicit – called shooting – optimal-control problems, making it possible to control complex closed-loop systems, such as exo-skeletons or humanoid robots [27].

Design of robots that interact with the human body can be highly improved in terms of development time and movement effectiveness using multibody simulations. Furthermore, the multibody simulations can increase the knowledge about the human biomechanics.

6.4.2 Design for rehabilitation

Klein et al [4] reported that the rehabilitation of post-stroke patients using exoskeletons improves the ability to move the limbs. However, despite the encouraging results, the movement improvements achieved by rehabilitation exoskeletons, for patients who suffered from a stroke, are still small and do not match the daily movements complexity. To this effect, multibody modeling can help understand the human biomechanics, thus identifying the muscles that need most to be trained. For example, exoskeletons can be used to reinforce a specific muscle by applying forces and torques in the opposite direction to the patient movement thanks to a muscular limb model [30]. In their case study, Agarwal et al. [23] simulated the improvements of rehabilitation on a finger by testing the maximum allowable excitation constraint on the muscles. This means that the rehabilitation can be virtually quantified, and therefore several designs can be tested according to the injury. To virtually prototype exoskeletons on human musculoskeletal models opens the possibilities of custom exoskeletons for rehabilitation, as illustrated in Figure 6.5.

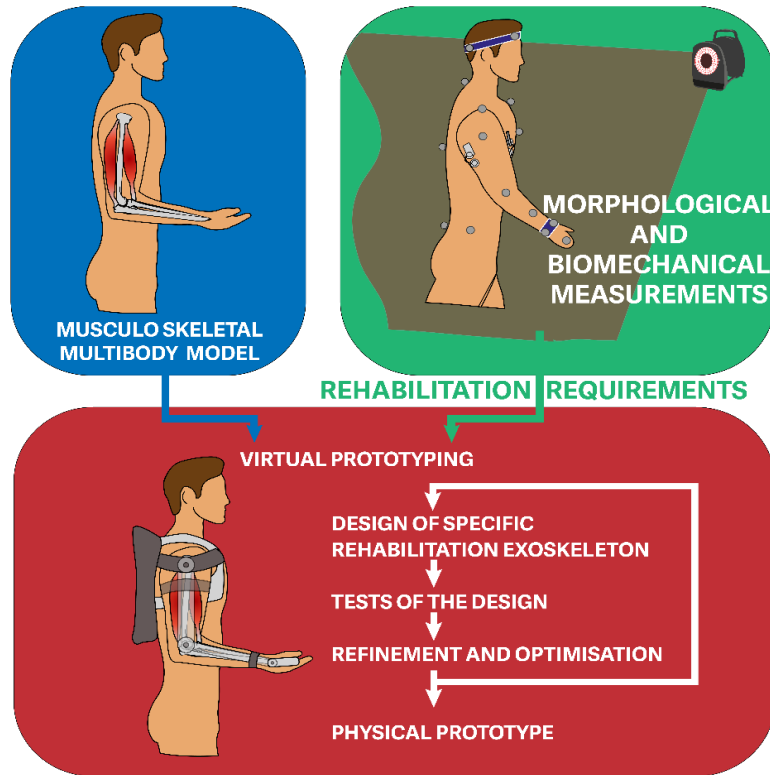


Figure 6.5: Virtual prototyping process with musculoskeletal

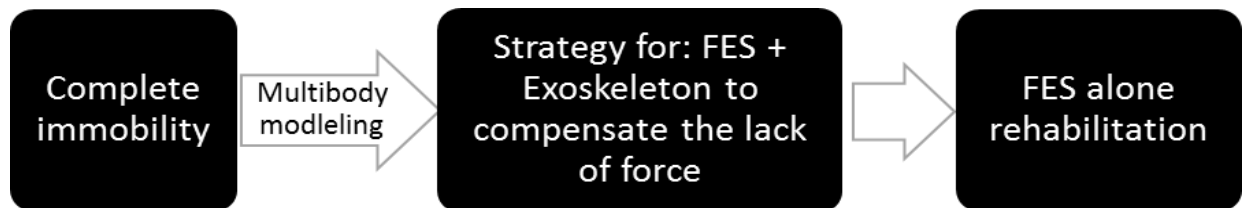


Figure 6.6: Possible use of multibody modeling to design a combination of FES and exoskeleton as a transition step for FES alone rehabilitation.

The musculoskeletal models include models of the muscles. Therefore, the use of inverse dynamics can help to quantify the muscle forces [31]. An application where muscles need to be specifically stimulated is the functional electrical stimulation (FES). Multibody modeling allows one to know how many DoFs are needed to facilitate stable standing using muscle activation., e.g. it was used to reduce the number of DoFs from 12 to 6 in the lower limbs in order to theoretically

achieve stable standing (with FES) in paraplegic patients without asking them using their arms [32]. This result can be extrapolated to exoskeletons in order to minimize the number of DoFs for specific positions or movements reducing at the same time the size of the exoskeleton and the power needs.

Exoskeletons using FES is a combination currently studied [30, 32, 33] that could provide a smoother transition between complete immobility to FES alone rehabilitation, as illustrated in Figure 6.6. In this case multibody modeling would allow both muscle identification and optimization of the number of DoFs.

6.5 Discussion / Challenges

This section describes the challenges that lie ahead for the design of exoskeletons using multibody modeling. The human biomechanics and modeling such a complex multibody system can be really challenging. But once this will be solved the next step will be to find a solution to mimic it in a best way. The first problem faced when modeling the human musculoskeletal system is that in the human body there are more muscles than joints leading to a difficulty to specifically identify the muscles acting on a specific range of motion. This is a recurrent problem in modeling the muscle contributions, called muscle redundancy [34-36]. Gallagher et al. [30] found a way to go around this muscle redundancy problem, their goal was to find a relaxed method that minimized the mean errors of the individual muscles between expected and desired muscle activation. The authors also mentioned the muscle pathologies diagnostic amongst the possibilities offered by their findings [30]. Their exoskeleton is designed to follow muscle patterns, but if used with the human fully controlling the movement, the exoskeleton can help find muscle disorders. Kim et al. [22] added that “resolving the human arm redundancy is critical to safe and effective interactions between humans and wearable robotic systems”.

As explained by Galinski et al [1], human joints “can rarely be considered as simple mechanical joints”. Agarwal et al. [23] explained that we still need to carry out experimental measurements in order to improve the model so it is more adapted to the user. Multibody modeling can help to understand the human biomechanics, but does not give directly the solution for the design of exoskeletons. We are still constrained by the actuators size and the need to have the lightest device possible [24].

Finally, a last parameter to take into account when modeling the body is the global center of gravity [37] for example Sharma and al. globalized the upper body as a generalized walker force instead of solely the dynamics of the upper body. They also explained the importance of simulating the model in a 3D environment, e.g. ankle moment happening in the lateral direction would be ignored if the simulation is only considered in the sagittal plane, and hence lacking biofidelity.

Modeling a mechanism using multibody dynamics is easier than modeling the human body, because joints, centers of rotation and inertial parameters are easily computed. The challenge is to improve models of the human body by adding realistic and exhaustive muscles models to improve biofidelity, while solving the muscle redundancy. Only then we can exploit the full advantages of designing exoskeletons that can improve our understandings of the biomechanics and improve rehabilitation.

6.6 Conclusion

The objective of this review was to identify issues and solutions of exoskeleton design and how multibody modeling can support the design activity. The review showed that modeling of exoskeleton architecture largely differs from one application to another in terms of design objectives and performances, the applications ranging from rehabilitating injured muscles to fully assisting the human user.

Secondly, multibody dynamic modeling can be seen as a potentially powerful tool to design exoskeletons by simulating both musculoskeletal system and exoskeleton dynamics, enabling to predict in non-invasively way the efforts performed by the exoskeletons and applied to the human body. Thirdly, designing a musculoskeletal model can improve our understanding of both the pathology and come up with the best design to compensate it.

As a perspective, musculoskeletal models need to be improved in terms of biofidelity and muscle redundancy resolution in order to become a reliable basis on which the design can be built. Therefore, there is an actual necessity to obtain a multibody model including all the muscles involved in specific movements. Developing this multibody model will face muscle redundancy issues, which must be faced together with the challenges stemming from the biofidelity goals. This would help us obtaining a complete human musculoskeletal model where the muscle patterns are

known and better understood. Achieving this can support the design of exoskeletons in a seamless and safe way and can also be used for specific muscle training.

Future research in exoskeletons modeling could refine muscle models allowing improving exoskeletons design and usage, ranging from medical rehabilitation and muscle disorder evaluation to sport training.

6.7 References

- [1]. D. Galinski, J. Sapin, and B. Dehez, "Optimal design of an alignment-free two-dof rehabilitation robot for the shoulder complex," in *Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2013 IEEE International Conference on, 2013, pp. 1-7.
- [2]. S. J. Zaroodny, "Bumpusher-a powered aid to locomotion," DTIC Document1963.
- [3]. A. M. Dollar and H. Herr, "Lower extremity exoskeletons and active orthoses : challenges and state-of-the-art," *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 24, pp. 144-158, 2008.
- [4]. J. Klein, S. Spencer, J. Allington, K. Minakata, E. Wolbrecht, R. Smith, et al., "Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES)," in *Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on, 2008, pp. 535-541.
- [5]. S. Castro, E. Lugo, P. Ponce, and A. Molina, "Assistive Robotic Exoskeleton for Helping Limb Girdle Muscular Dystrophy," in *Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering (ICMEAE)*, 2013 International Conference on, 2013, pp. 27-32.
- [6]. P. Beyl, M. Van Damme, R. Van Ham, and D. Lefeber, "Design and control concepts of an exoskeleton for gait rehabilitation," 2008 2nd Ieee Ras & Embs International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (Biorob 2008), Vols 1 and 2, pp. 103-108, 2008.
- [7]. B. Dehez and J. Sapin, "ShoulderRO, an alignment-free two-DOF rehabilitation robot for the shoulder complex," in *Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2011 IEEE International Conference on, 2011, pp. 1-8.

- [8]. H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, and Y. Sankai, "Power assist method for HAL-3 using EMG- based feedback controller," in Systems, Man and Cybernetics, 2003. IEEE International Conference on, 2003, pp. 1648-1653.
- [9]. A. B. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu, "Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 11, pp. 128-138, 2006.
- [10]. H. A. M. Engineering. (2007, oct 24). Lokomat Rehabilitation Device. Available : www.hocoma.ch.
- [11]. D. P. Ferris, G. S. Sawicki, and A. R. Domingo, "Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation," *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, vol. 11, p. 34, 2005.
- [12]. P. Beyl, M. Van Damme, R. Van Ham, B. Vanderborght, and D. Lefeber, "Pleated Pneumatic Artificial Muscle-Based Actuator System as a Torque Source for Compliant Lower Limb Exoskeletons," *Ieee-Asme Transactions on Mechatronics*, vol. 19, pp. 1046-1056, Jun 2014.
- [13]. S. Grosu, P. Cherelle, C. Verheul, B. Vanderborght, and D. Lefeber, "Case Study on Human Walking during Wearing a Powered Prosthetic Device : Effectiveness of the System “Human- Robot”," *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 2014, pp. 1-9, 2014.
- [14]. E. Rocon and J. L. Pons, *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics : Tremor Suppression* vol. 69 : Springer Science & Business Media, 2011.
- [15]. F. Ferrati, R. Bortoletto, and E. Pagello, "Virtual modelling of a real exoskeleton constrained to a human musculoskeletal model," in *Biomimetic and Biohybrid Systems*, ed : Springer, 2013, pp. 96-107.
- [16]. M. Laitenberger, M. Raison, D. Périé, and M. Begon, "Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model," *Multibody System Dynamics*, pp. 1-26, 2014.
- [17]. L. Maria, B. Mickael, G. Guillaume, P. Delphine, D. M. Fabien, and R. Maxime, "Impact of the Forearm Modeling Refinement on the Upper Limb Joint Kinematics and Dynamics," *The 3rd Joint International Conference on Multibody System Dynamics, The 7th Asian Conference on Multibody Dynamics BEXCO, Busan, Korea, June 30-July 3, 2014.*

- [18]. G. Gaudet, M. Raison, S. Achiche, F. Dal Maso, G. Musy, and M. Begon, "Solutions to the muscle redundancy problem : From an undeterminate to a deterministic problem," in 11th World Congress on Computational Mechanics (WCCM XI)5th European Conference on Computational Mechanics (ECCM V)6th European Conference on Computational Fluid Dynamics (ECFD VI), Barcelona, Spain, 2014.
- [19]. S. Hernandez, M. Raison, A. Torres, G. Gaudet, and S. Achiche, "From on-body sensors to in- body data for health monitoring and medical robotics : A survey," in Global Information Infrastructure and Networking Symposium (GIIS), 2014, 2014, pp. 1-5.
- [20]. G. Gaudet, M. Begon, S. Achiche, F. Dal Maso, G. Musy, and M. Raison, "Muscle overactuation problem : two solutions from an undeterminate to a deterministic problem," in 3rd International Multibody System Dynamics (IMSD) Conference, Busan, 2014., 2014.
- [21]. P. Geoffroy, N. Mansard, M. Raison, S. Achiche, and E. Todorov, "From Inverse Kinematics to Optimal Control," in Advances in Robot Kinematics, ed : Springer International Publishing, 2014, pp. 409-418.
- [22]. H. Kim, L. M. Miller, N. Byl, G. M. Abrams, and J. Rosen, "Redundancy Resolution of the Human Arm and an Upper Limb Exoskeleton," *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, pp. 1770-1779, Jun 2012.
- [23]. P. Agarwal, P.-H. Kuo, R. R. Neptune, and A. D. Deshpande, "A novel framework for virtual prototyping of rehabilitation exoskeletons," in Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on, 2013, pp. 1-6.
- [24]. K. Low, "Robot-assisted gait rehabilitation : From exoskeletons to gait systems," in Defense Science Research Conference and Expo (DSR), 2011, 2011, pp. 1-10.
- [25]. M. N. Geoffroy P, Raison M, Achiche S, Todorov E. (2014) From Inverse Kinematics to Optimal Control. *Advances in Robot Kinematics (ARK)*, January : 409-418.
- [26]. D. H. Jacobson and D. Q. Mayne, "Differential dynamic programming," 1970.
- [27]. F. Leboeuf, G. Bessonnet, P. Seguin, and P. Lacouture, "Energetic versus sthenic optimality criteria for gymnastic movement synthesis," *Multibody System Dynamics*, vol. 16, pp. 213-236, 2006.

