Université Paris VI

Habilitation à diriger des Recherches

Sophie SAKKA

Maître de Conférences à Centrale Nantes, sections 60 / 61

Imitation des mouvements humains par un robot humanoïde sous contrainte déquilibre

Domaines de recherche :

1. Dynamique des mouvements humains (biomécanique) / humanoïdes (robotique)
2. Imitation temps réel ou différé de mouvements humains par un robot humanoïde
3. Insertion des robots dans la société humaine (applications sociales et thérapeutiques)

Jury

M. Olivier BRUNEAU	Rapporteur	Professeur	Université Paris-Sud
M. Philippe FRAISSE	Rapporteur	Professeur	Université Montpellier 2
M. Philippe SOUERES	Rapporteur	Directeur de Recherche	CNRS
M. Damien CHABLAT	Examinateur	Directeur de Recherche	CNRS
M. Franck MULTON	Examinateur	Professeur	Université Rennes 2
Mme. Agnès ROBY-BRAMI	Examinatrice	Directrice de Recherche	INSERM

- 5 Décembre 2017 -

Table des matières

I Autour de la recherche - Informations générales 1

1 Curriculum Vitæ 1
1.1 Situation Actuelle . . . 1
1.2 Parcours professionnel . . . 1

2 Activités d'Enseignement (2961 heures) 3
2.1 Matières enseignées . . . 3
2.2 Encadrements de projets étudiants . . . 6

3 Activités de recherche 6
3.1 Principales contributions . . . 6
3.2 Projets de recherche . . . 7
3.3 Transfert de compétences . . . 7

4 Responsabilités collectives 9
4.1 Animation scientifique et pédagogique . . . 9
4.2 Participation à l'organisation de conférences . . . 10
4.3 Co-encadrements de travaux de recherche . . . 11

5 Rayonnement scientifique 12
5.1 Publications . . . 12
5.2 Communications publiques . . . 16
5.3 Prix et distinctions . . . 17

II Recherche 18

6 Projet global - Entre l'humain et l'humanoïde 19

7 Dynamique humaine 22
7.1 Déroulé du pied et Extended Inverted Pendulum (EIP) . . . 23
7.1.1 Modèles pendulaires classiques et déterminants de la marche . . . 23
7.1.2 Analyse de la contribution des déterminants de la marche . . . 26
7.1.3 Modèle Pendule Inversé Étendu (EIP) . . . 32
7.2 Modèle Pendule Inversé Généralisé (GIP) . . . 37
7.2.1 Pivot instantané . . . 41
7.2.2 Déroulé du pied . . . 41
7.2.3 Double support . . . 44

8 Dynamique humanoïde **45**
8.1 Variations verticales de la trajectoire du CoM 45
8.2 Utilisation du GIP 49

9 Imitation des mouvements humain par un robot humanoïde **55**
9.1 Imitation ? 55
9.1.1 Définition et caractéristiques de l'imitation 56
9.1.2 Difficultés clés de l'imitation 59
9.1.3 Synthèse 61
9.2 Imitation en temps réel (cinématique) 63
9.3 Imitation en temps différé (dynamique) 69
9.3.1 Optimisation des trajectoires articulaires 69
9.3.2 Optimisation temporelle 72
9.3.3 Optimisation hybride 73
9.3.