- [28]. M. Diehl, H. G. Bock, H. Diedam, and P.-B. Wieber, "Fast direct multiple shooting algorithms for optimal robot control," in *Fast motions in biomechanics and robotics*, ed : Springer, 2006, pp. 65-93.
- [29]. P. Geoffroy, O. Bordron, N. Mansard, M. Raison, O. Stasse, and T. Bretl, "A two-stage suboptimal approximation for variable compliance and torque control," in *Control Conference (ECC), 2014 European*, 2014, pp. 1151-1157.
- [30]. W. Gallagher, M. Ding, and J. Ueda, "Relaxed individual control of skeletal muscle forces via physical human–robot interaction," *Multibody System Dynamics*, vol. 30, pp. 77-99, 2013.
- [31]. M. Raison, "On the quantification of joint and muscle efforts in the human body during motion," Ph.D. Thesis, Electrical Engineer, Université catholique de Louvain, Louvain-la-Neuve, Belgium, 2009.
- [32]. J. Y. Kim, J. K. Mills, A. H. Vette, and M. R. Popovic, "Optimal combination of minimum degrees of freedom to be actuated in the lower limbs to facilitate arm-free paraplegic standing," *J Biomech Eng*, vol. 129, pp. 838-47, Dec 2007.
- [33]. A. J. Del-Ama, A. Gil-Agudo, J. L. Pons, and J. C. Moreno, "Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 11, Mar 4 2014.
- [34]. D. Amarantini, G. Rao, and E. Berton, "A two-step EMG-and-optimization process to estimate muscle force during dynamic movement," *Journal of biomechanics*, vol. 43, pp. 1827-1830, 2010.
- [35]. M. Raison, C. Detrembleur, P. Fiset, and J.-C. Samin, "Assessment of antagonistic muscle forces during forearm flexion/extension," in *Multibody Dynamics*, ed : Springer, 2011, pp. 215- 238.
- [36]. A. Sarcher, M. Raison, L. Ballaz, M. Lemay, F. Leboeuf, K. Trudel, et al., "Impact of muscle activation on ranges of motion during active elbow movement in children with spastic hemiplegic cerebral palsy," *Clinical Biomechanics*, 2014.

- [37]. N. Sharma, V. Mushahwar, and R. Stein, "Dynamic Optimization of FES and Orthosis-Based Walking Using Simple Models," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on, vol. 22, pp. 114-126, 2014.

**CHAPITRE 7 ARTICLE 3 : ON SUPPORTING THE LEARNING OF
MULTIBODY DYNAMICS OF THE HUMAN BODY USING
MULTIDISCIPLINARY PHYSICAL PROTOTYPING**

L'article suivant a été soumis le 12 novembre 2015 dans la revue « Multibody System Dynamics », la meilleure revue en modélisation multicorps.

L'article propose une méthodologie d'enseignement de la modélisation multicorps appliquée au corps humain à l'aide de prototype fabriqués à l'aide d'imprimantes 3D.

Ainsi le sous-objectif O4 est réalisé dans cet article. La contribution du premier auteur est évaluée à 75%.

Title: On supporting the learning of multibody dynamics of the human body using multidisciplinary physical prototyping

Article Type: Original Paper

Keywords: Multibody dynamics, Education, Physical prototyping, Framework, project, engineering

Corresponding Author: Sébastien Hernandez, B.Eng.

Corresponding Author's Institution: Research Centre, CHU Sainte-Justine

First Author: Sébastien Hernandez, B.Eng.

Order of Authors: Sébastien Hernandez, B.Eng.; Sofiane Achiche, Ph.D., Maxime Raison, PhD.

Abstract: Over the last decades, the use of multibody dynamics in biomechanics research has grown considerably and holds significant promises for the health and biomedical industries. Nowadays, it allows estimating internal data of the body that would be impractical or impossible to obtain experimentally, e.g. individual muscle forces. Also, multibody dynamics simulation allows one to constrain virtually an apparatus to the musculoskeletal system, helping to understand the individual patient dynamic interactions with the device and to improve it, whether it's for medical or general purposes.

As the human body is known as a really complex dynamic system and each individual is unique, the complexity of modelling its biomechanics is more challenging than for modelling classic mechanical systems. The modelling and validation of human multibody models remain a tedious task to achieve for the research community and can vary a lot depending on the applications.

Despite the advantages offered by the multibody modelling of the human body, its introduction in the biomedical engineer curriculum is not widespread. The present paper aims to evaluate the feasibility and the interest of introducing multibody modelling into multidisciplinary, real-world projects using 3D printed prototypes to add an experimental understanding of the difficulties and validation of the human-body modelling. The proposed methodology is based on a literature review of the multibody dynamics teaching methods used in mechanical engineering, followed by a first pilot project and feedback from students and professors of the community through interviews. Finally, a project is proposed, using physical prototyping to support the learning.

ON SUPPORTING THE LEARNING OF MULTIBODY DYNAMICS OF THE HUMAN BODY USING MULTIDISCIPLINARY PHYSICAL PROTOTYPING

Authors: Sébastien Hernandez^{1*,2}, Sofiane Achiche¹, Maxime Raison^{1,2}

¹Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montréal, Montreal (Qc), Canada

²Research Engineering Chair Applied in Pediatrics (RECAP), Marie Enfant Rehabilitation Centre (CRME), Research Centre – Sainte-Justine UHC, Montreal (Qc), Canada

*E-mail : sebastian.hernandez@polymtl.ca

7.1 Abstract:

Over the last decades, the use of multibody dynamics in biomechanics research has grown considerably and holds significant promises for the health and biomedical industries. Nowadays, it allows estimating internal data of the body that would be impractical or impossible to obtain experimentally, e.g. individual muscle forces. Also, multibody dynamics simulation allows one to constrain virtually an apparatus to the musculoskeletal system, helping to understand the individual patient dynamic interactions with the device and to improve it, whether it's for medical or general purposes.

As the human body is known as a really complex dynamic system and each individual is unique, the complexity of modelling its biomechanics is more challenging than for modelling classic mechanical systems. The modelling and validation of human multibody models remain a tedious task to achieve for the research community and can vary a lot depending on the applications.

Despite the advantages offered by the multibody modelling of the human body, its introduction in the biomedical engineer curriculum is not widespread. The present paper aims to evaluate the feasibility and the interest of introducing multibody modelling into multidisciplinary, real-world projects using 3D printed prototypes to add an experimental understanding of the difficulties and validation of the human-body modelling. The proposed methodology is based on a literature review of the multibody dynamics teaching methods used in mechanical engineering, followed by a first pilot project and feedback from students and professors of the community through interviews. Finally, a project is proposed, using physical prototyping to support the learning.

Keywords: Multibody dynamics, Education, Physical prototyping, Framework, project, engineering

7.2 Introduction

Multibody simulation has already been proven useful in the performance analysis and design process of various dynamic systems, such as in vehicles and in robotics [2, 3]. Similarly, modelling the human body as a multibody system (MBS) has allowed new application venues over the last decades such as modelling very specific parts of the body [4,5]. For example, it is possible to estimate individual muscle forces [6, 7], evaluate sport performances [8-10], help with diagnosis decisions [11, 12], and also improve crash simulations for better road safety [13]. Moreover, using multibody models of the human musculoskeletal system is slowly becoming a “practical simulation tool in product design” [14]. It can be used to design custom made orthopaedics and medical devices, such as exoskeletons and implants [14-16], and can even improve robotic design using biomimetic approaches [17]. Furthermore, as reminded by Lund et. al., “individually targeted medical care” has been “declared by the National Academy of Engineering to be one of the major challenges for engineering in the 21st century” [14]. Multibody modelling is believed to be one of the tools that will help for this challenge.

Despite all the advantages of multibody simulation, multibody modelling is a really difficult area still undergoing a transition from a research-only topic to an established subject for mechanical engineering education [18, 19, 1, 20]. There has been a lot of effort over the last decade in order to improve the teaching of the multibody dynamics in mechanical engineering curriculum [18, 21, 22, 19]. When modelling in biomechanics, the human body is so complex that simplifications and hypotheses have to be made, such as considering the bones as rigid bodies or the joints as ideal joints [23]. Validation of musculoskeletal models comes along with these simplifications and continues to be a challenge. “How good is good enough [...] in musculoskeletal model validation?” is answered by Petrella et al. with “it depends”, Lund et al. added that it’s the application and not the complexity that defines the validity of the model [14,24]. As multibody dynamics is gaining more and more predominance in clinical applications, “mistakes and misjudgements are potentially critical” [14]. Therefore, there is a crucial need to improve the understanding of biomechanics models and their validation in the mechanical and biomedical engineering curriculum, which are the targeted students in this paper. This contribution aims to facilitate the introduction of

applications of multibody modelling in mechanical/biomedical engineering courses as well as identifying the related challenges. Pennestri and Vita mentioned that “engineering graduates do not seem to have sufficient exposure to realistic modelling” [20], this statement leads to our main hypothesis: by using rapid physical prototyping one brings a real-world context to the projects and can help the engineering students understand the importance and the challenges of real multibody dynamics problems.

The 3D printing of the prototype played a huge part into highlighting differences between simulation and physical prototyping in engineering curricula. The methodology proposed in this paper is believed to support the students in their future task of refining the models of the human body and designing the next generation of biomedical devices.

7.3 Research context

In this paper, we focus on identifying the difficulties related to the learning and/or the use of multibody dynamics for biomechanics in order to propose a multibody dynamics multidisciplinary learning methodology supported by physical prototyping. First, the research method will be introduced, and then the different stages of the research method will be developed. Finally, the proposed methodology will be presented in the results section applied to a proposed project. As our research laboratory is focusing on the modelling of the upper limb [25,26], projects presented in this paper concern only the upper limb modelling, however, the methodology could be easily transposed to any part of the human body or even the whole of it.

7.3.1 Research method

First, a literature review was conducted to identify the teaching methods used for multibody dynamics learning. Furthermore, a real-world methodology of biomechanics multibody modelling derived from literature was used to develop a pilot project that considers the challenges faced by researchers and industry when modelling the human body.

The pilot project was used as a learning case study for a graduate course of Rehabilitation Engineering at “École Polytechnique de Montréal, Mechanical Engineering Department, Institute of Biomedical Engineering”. The course was followed by 20 students (referred to as “the class”

hereafter). Observations were noted down from the teaching team during the whole project that lasted one term.

At the end of the course, semi-structured open ended interviews with students from the class were conducted in order to confirm, infirm or add to the challenges and difficulties previously identified from the literature review. Concurrently, similar interviews were conducted with researchers, professors and alumni ($n_2=12$) who teach or use multibody dynamics related to biomechanics in order to compare with and enhance the results obtained from the pilot project. (Questions of the interviews can be found in Table 7.6). The professors were identified from the participants of the ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics that took place in 2015 in Barcelona, Spain as well as the 2015 CCToMM Symposium on Mechanisms, Machines and Mechatronics that took place in Ottawa, Canada, 2015. The alumni were chosen from another graduate course given at École Polytechnique de Montréal (Biomechanical Modelling Techniques GMB8214) where multibody dynamics applied to the human body was briefly introduced with two labs but no specific project.

Finally, a methodology based on a multidisciplinary real-world project using physical prototyping is proposed to support the learning of multibody modelling in biomechanics. A summary of the research methodology used here is illustrated in Figure 7.1.

7.3.2 Literature review

Different strategies exist for teaching multibody dynamics [20], but Project Based Learning (PBL) seems to have become a norm in engineering education [27-29]. Furthermore, PBL has already been established as an efficient method for teaching multibody dynamics in classic mechanical classes [1,30,31]. As shown in the Table 7.1, PBL is almost always used over several countries but it's worth noting that the use of a physical prototype is still rarely involved. The Table 7.1 also highlights the use of Matlab as a popular language for the analysis of MBS in universities. Challenges and difficulties found in literature for teaching MBS are:

- Understanding the system to analyse: to have a physical understanding of the real system proposed and how to model it [32,33]
- Formulating coherent hypotheses that simplify the problem while keeping the model close to reality [1,19]

- Debugging code takes a consequent time for students as they often lack rigor in the code [33,20,1]
- Learning multibody methods (theory) demands a lot of work and time [31,1]

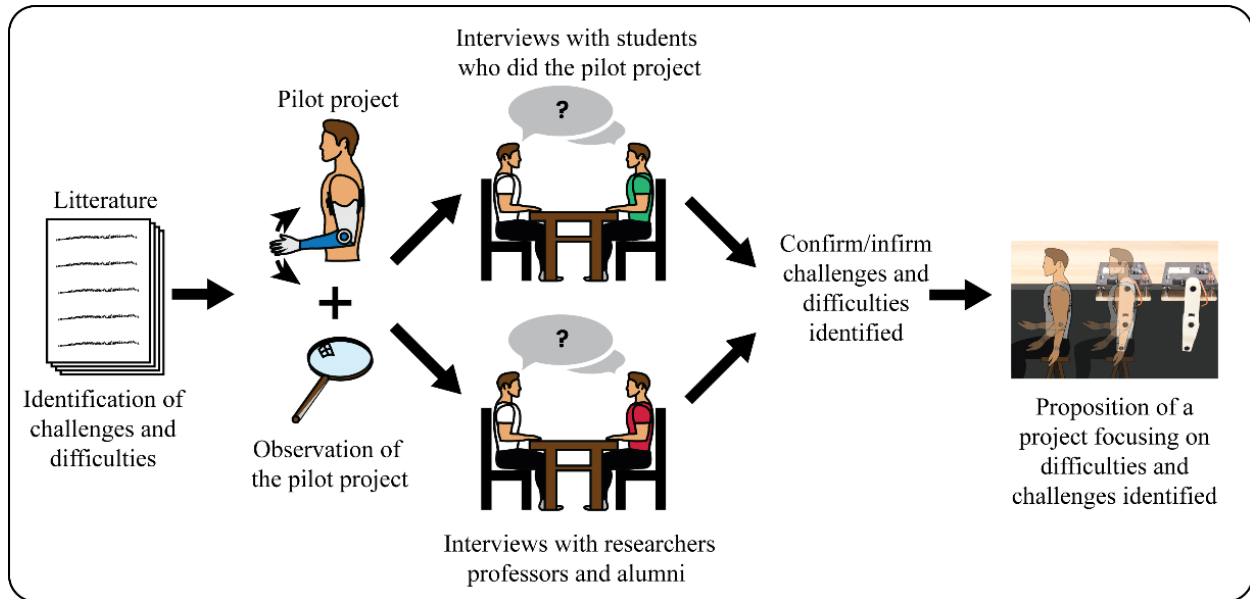


Figure 7.1 : Illustration of the research method used

Table 7.1: Teaching multibody methods from literature review

Country	Projects for teaching multibody dynamics	Software used (language)	Symbolical or numerical method	Real world problems studied	Physical prototype involved	Reference	Year
Belgium	Yes	EasyDyn (C++)	Symbolical and numerical	Yes	No	[34]	2005
Italy	No	Fortran90, C++, Matlab, Maple, Mathematica	numerical	No	No	[33]	2005
Poland	Yes	Matlab. MSC Adams. Visual NASTRAN. MADYMO. DADS. LS-DYNA	Symbolical and numerical	Yes	No	[31]	2005
Italy	Yes	Fortran90, C++, Matlab, Maple, Mathematica	Symbolical and numerical	Not mentioned	No	[20]	2005
Belgium	Yes	Robotran	Symbolical	Yes	No	[19]	2005
Italy	Yes	MBDyn (C++, Matlab)	Not mentioned	Yes	No	[18]	2006
Portugal	Yes	Dymola (Modelica)	Symbolical	Yes	No	[35]	2009
Spain	Yes	Matlab-Simulink	Symbolical and Numerical	Yes	Yes	[32]	2012
Belgium	Yes	Robotran	Symbolical	Yes	Yes	[1]	2012

7.3.3 Pilot project

Before describing the pilot project, it is worth specifying a noticeable difference between the literature review and our research context. The reviewed papers always concerned either graduate or undergraduate mechanical engineering classes. However, the students concerned by our research context are graduate or undergraduate in biomedical and or mechanical engineering. Graduate biomedical classes tend to be composed of students with very scattered knowledge backgrounds. For example, we performed an online survey of the class in terms of the students engineering domain of study and current education level (19 students out of 20 filled the survey (95%)) and the results confirmed the variability (shown in Table 7.2 and Table 7.3). This variability is mainly due to the fact that the students come from different trainings which some are not even in engineering such as physiotherapy, kinesiology and biology with little or no mechanical engineering background.

Table 7.2 : Current academic level of students who took part of the pilot project.

Current academic level	Undergraduate	Diplôme d'Études Supérieures Spécialisées (DESS)	M.Sc. A.	Ph.D.
Number of students	3	3	11	2

Table 7.3 : Background of students who took part of the pilot project

Background	Mechanical engineering	Biomedical engineering	Other (engineering)	Other (non engineering)
Number of students	6	5	5	3

Software used

As summarized by Cavacece et al., both use of commercial and non-commercial software are relevant at university level for teaching multibody simulations [33]. For the pilot project, the non-commercial multibody software solution Robotran [36] was selected for the following reasons:

- Its symbolic generator of equation allows the students with little background in mechanics to generate dynamic equations from a model without having to go deeply in the theory which they generally lack and wasn't the objective of our proposed methodology/project.
- Its sequential process for implementing the multibody model helps to be applied in a methodical manner.
- The separation between modelling and analysis is clear and will help identify where the difficulties of the class are situated. [37].
- The choice of generated computer languages allowing to export in Matlab code for analysis has high pedagogical potential [22] and is a popular language (Table 7.1).
- Finally, it's free! Students can download it for no cost.

Real-world problem project proposed

The literature emphasize on the importance to prepare students for real-world problems [20,29,38]. As the purpose of this research is to support biomedical classes, the problematic proposed come from a real-world biomedical engineering problem. The pilot project proposed to the class was to design a custom prosthetic arm for above the elbow amputees controlled by myoelectric signals (illustrated in Figure 7.2). Multibody dynamics was involved to size the actuator using inverse dynamics from motion capture based on methodologies found in the literature [6,26]. Considering the duration of the project (15 weeks) and the background of the class we suggested restricting the problem to a planar motion only.

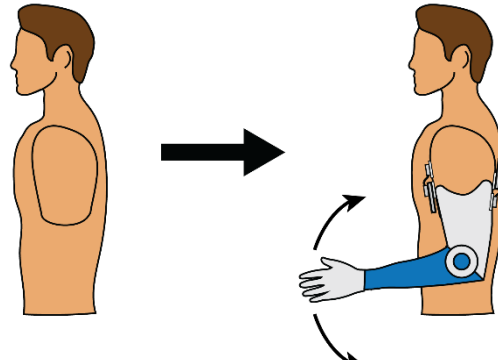


Figure 7.2: Objective of the pilot project : Design and fabrication of an upper limb prosthesis able to do flexion and extension of the forearm. The prosthesis must be designed for above the elbow amputee, controlled with muscle contraction from biceps and triceps.

Pilot project organization

As time was a constraint and the knowledge and skills of the graduate biomedical class were scattered, the class was split into three co-dependent teams based on a mix of interest and skills, with a subproject for each team (see Figure 7.3). Lipinski et al. included the project planning as an important part of the framework for a multibody modelling project [1]. Planning and implementing the pilot project involved a lot of communication and organization between the teams. Besides, the project was not solely focused on the multibody simulation, but it had a key role in the framework of the work to be carried out by the class.

In order to assemble the minimum set of skills to fulfil the project, the following course framework was followed. The 15 weeks session was split in two. The first half was to get an understanding of the tools and the theory behind the project. It consisted in theory classes and laboratories. The following laboratories were given to the students:

- 3x3h of multibody dynamics simulation using Robotran [36] that can be summarized as follows:
 - Laboratory 1: Introduction to the software (Robotran) and its framework.
 - Laboratory 2: Developing the direct kinematics of the system under study. The system was represented by one body for the arm and another one for the forearm connected by a hinge joint. Positions of the forearm were generated with a sinusoidal function, simulating the flexion and extension of the forearm.

- Laboratory 3: Developing the inverse dynamics of the system from positions already generated. All the necessary data were given to the students, such as masses, centres of masses, inertia matrices, and body dimensions.
- 3h of Computer Aided Design (CAD) from a 3D scan with CATIA v5R21
- 3h of 3D printing introduction with a 3D printer Afinia H480 [39]
- 3h of data acquisition at the Gait laboratory of Ste Justine hospital linked to “École Polytechnique de Montréal”. As the use of multibody in the field of rehabilitation rely on a lot of experimental data, the project relied on two of the most used experimental data acquisition: motion capture with optoelectronic cameras and Electromyography (EMG) [40].

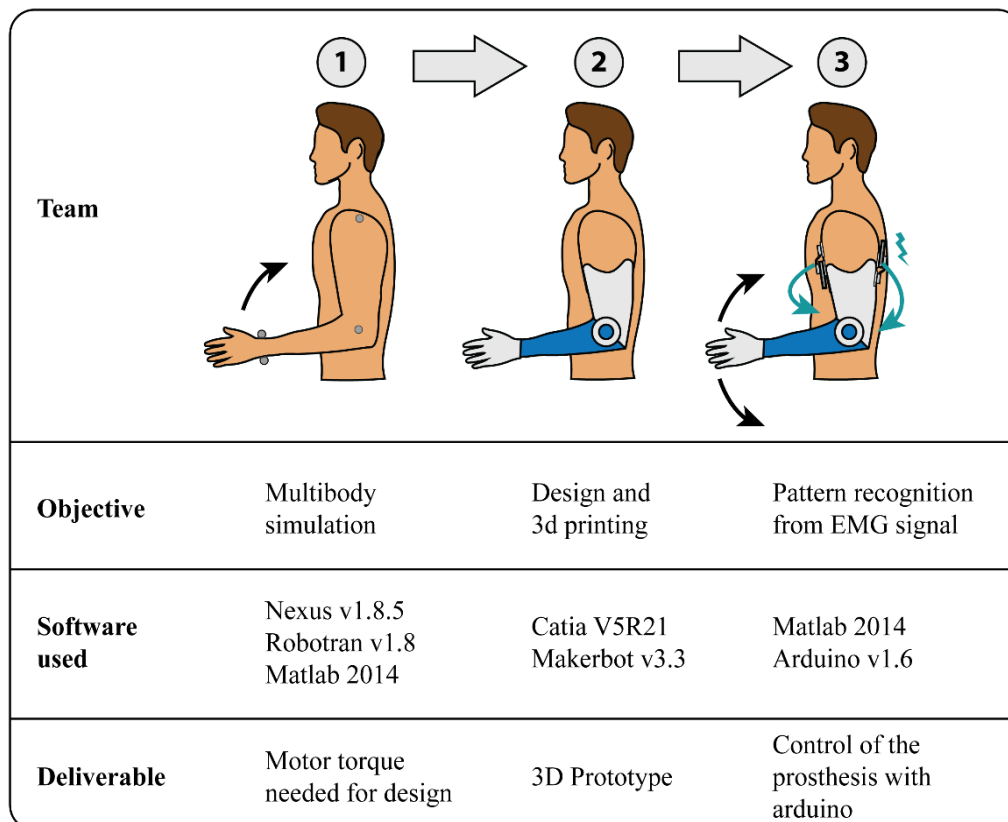


Figure 7.3 : Definition of teams and subproject goals. Subprojects were codependent.

The project began after the mid-term, leaving approximately 6 weeks to the class to complete the objectives. The project was successfully conducted (see Figure 7.4).

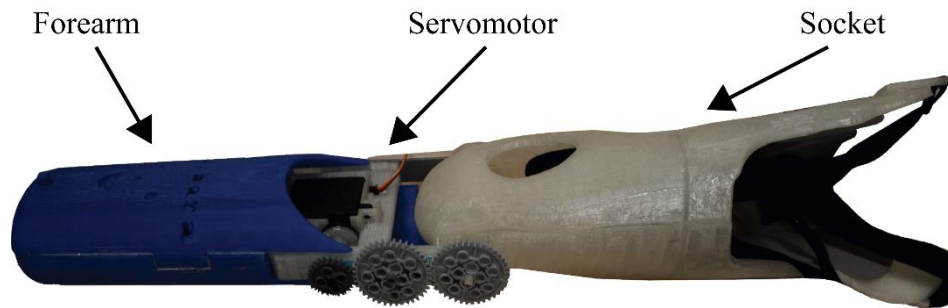


Figure 7.4 : The prosthesis presented by the class for the pilot project, there was lack of time to design and manufacture the hand, nevertheless the end of the forearm was designed to easily add a hand if more time was available. The prototype was functional.

Multibody simulation team framework

One third of the class was focused on multibody modelling, while the other two thirds followed the 3x3h multibody laboratories given in the beginning of the course. The teaching team guided the students to follow a multibody modelling framework similar to the one proposed by Lipinski and al [1] illustrated in Figure 7.5. However, only the multibody simulation team went through the full framework.

Data acquisition for the inverse dynamics of BMS

In order to perform the inverse dynamics in BMS, several data points need to be acquired. To make sure this step is as realistic as real world application, professional rehabilitation engineering devices and software's were used to gather the needed data. Three data sets were collected as follows:

- The kinematic information.
- The mass and anthropomorphic dimensions to estimate the inertia matrixes and centres of mass according to Yeadon's model [41].
- The EMG of the biceps and triceps during the motion capture for the pattern recognition team, (this part is not covered in this paper).

The kinematic data were acquired through a 3 cameras-motion-capture system [42], sampled at 100Hz. Reflective markers were placed following the ISB recommendations [43]. For the needs of the project, the centre of rotation was assumed to be in the middle of the elbow, therefore 5 markers were used in total, 1 to the acromioclavicular (AC) bony landmark, two on the elbow landmarks, lateral and medial epicondyles to estimate the centre of rotation (respectively EL and EM), and two on the wrist bony landmarks, radial and ulnar styloid (respectively RS and US). The data was analysed with Nexus 1.8.5 and Polygon 4.1 software's [44] to obtain Cartesian coordinates of the markers. The students were asked to start the motion of flexion-extension of the forearm by letting their arm in full extension for 5 seconds then to do 5 consecutive flexion and extension of the forearm with 0,5 Hz frequency. The frequency was guided by the use of a metronome. Figure 7.6 illustrates the above mentioned protocol.

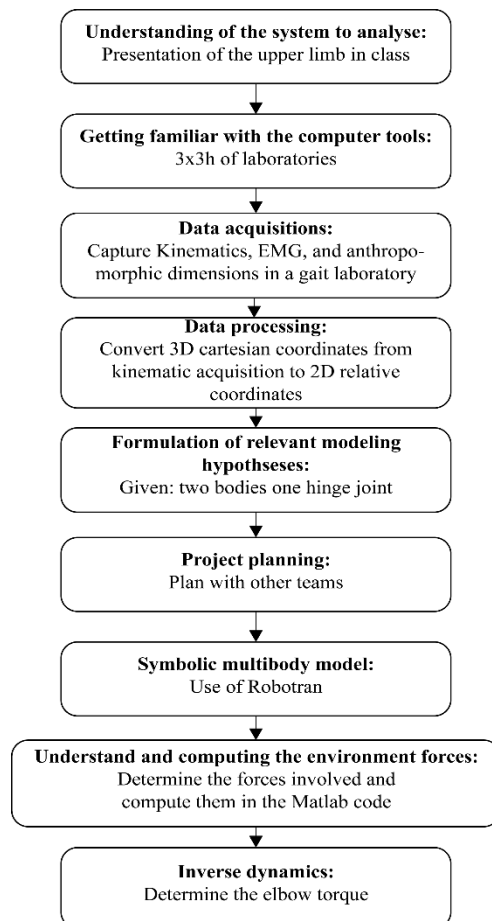


Figure 7.5 : Multibody simulation team framework, inspired by Lipinski and al [1]

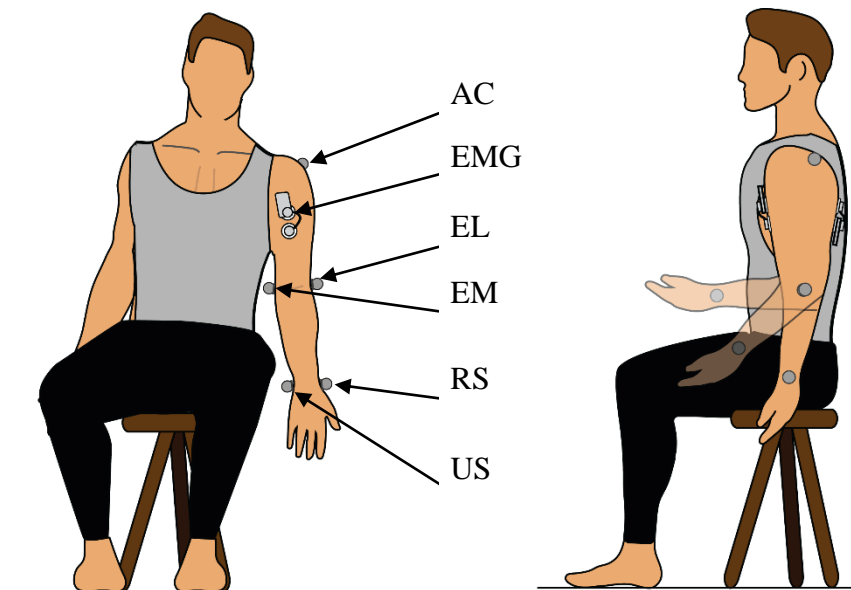


Figure 7.6 : Data acquisition, with bony landmarks, AcromioClavicular (AC), Lateral Epicondyle (EL), Medial Epicondyle (EM), Radial Styloid (RS), Ulnar Styloid (US). Two wireless EMG sensors were used to acquire the signal from the biceps and the triceps (FREEMG, BTS engineering, Italy)

7.3.4 Identification of the difficulties encountered when learning multibody modelling in biomechanics

The objective of this stage of our research method (recapped in Figure 7.1) was to gain an in-depth understanding of the difficulties encountered by the students when learning and using multibody modelling in biomechanics.

Semi-structured open ended interviews

To identify the difficulties encountered, we decided to use semi structured open ended interviews for the following reasons:

- Semi structured open ended interviews allow a high quality data as the interviewer can gather as much information as needed [45].
- Interviewees were expected to be interviewed only once especially professors and senior researchers.

- “It is considered that open ended questions allow for a variety of responses and fit better with the aim of getting an “insider-view” of a situation” [46].

Face-to-face interviews and videoconferences were used to perform the interviews. Interviews were recorded with the laptop either from the skype conversation or from a microphone. The audio was transcribed afterwards. A pilot of the interview was conducted with professors from our research group and the estimated time was between 15 and 25 minutes which was deemed acceptable. The total audio recorded of the 23 participants was approximately 7 hours, and it took usually 6 to 7 hours of transcription work for each recorded hour. The questions were structured in order to separate difficulties between multibody modelling of classical systems and human body modelling (questions asked to the interviewees can be found in Table 7.6).

Interviewees included in this research

There were two groups of interviewees, on one hand the students who participated in the pilot project and on the other hand professors, researchers and alumni who didn't participate in the pilot project but had experience in the teaching or the learning of multibody modelling of the human body. The number of participants in the first group was 11 ($n_1=11$) while the number of participants in the second group was 12 ($n_2=12$). Interviewees had experience in teaching/learning multibody dynamics from several countries (i.e. France, Canada, USA, Belgium, and Spain)

Feedback from students, researchers and professors

After the end of the course, students were invited to participate in the above mentioned interviews to collect rich qualitative data about the difficulties that they encountered during the course. The ratios of the interviewed students were sensibly identical among the three teams of the pilot project (11 students were interviewed out of 20 participants, 3 from the multibody simulation team, 4 from the design and fabrication team and 4 from the pattern recognition and control team). Ratios were also similar between alumni and professors (12 participants: 7 professors, 5 alumni).

7.4 Results

7.4.1 Results from interviews

As cited above, the semi structured interview was designed to identify the difficulties relative to the learning or the use of multibody in general, and the ones relative to the modelling of the human body. It is worth noting that the identified difficulties were classified according to the categories identified mainly in section 2.2 and reported in Table 7.4 and Table 7.5. When asking “what are the main difficulties that you have experienced or that you have observed with students when doing multibody modelling?” the main difficulties observed among the students and the teachers are as follow (details of ratios can be found in Table 7.4 and Table 7.5) :

- A. Code implementation and debugging in the software (Regardless of the software used)
- B. The physical understanding of the system: this includes both understanding the system and the hypotheses that can be made to model it.
- C. Formalisms and theory: this include all the mathematical foundation needed to understand generalized coordinates, generation of equations, position and orientation of bodies, Jacobian matrices, etc...

Then when asked “by comparison with classical mechanical systems, what are the main difficulties that you have experienced or observed with students when modelling the human body as a multibody system?” the main answers were clustered in the two following groups (additional results are presented in the next section):

- A. Get inertial parameters and data acquisition: soft tissue artefact, the difficulty to gather inertial parameters of segments of the anatomy on a living body
- B. Complexity of the model needed to consider it valid: This question was raised several times as it's difficult to know when we can consider a model valid, as it depends on the application. This also confirms our findings from literature

Table 7.4 : Difficulties identified from students who followed the pilot project

Difficulties identified	for multibody in general			relative to the modelling of the human body	
	Code implementation and debugging	Physical understanding	Formalisms and theory	Complexity of the model	Get inertial parameters and data acquisition
Number of interviewees that mentioned the difficulty	9	3	4	3	9

Table 7.5 : Difficulties identified from interviews with professors, alumni and researchers

Difficulties identified	for multibody in general			relative to the modelling of the human body	
	Bugs and implementation in software	Physical understanding	Formalisms and theory	Complexity of the model	Get inertial parameters and data acquisition
Number of interviewees that mentioned the difficulty	6	4	9	6	10

7.4.2 Additional results

Some difficulties identified during interviews were not taken into account in this research because they were considered by the authors not feasible or pertinent in our research context, such as:

- Contact models: it's a difficulty well known when modelling the lower limbs, but as we focused on the upper limb we are not concerned within the application that we chose.
- Understanding existent model: This difficulty was addressed in several cases, when a researcher has to refine existing models or wants to use generic models given by multibody software packages such as Opensim. There is a step of understanding the existing model that can be difficult. In the context of this paper, as the model is built from scratch using Robotran, we weren't concerned by this issue. However, it is worth noting that the use of an existing model can save time but it can be difficult and time consuming to understand it at first.
- Muscle and soft tissue modelling: Muscle-like actuators are not affordable to be included in a low-cost school environment physical prototyping project. Furthermore, adding muscles in the

multibody model would close the kinematic loop increasing the modelling complexity of the project which was already found quite difficult by the class.

- The need for tutorials and for a community: the need and the use of tutorials were subjects raised from both the students and the professors. The availability of examples, tutorials and forums online should be taken into account when choosing the software for the course or the project.
- Not enough time on multibody modelling: For students who did the pilot project, as only one third of the class focused on multibody dynamics, the interview revealed that the experience in multibody dynamics was not enough with three laboratories for the students who weren't in the multibody simulation team.
- 3D printing and time management: Finishing the project with a functional physical prototype was very important for the class. However, based on the observations of the pilot project and our own experience, relying on 3D printing of the CAD models made by the student in a course context was found to be a very uncertain task.

7.4.3 Multibody Physical Prototyping Project Description

The proposed methodology for the second project is similar to the one proposed for the pilot project (shown in Figure 7.5). However, instead of acquiring the data on the human body directly, the inertial parameters and kinematics will be captured or estimated on an already built prototype as shown in Figure 7.7 and Figure 7.10. This substitution helps saving time and decreases the difficulty level of the data acquisition and processing tasks while still keeping the desired experimental part of the methodology.

The proposed project relies on physical prototypes designed and printed by the teaching team before the start of the course. The prototypes are designed to simulate a human arm with reflective markers (highlighted in black or white circles in Figure 7.7 and Figure 7.8). The data acquisition can be performed using any smartphone with a stand. The processing of the kinematic data acquired is done using Matlab. The code to allow the identification for the emulated markers from the background is given to the students but they have to adapt the code to process the data. As the prototype is symmetrical, the use of only 3 markers instead of 5 in the pilot project reduces the complexity of the processing, as the coordinates are in a plane on both the acquisition and the simulation which is not the case when dealing with a human body.



Figure 7.7 : Kinematic acquisition using a smartphone video camera, reducing both costs and difficulty while keeping the experimental part of the project

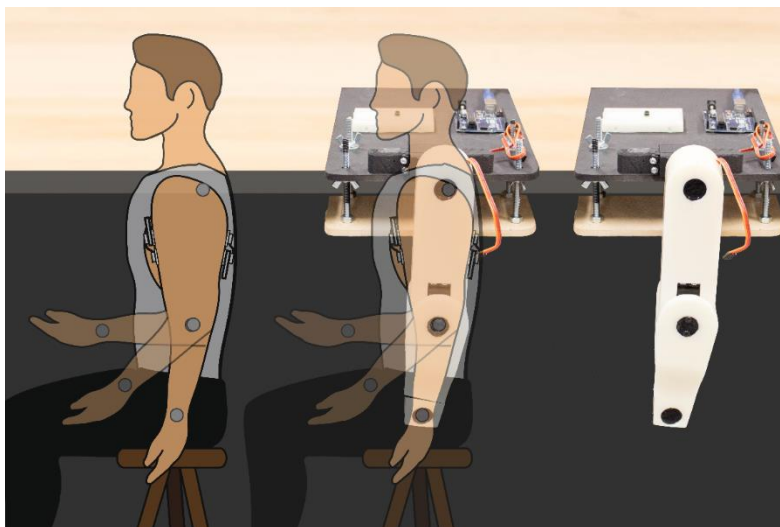


Figure 7.8 : The prototypes simulate the markers used in the first project by color contrast markers.

The prototypes can be easily disassembled to measure inertial parameters such as lengths, mass but the centre of mass and the matrix inertia have to be calculated or estimated stimulating the students to make assumptions regarding the system. The difficulties and challenges and difficulties faced by the students and addressed by the proposed solution are further developed in the next section.

Several identical prototypes with different densities were made using 3D printers which allowed us to vary the masses of the prototypes. The prototypes were put into motion using low cost microcontrollers and servomotors at a given speed, the objective of the proposed project is to size the torque of the motors of the shoulder and the elbow by inverse dynamics simulation and then compare the results obtained from the various prototypes.

7.4.4 Difficulties and challenges addressed by the proposed methodology

The PBL methodology proposed in this paper focuses on addressing the challenges and difficulties identified through the semi-structured interviews and the pilot project. (Recapped in Figure 7.9). In the following sections we will go through each point in more details.

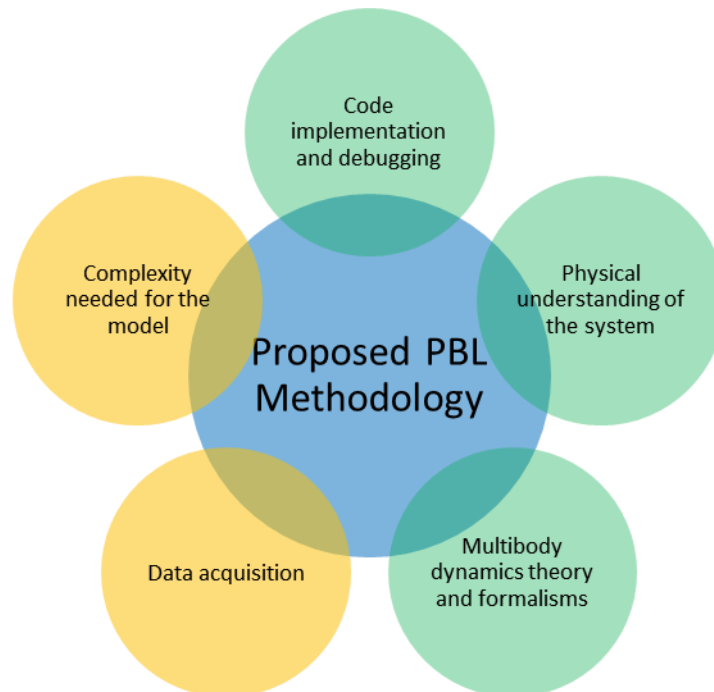


Figure 7.9 : Difficulties addressed by the proposed project

Code implementation and debugging

As can be seen in Figure 7.9, 6 different software solutions were used within the context of the pilot project. As one of the main difficulties found both in the literature and the interviews is code implementation and debugging, the number of software packages involved should be kept at minimum. The time gained by dropping the CAD and 3D printing laboratories is used to do the following laboratories:

- Matlab reminders or introduction
- Kinematic analysis from a video capture for each group of students, introducing the challenges of data acquisition in a simpler context.

The physical understanding of the system (how the system is articulated, the forces, the contacts, friction, etc...)

To enhance the physical understanding of the system, the prototypes are available to the students and can be disassembled to be observed and manipulated. CAD files are also available if the students want to animate the assembly on a CAD software. Multibody dynamics theory and formalisms (understand generalized coordinates, equations, etc...).

Tutorials available on Robotran's website¹ help one to understand the formalisms used in the software, the first laboratory is dedicated to the tutorial. All the data needed to build and analyse a model, masses, centre of masses, Degrees of Freedom (DoF), inertia matrixes are given allowing the students to understand the methodology. Robotran's symbolic generator helps with the generation of equations, taking care of most of the work. This reduces the burden for the class to develop the equations themselves, especially when their background is not necessarily in mechanical engineering or not in engineering at all. Once the general methodology and the basic theory of the software are understood we present them the prototype/system to analyse without providing them with any data.

¹ <http://www.robotran.be/tutorial/modelling/matlab/> Consulted on Nov 5, 2015.

Get inertial parameters and data acquisition.

Obtaining the kinematics and getting the inertial parameters were considered difficult on a real human body; hence the use of a physical prototype should simplify both acquisition steps. Since the physical prototype is rigid, it simplifies the difficulties induced by the soft tissues artefacts in the human motion capture. Students were asked to acquire the kinematic data themselves using their cell phones (Figure 7.7 and Figure 7.10). The video acquired is then exploited using Matlab, reducing the number of software packages used. The Matlab code to identify the markers is provided to the students.

However, they still have to adapt it to gather the Cartesian markers position and translate them into relative positions as Robotran uses relative coordinates. An output of the Matlab code to identify markers is shown in Figure 7.11.

The physical prototype can be disassembled, allowing one to measure the mass easily (Figure 7.10). However, hypotheses have to be made regarding the inertia matrix and centre of mass. As mentioned above, the prototypes are 3D printed with different infills densities, and while the CAD files are available they do not necessarily give precise enough inertia parameters. Therefore, with an easy to manipulate and easy to disassemble prototype, the problem of evaluating inertial parameters remains but is highly simplified.

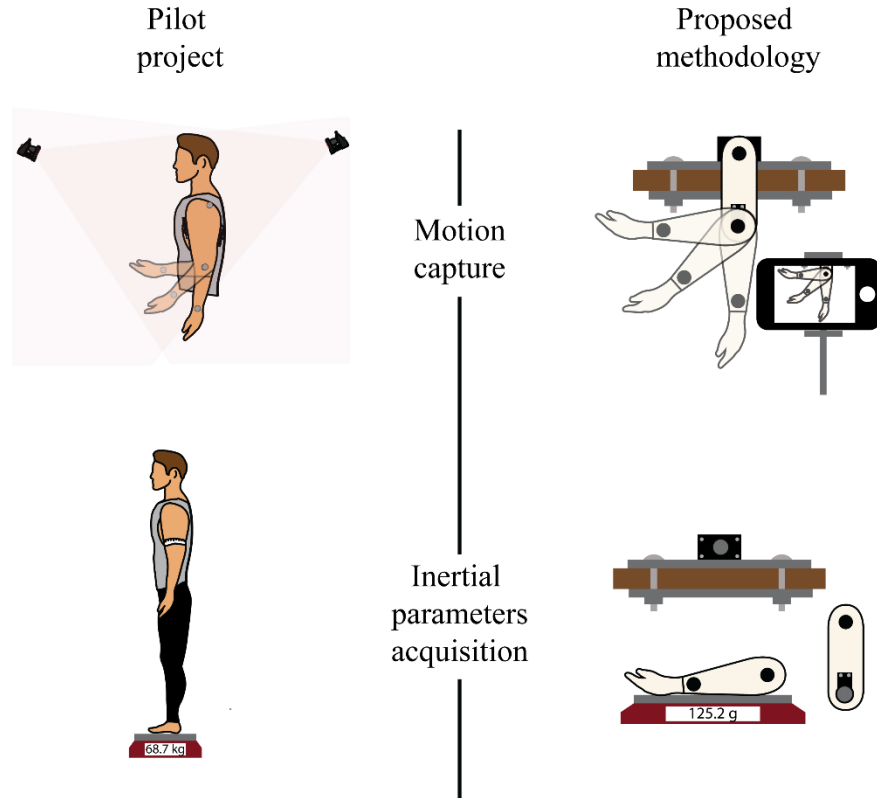


Figure 7.10 : Comparison between the pilot project methodology and the proposed methodology for data acquisition.

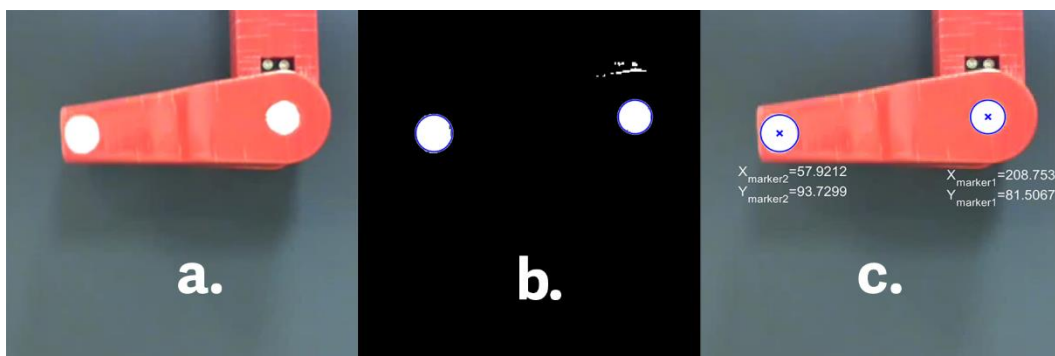


Figure 7.11 : Steps to identify the markers : (a.) acquire the video, (b.) convert the image into black and white to highlight the markers, (c.) use the code to identify the markers and obtain the absolute coordinates of the markers.

Complexity needed to validate the model

By using a simple, easy to model a 2 DoF mechanism, we intentionally reduced the complexity inherent to working with a human body. However, a parallel with the human modelling and its difficulties can be easily explained because of the high similarities between the proposed project and human articulations.

7.5 Limitations and conclusions

In this article we focused on the difficulties and challenges faced by the multibody community for teaching and using multibody simulation in biomechanics learnings. Various difficulties identified couldn't be addressed within the scope of this research, like muscle modelling, muscle redundancy problem and contact models such as feet/ground contact.

Nevertheless, the pilot project validated the feasibility and the interest of using physical prototypes to support the students learning in the context of a multibody modelling course in the biomedical/mechanical program. However, the pilot project was subject to severe time constraint, hence relying on the CAD background of the students and the 3D printer was not an optimal approach as noted from the feedback from students and based on our own experience. In order to support full multidisciplinary project learning involving multibody simulation, design and physical prototyping, more CAD knowledge background and time is required.

The feedback stage helped us to develop the second PBL methodology considering both the teachers' and the students' point of views. The use of physical prototyping was kept as it allows creating a tailored project for the topics wanted by the professors.

Using the physical prototype for data collection instead of a human body makes the project more feasible in terms of time management for a course context, while at the same time keeps the needed complexity for reproducing real-world settings for multibody dynamics learning. The proposed methodology could be introduced to a person lacking knowledge both in CAD and mechanical background while still raising his or her awareness of the difficulties and challenges of modelling in biomechanics.

Our investigations validated the feasibility and the interest of introducing custom made physical prototypes into a human oriented multibody project. Further work should be aimed at increasing the complexity of the problems and the physical prototypes to get closer to the

complexity of the human body while still keeping it feasible in the given context. The methodology of the pilot project could eventually be inserted within the context of an integrated project course where students have more background in CAD software and the course lasting longer than 15 weeks.

Table 7.6 : Questions of the semi-structured open ended interview asked to the students who followed the pilot project and professors and alumni

The class who conducted the first project	Professors, alumni who teach/had multibody dynamics courses (if different)
<i>Have you had multibody dynamics course or courses including multibody dynamics (kinematics and dynamics Newtonian)?</i>	<i>Have you had or teach multibody dynamics course or courses including multibody dynamics (kinematics and dynamics Newtonian)?</i>
<i>Do you find the course of multibody dynamics easy (a gradation between 1 and 5)? 1 being easy and 5 being hard</i>	
<i>Did you have a background in mechanics when you started the multibody (Were you familiar with solid mechanics, dynamics, kinematics ...)?</i>	<i>Did your students had background in mechanics when you started the multibody (Were you familiar with solid mechanics, dynamics, kinematics ...)?</i>
<i>Can you explain what applications you've seen or done?</i> <i>Can you explain what applications you've seen or done?</i>	
<i>From what you remember, what was difficult to understand?</i>	<i>From what you've perceived, what was difficult to understand?</i>
<i>What software packages did you use? What are your thoughts on these software packages?</i>	
<i>Have you ever used the multibody modelling for modelling human bodies or members of any party related to the human body</i>	
<i>By comparison with classical mechanical systems, what are the main difficulties that you have experienced or observed with students when modelling the human body as a multibody system?</i>	
<i>During the project you had to make a multibody model. Do you remember or understand what the purpose was?</i>	<i>Not concerned.</i>
<i>(After explaining or resuming the pilot project.)</i>	
<i>Do you think it's better to do the physical prototype during the course or have already been able to do more and prototype simulation or testing on the prototype?</i>	
<i>Can you describe how you would proceed to make a multibody modelling of the upper or lower limb for a prosthetic?</i>	<i>If there was a student coming to you that wanted to make multibody model of the upper or lower limb for a prosthetic, what would you recommend him to do?</i>

7.6 References

- [1]. Lipinski, K., Docquier, N., Samin, J.-C., Fiset, P. : Mechanical engineering education via projects in multibody dynamics. *Computer Applications in Engineering Education* 20(3), 529-539 (2012).
- [2]. Shabana, A.A. : *Dynamics of multibody systems*. Cambridge university press, (2013)
- [3]. Verlé, A., Fiset, P. : A Dynamic-Based Approach for Road Vehicle Design : Application to a Three-Wheeler. In : *ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics 2015*
- [4]. A. Bassaly, T.P., M. Lengsfeld : Simulation of Hip Forces with a Human Multibody Model. In : *1997 ADAMS User Conference Papers, Marburg, Germany 1997*
- [5]. Ashrafiuon, H., Colbert, R., Obergefell, L., Kaleps, I. : Modeling of a deformable manikin neck for multibody dynamic simulation. . *Mathematical and computer modelling* 24(2), 45-56 (1996).
- [6]. Raison, M. : On the quantification of joint and muscle efforts in the human body during motion. *Université catholique de Louvain* (2009)
- [7]. Khurelbaatar, T., Kim, K., Kim, Y.H. : A Cervico-Thoraco-Lumbar Multibody Dynamic Model for the Estimation of Joint Loads and Muscle Forces. *Journal of biomechanical engineering* 137(11), 111001 (2015).
- [8]. Naito, K., Maruyama, T. : Contributions of the muscular torques and motion-dependent torques to generate rapid elbow extension during overhand baseball pitching. *Sports Engineering* 11(1), 47-56 (2008). doi :10.1007/s12283-008-0002-3
- [9]. Naito, K., Fukui, Y., Maruyama, T. : Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick. *Human movement science* 29(2), 259-276 (2010). doi :10.1016/j.humov.2009.04.008
- [10]. Jinji, T., Ohta, K., Ozaki, H. : Multi-body power analysis of the baseball pitching based on a double pendulum. *Procedia Engineering* 34, 784-789 (2012).
- [11]. Kecskemethy, A., Weinberg, A. : An improved elasto-kinematic model of the human forearm for biofidelic medical diagnosis. *Multibody System Dynamics* 14(1), 1-21 (2005). doi :10.1007/s11044-005-1756-z

- [12]. Thalmann, N.M., Choi, H.F., Thalmann, D. : Towards Effective Diagnosis and Prediction via 3D Patient Model : A Complete Research Plan. In : 3D Multiscale Physiological Human. pp. 3-22. Springer, (2014)
- [13]. Meijer, R., Van Hassel, E., Broos, J., Elrofai, H., Van Rooij, L., Van Hooijdonk, P. : Development of a multi-body human model that predicts active and passive human behaviour. In : Proceedings of the International Conference on Biomechanics of Impact IRCOBI, Dublin-Ireland 2012
- [14]. Lund, M.E., de Zee, M., Andersen, M.S., Rasmussen, J. : On validation of multibody musculoskeletal models. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine 226(2), 82-94 (2012). doi :10.1177/0954411911431516
- [15]. Hernandez, S., Raison, M., Baron, L., Achiche, S. : Refinement of exoskeleton design using multibody modeling : an overview. In : Symposium CCToMM 2015 sur les mécanismes, machines et mécatronique 2015
- [16]. Grujicic, A., LaBerge, M., Xie, X., Arakere, G., Pandurangan, B., Grujicic, M., Jeray, K.J., Tanner, S.L. : Computational investigation of the relative efficacies of nail- and plate-type proximal femoral-fracture fixation implants. Multidiscipline Modeling in Materials and Structures 7(3), 212-244 (2011). doi :10.1108/1536-540911178234
- [17]. D'Imperio, M., Cannella, F., Chen, F., Catelani, D., Semini, C., Caldwell, D.G. : Modelling Legged Robot Multi-Body Dynamics Using Hierarchical Virtual Prototype Design. In : Biomimetic and Biohybrid Systems. pp. 59-71. Springer, (2014)
- [18]. Braghin, F., Cheli, F., Mantegazza, P., Masarati, P., Quaranta, G. : Multibody dynamics teaching experience at Politecnico di Milano. In : Primo Workshop sulla Dinamica dei Sistemi Multibody, Paestum 2006, pp. 27-28
- [19]. Docquier, N., Fiset, P., Samin, J.-C. : Hypothesis Formulation in Multibody Dynamics : an Education Challenge. Application to Mountain Bike Dynamics. In : Multibody Dynamics 2009-ECCOMAS Thematic Conference 2009
- [20]. Pennestrì, E., Vita, L. : Multibody dynamics in advanced education. In : Advances in Computational Multibody Systems. pp. 345-370. Springer, (2005)

- [21]. Petuya, V., Macho, E., Altuzarra, O., Pinto, C., Hernandez, A. : Educational software tools for the kinematic analysis of mechanisms. *Computer Applications in Engineering Education* 22(1), 72-86 (2014).
- [22]. de Jalón, J.G., Callejo, A. : A straight methodology to include multibody dynamics in graduate and undergraduate subjects. *Mechanism and Machine Theory* 46(2), 168-182 (2011). doi :10.1016/j.mechmachtheory.2010.09.008
- [23]. Viceconti, M., Testi, D., Taddei, F., Martelli, S., Clapworthy, G.J., Jan, S.V.S. : Biomechanics modeling of the musculoskeletal apparatus : status and key issues. *Proceedings of the IEEE* 94(4), 725-739 (2006).
- [24]. Petrella, A., Rasmussen, J., Al-Munajjed, A., Damsgaard, M., Lund, M., Kiis, A. : How Good is Good Enough? Lessons in Musculoskeletal Model Validation With the Anybody Modeling System. *Journal of Medical Devices* 7(4), 040906 (2013).
- [25]. Gaudet, G., Raison, M., Achiche, S., Dal Maso, F., Musy, G., Begon, M. : Solutions to the muscle redundancy problem : From an undeterminate to a deterministic problem. In : 11th World Congress on Computational Mechanics (WCCM XI), 5th European Conference on Computational Mechanics (ECCM V), 6th European Conference on Computational Fluid Dynamics (ECFD VI), Barcelona, Spain, July 20 - 25, 2014 2014
- [26]. Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D., Begon, M. : Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics*, 1-26 (2014).
- [27]. Dym, C.L., Agogino, A.M., Eris, O., Frey, D.D., Leifer, L.J. : Engineering design thinking, teaching, and learning. *Journal of Engineering Education* 94(1), 103-120 (2005).
- [28]. Jamieson, P. : Arduino for teaching embedded systems. are computer scientists and engineering educators missing the boat? *Proc. FECS*, 289-294 (2010).
- [29]. Raucent, B., Milgrom, E., Bourret, B., Hernandez, A., Romano, C. : Guide pratique pour une pédagogie active : les APP. INSA Toulouse (2011).
- [30]. Raucent, B. : Introducing problem-based learning in a machine design curriculum : result of an experiment. *Journal of Engineering Design* 12(4), 293-308 (2001). doi :10.1080/09544820110085742

- [31]. Frączek, J., Wojtyra, M. : Teaching multibody dynamics at Warsaw University of Technology. *Multibody System Dynamics* 13(3), 353-361 (2005).
- [32]. Escalona, J.L., Recuero, A.M. : A bicycle model for education in multibody dynamics and real-time interactive simulation. *Multibody System Dynamics* 27(3), 383-402 (2012).
- [33]. Cavacece, M., Pennestri, E., Sinatra, R. : Experiences in teaching multibody dynamics. *Multibody System Dynamics* 13(3), 363-369 (2005).
- [34]. Verlinden, O., Kouroussis, G., Conti, C. : EasyDyn : A framework based on free symbolic and numerical tools for teaching multibody systems. *Multibody Dynamics*, 225-264 (2005).
- [35]. Seabra, E., Machado, J.M. : Teaching kinematics and dynamics of multibody mechanical systems using the object oriented language modelica. *International Journal of Online Engineering (iJOE)* 5(4), 33-38 (2009).
- [36]. Robotran In. <http://www.robotran.be/>, Center for Research in Mechatronics (CEREM), Belgium, (2015)
- [37]. Docquier, N., Poncelet, A., Fiset, P. : ROBOTRAN : a powerful symbolic generator of multibody models. *Mechanical Sciences* 4(1), 199-219 (2013). doi :10.5194/ms-4-199-2013
- [38]. Galand, B., Frenay, M. : L'approche par problèmes et par projets dans l'enseignement supérieur : impact, enjeux et défis. Presses univ. de Louvain, (2005)
- [39]. Afinia H480. <http://afinia.com/3d-printers/h480/>. Accessed Nov 04 2015
- [40]. Hernandez, S., Raison, M., Torres, A., Gaudet, G., Achiche, S. : From on-body sensors to in-body data for health monitoring and medical robotics : A survey. In : *Global Information Infrastructure and Networking Symposium (GIIS)*, 2014 2014, pp. 1-5. IEEE
- [41]. Yeadon, M.R. : The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of biomechanics* 23(1), 67-74 (1990).
- [42]. T40Sx Vicon. In. Oxford,
- [43]. Wu, G., Van Der Helm, F.C., Veeger, H., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X. : ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics* 38(5), 981-992 (2005).

- [44]. Vicon Motion System. In. Oxford, UK,
- [45]. Rossi, P.H., Wright, J.D., Anderson, A.B. : Handbook of survey research. Academic Press, (2013)
- [46]. Babar, M.A., Zhang, H. : Systematic literature reviews in software engineering : Preliminary results from interviews with researchers. In : Proceedings of the 2009 3rd International Symposium on Empirical Software Engineering and Measurement 2009, pp. 346-355. IEEE Computer Society

CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif de cette étude était de développer une méthodologie d'apprentissage par projet basé sur un dispositif physique pour l'apprentissage de la modélisation multicorps appliquée au corps humain. Un projet pilote a été mené dans le cadre d'un cours de cycles supérieurs de l'École Polytechnique de Montréal, GBM6145A, intitulé « Ingénierie de la réadaptation » pour tester cette première méthodologie.

Même si le projet pilote a été un succès en termes d'atteinte des objectifs globaux et de satisfaction d'apprentissage des étudiants, l'évaluation de l'apprentissage de la modélisation multicorps s'est révélée hétérogène. Rappelons que cette évaluation a été effectuée par le biais d'entrevues qualitatives ainsi que les observations faites lors du projet (Section 7.3.4). Par ailleurs, le projet pilote a dû être scindé en sous-projets à cause de sa complexité et du temps disponible (limitations présentées au chapitre 7) et seuls les étudiants responsables du sous-projet de modélisation multicorps ont pu prendre une part active à l'apprentissage de la modélisation multicorps. La méthodologie du projet pilote aurait donc pu être valide dans le cas où une même équipe traverse toutes les étapes du projet au lieu de se concentrer sur une sous-étape.

Les limites suivantes sont à noter pour le contexte du projet pilote :

- Le cours où a été mené le projet pilote présente les obstacles suivants :
 - Les formations des étudiants ayant fait le projet pilote étaient très dispersées en matière de connaissance en conception et fabrication et en mécanique (Table 7.2 and Table 7.3).
 - Le temps disponible consacré au projet est limité (6 à 7 semaines).
 - Le cours se donne une fois aux deux ans, rendant difficile l'évaluation et l'amélioration de la méthodologie proposée.
- Les matériels utilisés ne sont pas disponibles dans toutes les universités :
 - Nous avons pu accéder à du matériel d'acquisition d'ingénierie de la réadaptation au Centre de Réadaptation Marie Enfant, qui sont extrêmement dispendieux et donc peu répandus dans les universités.
 - Malgré la démocratisation du prix des imprimantes 3D, toutes les universités n'en ont pas, ou du moins dédiées pour un cours comme ce fut le cas pour ce projet.

En tenant compte de ces obstacles, la méthodologie proposée dans ce projet pilote a simplifié au maximum la difficulté du projet tout en maintenant les aspects expérimentaux qui sont très importants en modélisation multicorps appliquée au corps humain. Ce que révèle l'identification des difficultés est que l'acquisition et le traitement des données sont des étapes qui font partie du processus de modélisation et qui sont cruciales pour pouvoir exploiter le modèle. Dès lors, les avantages que confèrent le prototypage rapide, notamment le contrôle de la densité de matière, permettant de modifier la masse, les dimensions et l'inertie des prototypes ont été exploités pour offrir aux étudiants une méthodologie les laissant acteurs de leur apprentissage.

CHAPITRE 9 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'étude présentée dans ce mémoire de maîtrise avait pour but de proposer une méthodologie s'appuyant sur un modèle en prototypage rapide pour l'apprentissage par projet de la modélisation multicorps appliquée au corps humain. La présente contribution visait à améliorer les compétences des ingénieurs biomédicaux et mécaniques qui auront à utiliser ou à développer des modèles cinématiques et dynamiques du corps humain pour concevoir les prochaines générations d'appareils biomédicaux. Pour ce faire, la méthodologie de projets concrets dans le milieu de l'ingénierie biomédicale et mécanique impliquant des étapes de modélisation multicorps a été identifiée lors de la revue de littérature. Un projet pilote a été essayé sur une population d'étudiants suivant un cours de cycles supérieurs en génie biomédical. Ensuite une étape d'identification des difficultés et défis de l'apprentissage de la modélisation multicorps dans la littérature et par le biais d'entrevues a conduit à une proposition de méthodologie d'apprentissage par projet inspirée de projets réels et répondant aux difficultés identifiées en s'appuyant sur des prototypes physiques.

Les résultats principaux de cette étude ont permis (1) d'identifier les difficultés principales relatives à l'apprentissage et à l'utilisation de la modélisation multicorps appliquée au corps humain (2) de conclure que la méthodologie de projet ne doit pas seulement utiliser de la simulation mais doit s'accompagner d'un dispositif physique. En particulier, les résultats ont montré que l'utilisation de prototypage rapide permet de proposer un projet simplifié tout en restant concret et en répondant aux difficultés identifiées.

En conclusion, cette étude a permis de démontrer qu'un apprentissage par projet s'appuyant sur un dispositif en prototypage rapide permet d'améliorer la compréhension et l'apprentissage de la modélisation multicorps appliquée au corps humain.

Les perspectives de cette étude seront de développer une méthodologie avancée augmentant la complexité du projet et du dispositif physique pour atteindre des modèles d'une sophistication semblable aux modèles utilisés dans l'industrie et la clinique. Concrètement, les principales recommandations à l'issue de cette étude sont :

1. Proposer un cours dédié à la modélisation multicorps du corps humain en exploitant la méthodologie proposée dans cette étude.

2. Proposer aux étudiants une méthodologie semblable à celle du projet pilote dans le cadre d'un projet ayant une durée plus importante. Le temps était un facteur limitant dans le projet pilote, l'intégration des étapes de conception et de fabrications serait intéressante et mériterait d'être reconsidérée si le temps le permet.
3. Développer les concepts critiques à communiquer dans les processus d'apprentissage

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Raison, M., *On the quantification of joint and muscle efforts in the human body during motion*, in *Electrical Engineer*. 2009, Université catholique de Louvain: Louvain-la-Neuve, Belgium.
- [2] Shabana, A.A., *Dynamics of multibody systems*. 2013: Cambridge university press.
- [3] De Jalon, J.G. and E. Bayo, *Kinematic and dynamic simulation of multibody systems: the real-time challenge*. 2012: Springer Science & Business Media.
- [4] Nikravesh, P.E., *Planar Multibody Dynamics: Formulation, Programming and Applications*. 2007: CRC press.
- [5] Schiehlen, W., *Multibody system dynamics: roots and perspectives*. *Multibody system dynamics*, 1997. **1**(2): p. 149-188.
- [6] Schiehlen, W., *Advanced multibody system dynamics: Simulation and Software tools*. Vol. 20. 2013: Springer Science & Business Media.
- [7] Lund, M.E., et al., *On validation of multibody musculoskeletal models*. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2012. **226**(2): p. 82-94.
- [8] Ashrafiuon, H., et al., *Modeling of a deformable manikin neck for multibody dynamic simulation*. *Mathematical and computer modelling*, 1996. **24**(2): p. 45-56.
- [9] A. Bassaly, T.P., M. Lengsfeld. *Simulation of Hip Forces with a Human Multibody Model*. in *1997 ADAMS User Conference Papers*. 1997. Marburg, Germany.
- [10] Khurelbaatar, T., K. Kim, and Y.H. Kim, *A Cervico-Thoraco-Lumbar Multibody Dynamic Model for the Estimation of Joint Loads and Muscle Forces*. *Journal of biomechanical engineering*, 2015. **137**(11): p. 111001.
- [11] Naito, K. and T. Maruyama, *Contributions of the muscular torques and motion-dependent torques to generate rapid elbow extension during overhand baseball pitching*. *Sports Engineering*, 2008. **11**(1): p. 47-56.
- [12] Naito, K., Y. Fukui, and T. Maruyama, *Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick*. *Hum Mov Sci*, 2010. **29**(2): p. 259-76.
- [13] Jinji, T., K. Ohta, and H. Ozaki, *Multi-body power analysis of the baseball pitching based on a double pendulum*. *Procedia Engineering*, 2012. **34**: p. 784-789.
- [14] Kecskemethy, A. and A. Weinberg, *An improved elasto-kinematic model of the human forearm for biofidelic medical diagnosis*. *Multibody System Dynamics*, 2005. **14**(1): p. 1-21.
- [15] Thalmann, N.M., H.F. Choi, and D. Thalmann, *Towards Effective Diagnosis and Prediction via 3D Patient Model: A Complete Research Plan*, in *3D Multiscale Physiological Human*. 2014, Springer. p. 3-22.

- [16] Meijer, R., et al. *Development of a multi-body human model that predicts active and passive human behaviour*. in *Proceedings of the International Conference on Biomechanics of Impact IRCOBI*. 2012. Dublin-Ireland.
- [17] Samadi, B., et al., *Custom sizing of lower limb exoskeleton actuators based on dynamic modeling of the human body: Case study of children with cerebral palsy*. *Children*, 2015. **133**(27.2): p. 9.
- [18] Laitenberger, M., *Approche intégrée de modélisation cinématique et dynamique du membre supérieur*, in *Biomédical*. 2013, École Polytechnique de Montréal: Montréal, Qc. p. 157.
- [19] de Jalón, J.G. and A. Callejo, *A straight methodology to include multibody dynamics in graduate and undergraduate subjects*. *Mechanism and Machine Theory*, 2011. **46**(2): p. 168-182.
- [20] Frączek, J. and M. Wojtyra, *Teaching multibody dynamics at Warsaw University of Technology*. *Multibody System Dynamics*, 2005. **13**(3): p. 353-361.
- [21] Lipinski, K., et al., *Mechanical engineering education via projects in multibody dynamics*. *Computer Applications in Engineering Education*, 2012. **20**(3): p. 529-539.
- [22] Pennestrì, E. and L. Vita, *Multibody dynamics in advanced education*, in *Advances in Computational Multibody Systems*. 2005, Springer. p. 345-370.
- [23] Docquier, N., P. Fiset, and J.-C. Samin. *Hypothesis Formulation in Multibody Dynamics: an Education Challenge. Application to Mountain Bike Dynamics*. in *Multibody Dynamics 2009-ECCOMAS Thematic Conference*. 2009.
- [24] Schiehlen, W., *Research trends in multibody system dynamics*. *Multibody System Dynamics*, 2007. **18**(1): p. 3-13.
- [25] De Jalón, J. and E. Bayo, *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems: The Real-Time Challenge*. , ed. N.-Y. Springer-Verlag. 1994.
- [26] Orlandea, N., M.A. Chace, and D.A. Calahan, *A sparsity-oriented approach to the dynamic analysis and design of mechanical systems—Part 1 and 2*. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 1977. **99**(3): p. 773-779.
- [27] Chace, M., *Analysis of the time-dependence of multi-freedom mechanical systems in relative coordinates*. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 1967. **89**(1): p. 119-125.
- [28] Ardema, M.D., *Analytical dynamics*, ed. S. US. 2005, New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers.
- [29] Wu, G., et al., *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand*. *Journal of biomechanics*, 2005. **38**(5): p. 981-992.
- [30] Phadke, V., et al., *Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences*. *Journal of biomechanics*, 2011. **44**(4): p. 700-705.
- [31] Šenk, M. and L. Cheze, *Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics*. *Clinical biomechanics*, 2006. **21**: p. S3-S8.

- [32] *Robotran* 2015, <http://www.robotran.be/>, Center for Research in Mechatronics (CEREM): Belgium.
- [33] Kim, H., et al., *Redundancy Resolution of the Human Arm and an Upper Limb Exoskeleton*. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, 2012. **59**(6): p. 1770-1779.
- [34] Chenut, X., P. Fisette, and J.C. Samin, *Recursive formalism with a minimal dynamic parameterization for the identification and simulation of multibody systems. Application to the human body*. Multibody System Dynamics, 2002. **8**(2): p. 117-14.
- [35] Raison, M., et al., *Assessment of antagonistic muscle forces during forearm flexion/extension*, in *Multibody Dynamics*. 2011, Springer. p. 215-238.
- [36] Raison, M., et al., *Lombo-sacral joint efforts during gait: comparison between healthy and scoliotic subjects*. Stud Health Technol Inform, 2012. **176**: p. 113-116.
- [37] Sawaguchi, E., T. Sadahiro, and M. Iwase. *Wrist angle estimation based on musculoskeletal systems with EMG*. in *Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems (IDAACS), 2011 IEEE 6th International Conference on*. 2011. Prague, Czech Republic: IEEE.
- [38] Suzuki, S., S. Watanabe, and S. Homma, *EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities*. Brain Research, 1982. **240**(2): p. 245-258.
- [39] Brindle, T.J., et al., *Kinematic and EMG characteristics of simple shoulder movements with proprioception and visual feedback*. J Electromyogr Kinesiol, 2006. **16**(3): p. 236-49.
- [40] Dubowsky, S.R., S.A. Sisto, and N.A. Langrana, *Comparison of kinematics, kinetics, and EMG throughout wheelchair propulsion in able-bodied and persons with paraplegia: an integrative approach*. J Biomech Eng, 2009. **131**(2): p. 021015.
- [41] Silver, J., Y. Ono, and A. Adler. *An ultrasonic technique for imaging of tissue motion due to muscle contraction*. . in *Ultrasonics Symposium (IUS)*. 2009, September.
- [42] Hanson, M., et al. *Neural network gait classification for on-body inertial sensors*. in *Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on*. 2009. IEEE.
- [43] Laitenberger, M., et al., *Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model*. Multibody System Dynamics, 2014: p. 1-26.
- [44] Barth, A.T., et al. *Longitudinal high-fidelity gait analysis with wireless inertial body sensors*. in *Wireless Health 2010*. 2010. ACM.
- [45] Chen, S., et al. *Enabling longitudinal assessment of ankle-foot orthosis efficacy for children with cerebral palsy*. in *Proceedings of the 2nd Conference on Wireless Health*. 2011. ACM.
- [46] Amato, F., et al. *A lumped parameter model for the analysis of the motion of the muscles of the lower limbs under whole-body vibration*. in *Bioinformatics and Bioengineering (BIBE), 2013 IEEE 13th International Conference on*. 2013. IEEE.
- [47] Shafeie, M., N. Zolfaghari, and K.M.V. McConville. *Abdominal muscle behavior and motion sickness during paired visual input with roll motion*. in *Human System Interaction (HSI), 2013 The 6th International Conference on*. 2013. IEEE.

- [48] An, Q., et al. *Analysis of contribution of muscle synergies on sit-to-stand motion using musculoskeletal model*. in *Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), 2013 IEEE Workshop on*. 2013. IEEE.
- [49] Mustafa, B., et al. *Human abdomen recognition using camera and force sensor in medical robot system for automatic ultrasound scan*. in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*. 2013. IEEE.
- [50] Yamane, K., S.O. Anderson, and J.K. Hodgins. *Controlling humanoid robots with human motion data: Experimental validation*. in *Humanoid Robots (Humanoids), 2010 10th IEEE-RAS International Conference on*. 2010. IEEE.
- [51] Ballaz, L., M. Raison, and C. Detrembleur, *Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate*. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 2013. **13**(2): p. 236-243.
- [52] Mahaudens, P., et al., *Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis*. *The Spine Journal*, 2014. **14**(8): p. 1510-1519.
- [53] Mahaudens, P., et al., *Very short-term effect of brace wearing on gait in adolescent idiopathic scoliosis girls*. *European Spine Journal*, 2013. **22**(11): p. 2399-2406.
- [54] Lach, J. "Body Sensor Networks: An Application-Centric Approach". 2013 June 1st 2014]; Available from: <http://vimeo.com/59403271>.
- [55] Falck, T., et al., *Plug 'n play simplicity for wireless medical body sensors*. *Mobile Networks & Applications*, 2007. **12**(2-3): p. 143-153.
- [56] Farina, D., et al., *Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction*. *Methods Inf Med*, 2004. **43**(1): p. 30-35.
- [57] Wu, G., et al., *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine*. *Journal of biomechanics*, 2002. **35**(4): p. 543-548.
- [58] Robertson, G., et al., *Research Methods in Biomechanics, 2E.*, ed. H. Kinetics. 2013.
- [59] Petrella, A., et al., *How Good is Good Enough? Lessons in Musculoskeletal Model Validation With the Anybody Modeling System*. *Journal of Medical Devices*, 2013. **7**(4): p. 040906.
- [60] Zaroodny, S.J., *Bumpusher—a powered aid to locomotion*. 1963, DTIC Document.
- [61] Rocon, E. and J.L. Pons, *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics: Tremor Suppression*. Vol. 69. 2011: Springer Science & Business Media.
- [62] Dollar, A.M. and H. Herr, *Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art*. *Robotics, IEEE Transactions on*, 2008. **24**(1): p. 144-158.
- [63] Klein, J., et al. *Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES)*. in *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on*. 2008. IEEE.

- [64] Castro, S., et al. *Assistive Robotic Exoskeleton for Helping Limb Girdle Muscular Dystrophy*. in *Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering (ICMEAE), 2013 International Conference on*. 2013. IEEE.
- [65] Beyl, P., et al., *Design and control concepts of an exoskeleton for gait rehabilitation*. 2008 2nd Ieee Ras & Embs International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob 2008), Vols 1 and 2, 2008: p. 103-108.
- [66] Galinski, D., J. Sapin, and B. Dehez. *Optimal design of an alignment-free two-dof rehabilitation robot for the shoulder complex*. in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*. 2013. IEEE.
- [67] Dehez, B. and J. Sapin. *ShouldeRO, an alignment-free two-DOF rehabilitation robot for the shoulder complex*. in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*. 2011. IEEE.
- [68] Ferrati, F., R. Bortoletto, and E. Pagello, *Virtual modelling of a real exoskeleton constrained to a human musculoskeletal model*, in *Biomimetic and Biohybrid Systems*. 2013, Springer. p. 96-107.
- [69] Agarwal, P., et al. *A novel framework for virtual prototyping of rehabilitation exoskeletons*. in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*. 2013. IEEE.
- [70] Raucent, B., *Introducing problem-based learning in a machine design curriculum: result of an experiment*. *Journal of Engineering Design*, 2001. **12**(4): p. 293-308.
- [71] Raucent, B., et al., *Guide pratique pour une pédagogie active: les APP*. INSA Toulouse, 2011.
- [72] Escalona, J.L. and A.M. Recuero, *A bicycle model for education in multibody dynamics and real-time interactive simulation*. *Multibody System Dynamics*, 2012. **27**(3): p. 383-402.
- [73] Verlinden, O., G. Kouroussis, and C. Conti, *EasyDyn: A framework based on free symbolic and numerical tools for teaching multibody systems*. *Multibody Dynamics*, 2005: p. 225-264.
- [74] Cavacece, M., E. Pennestri, and R. Sinatra, *Experiences in teaching multibody dynamics*. *Multibody System Dynamics*, 2005. **13**(3): p. 363-369.
- [75] Braghin, F., et al. *Multibody dynamics teaching experience at Politecnico di Milano*. in *Primo Workshop sulla Dinamica dei Sistemi Multibody, Paestum*. 2006.
- [76] Seabra, E. and J.M. Machado, *Teaching kinematics and dynamics of multibody mechanical systems using the object oriented language modelica*. *International Journal of Online Engineering (iJOE)*, 2009. **5**(4): p. 33-38.
- [77] Jensen, D.C. and D. Beck. *Learning design through student-generated learning aids*. in *ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference*
2015. Boston Massachusetts, USA.
- [78] Spain, J., *Design of a 3D Printed Remote Control Platform for Education Purposes*. 2013.
- [79] Baron, L. and A. Cincou. *Introduction of 3D Printers into Engineering Student Design Projects*. in *IFTToMM World Congress*. 2015. Taipei, Taiwan.

- [80] Engineering, H.A.M. *Lokomat Rehabilitation Device*. 2007 [cited 2014 oct 24]; Available from: www.hocoma.ch.

ANNEXE A – RETRANSCRIPTION DES ENTREVUES

Dans le cadre de la méthode de recherche des entrevues ont été faites pour confirmer/infirmier ou compléter les difficultés identifiées dans la littérature relatives à la compréhension et l'apprentissage de la modélisation multicorps du corps humain (illustré à la Figure 4.2). La durée totale de l'audio enregistré est d'environ 7h et il a fallu entre 6 et 7h pour retranscrire chaque heure d'audio. Le temps de retranscription est donc évalué entre 45 et 50 heures. Certaines entrevues ont été menées en anglais ou en espagnol, les retranscriptions n'ont pas été traduites. Afin de réduire la taille de ce mémoire, seule une retranscription anonymisée a été ajoutée, les autres retranscriptions sont disponibles sur demande.

Entrevue n : QW13TO

Tout d'abord, avez-vous eu des cours de dynamique multicorps ou des cours incluant de la dynamique multicorps (cinématique et dynamique newtonienne par exemple) ? Avez-vous donné des cours de dynamique multicorps ou des cours incluant de la dynamique multicorps

Oui, alors j'ai eu un projet en première année d'étude où on utilisait le multicorps pour simuler un quad et un cours en quatrième année, là c'est le cours qui s'appelle mécanique des robots et des systèmes articulés, qui est un cours qui utilise robotran et j'ai fait mon travail de fin d'étude autour du multicorps. Là c'est pendant mon cursus puis j'ai fait des cours spécialisés d'école doctorale, donc des cours de troisième cycle.

J'encadre le projet de modélisation d'ici, dans lequel l'idée c'est d'introduire la modélisation auprès des étudiants mais on utilise la modélisation de systèmes articulés à l'aide de multicorps, Cours de troisième année aux ingénieurs mécaniciens il existe en quatrième année aux ingénieurs de gestion.

Avez-vous trouvé facile (Une gradation entre 1 et 5) ? 1 facile et 5 difficile

Ça peut être 5 dans le sens qu'on peut faire des choses compliquées avec un logiciel très simple mais dans le multicorps tout peut être complexe. J'ai du mal à répondre à cette question la comme ça. Ça peut être très facile ou très complexe. Est-ce qu'on peut faire des choses complexes ou c'est difficile à prendre en main. J'en ai fait depuis ma première année donc c'est des concepts faciles à visualiser je mettrai deux ou trois aller trois. Ce n'est pas non plus trivial.

Pensez-vous que votre background en mécanique était suffisant

On leur fait des rappels mais avec les cours qu'ils ont avec monsieur Fisette en première et deuxième ils ont un gros background. On suppose qu'il est acquis mais on fait des rappels. Si les étudiants ont bien étudié oui le background est suffisant.

Ils ont vu les équations de Newton Euler. Mais si on prend un matheux qui est capable de manipuler une matrice de masse il pourra s'en sortir mais c'est important qu'ils aient le background pour après comprendre ce qu'ils font.

Pouvez-vous m'expliquer quelles applications vous avez vues ou faites ?

Donc dans le projet multicorps ils ont fait des voitures complètes en corps rigide, mais avec des descriptions complètes des suspensions qui peuvent être 5 points ou suspensions à bras parallèle. On a déjà fait le Piaggio le scooter à trois roues avec tout un embiellement dans la direction pour s'assurer d'être pendulaire donc là c'est des systèmes relativement complexes en coordonnées relatives on est à une vingtaine, 30 ddl et le gros poids qu'il y a là-dedans c'est la modélisation du contact pneu sol, on essaye d'utiliser des modèles qui sont déjà des modèles de bases mais qui sont déjà des modèles intéressants mais qui décrivent assez bien le phénomène. C'est typiquement des véhicules routiers parce que c'est plus sexy pour les étudiants c'est des voitures des vélos, des vtt. Suspensions de vtt avant arrière. La moto à trois roues

Ils sont par équipes de 4 étudiants et parfois 5 pour faire le nombre juste mais c'est 4 le standard.

C'est des projets sur un quadrimestre donc 4 mois. Les mémoires c'est sur toute l'année en dernière année

Dans vos souvenirs qu'est ce qui a été difficile à comprendre ou qu'est-ce que vous avez pu observer chez vos camarades ou étudiants qui semblent difficile à comprendre?

C'est le système de boucle cinématique qui est assez typique et les contraintes associés qui est particulier à l'UCL

Parfois quand on fait les véhicules, c'est la manière dont on modélise les forces au niveau du contact pneu sol. Certains ont voulu faire de la résolution en statique ou ce genre de chose alors qu'en fait on fait de la dynamique donc la force c'est pas simplement la masse divisée par 4 ça dépend du mouvement du véhicule c'est quelque chose qui leur met parfois un peu de temps à comprendre. Donc ils vont chercher le calcul de statique alors que c'est dynamique.

Comprendre que c'est de la dynamique et que les forces ce n'est pas des constantes. Par exemple entre le pneu et le sol ce n'est pas constant ça varie dans le temps et donc la manière dont on le calcule ce n'est pas toujours évident pour tout le monde. Ils feraient un calcul en statique comme on ferait la voiture à l'arrêt sur sol plat alors oui si le centre de masse est au milieu alors la force c'est la masse divisée par quatre.

La voiture bouge donc la force varie en fonction que si la accélère ou freine ou tourne à gauche à droite tout ça change mais ça c'est des concepts que les étudiants. le modèle de pneu/sol par exemple en plus de la boucle cinématique.

S'il fallait généraliser, c'est les lois constitutives d'un modèle et le fait que c'est de la dynamique et pas de la statique. Si on voulait généraliser.

Quel logiciel avez-vous utilisé ? Quelles sont vos impressions sur ces logiciels?

J'aimerais bien le savoir justement (rires)

De ce que je sais des mémorant puisque j'ai plus de retours avec eux et qui ont joué avec simpack et qui ont joué avec robotran c'est que robotran c'est un outil de recherche au départ donc c'est un peu plus difficile à prendre en main ce n'est pas clic bouton mais l'avantage c'est qu'on fait plus facilement ce qu'on veut avec. Ça c'est le retour positif de certains étudiants qui ont dû coder un contact pneu sol ou des forces aérodynamiques et faire ça sur simpack il faut cliquer sur beaucoup de boutons parce que si ce n'est pas prévu dans le logiciel il faut cliquer sur beaucoup de boutons tandis que sur robotran l'utilisateur peut coder sa loi. Donc ça je dirai que c'est le gros avantage de robotran. C'est le côté, on m'a déjà demandé, est ce qu'il y a moyen de faire des user élément dans robotran, dans robotran tout est user élément. C'est le user qui fait ses propres lois, même pour faire un ressort ce qui peut dans ce cas la être un peu lourd.

Oui c'est plus ouvert mais c'est moins user friendly. La première fois c'est un peu complexe, moi-même quand j'ai utilisé le mbsylab il faut un peu de temps avant de comprendre la logique c'est pour ça qu'on a essayé de faire le tutoriel. On a cette idée dans robotran qu'on dessine le système dans mbsyspad on génère les équations on écrit les fonctions user et on fait tourner la simulation. Et tout le tutoriel est construit en répétant ces quatre étapes et en rajoutant des éléments au fur et à mesure, d'abord on commence uniquement avec des corps et des articulations, on fait les quatre étapes et après on veut rajouter un lien ben on refait les quatre étapes et l'idée c'est qu'à la fin on a compris le principe, on édite d'un côté on génère on écrit ses équations et enfin on simule, une fois qu'on a ça en tête c'est plus facile.

Avez-vous déjà utilisé la modélisation multicorps pour la modélisation de membres du corps humains ou toute partie reliée au corps humain

Non je n'ai pas codé moi-même sur un modèle du corps humain. Mais je n'ai pas vraiment codé moi-même des choses.

Si oui précédemment : Avez-vous éprouvé des difficultés particulières à la modélisation multicorps reliée au corps humain (Trop de connaissances anatomiques requises, difficultés pour trouver les centre de masses ... etc.) Précisions sur les difficultés : Quelles informations étaient difficiles à trouver ? (Plusieurs sous-questions, pertinence par rapport au choix des chapitres)

Je pense que une des difficultés, c'est déjà une difficulté dans les modèles en général c'est d'avoir des données, en particulier les données géométriques. Dans le corps humain ce n'est pas évident parce qu'aller mesurer en plus quand on fait des modèles de tendons qu'on modélise ça comme des ressorts ou est ce qu'ils s'insèrent. Savoir ou est ce qu'on insère l'élément, quelles sont les coordonnées du point. C'est déjà pas évident sur les systèmes mécanique mais sur le corps humain c'est encore plus touchy je pense. Si je devais donner un point je donnerai celui-là mais il y en a sans doute d'autres.

Est-ce que vous pensez que c'est mieux de faire le prototype physique pendant le cours ou avoir le prototype déjà fait et pouvoir faire plus de simulation ou d'essais sur le prototype ?

Ca va dépendre des objectifs qu'on se donne. Si le but c'est de faire de la modélisation de l'étude dynamique ça peut être utile de donner des modules préfaits qui permettent déjà de bien jouer et tester d'avantage et de sentir plus de choses, mais après dans le cadre d'un projet intégré le côté conception fabrication est intéressant aussi parce que c'est une partie ou on se rend compte des aléas de la vie réelle entre guillemets. Et que quand on fait un modèle il y a des étapes avant d'arriver au système réalisable. Mais bon c'est pour ça que je dis ça dépend des objectifs. Après pour l'aspect dynamique si on peut passer plus de temps à tester l'influence d'une masse, d'une longueur d'un bras d'une raideur d'un ressort ça peut être intéressant d'avoir plus de temps pour ça aussi. Après quand on commence à coder soi-même on se rend compte que tout roule pas sur des roulettes non plus.

Ce qui est intéressant c'est d'avoir un système physique qui permet d'être plus confiant dans le modèle parce que parfois on fait beaucoup de simulation c'est très à la mode mais à la fin on sait plus très bien si ça correspond à la réalité ou pas. Et donc là ça peut, s'ils peuvent se rendre compte qu'ils n'ont pas modélisé le frottement et que ça a un impact parce que le frottement c'est quelque chose de très difficile à prendre en compte. Et dans les deux cas le système physique c'est vraiment intéressant.

Pouvez-vous décrire comment vous procéderiez pour faire une modélisation multicorps

Je lui dirai de faire le tutoriel robotran, d'une part pour savoir comment utiliser l'outil, prendre un cours en dynamique multicorps pour comprendre un peu les concepts théoriques. Puis après se renseigner dans la littérature sur l'aspect modélisation du bras en tant que tel comme maxime a fait ou maria Laitenberger. Donc voilà en trois étapes je ferai comme ça.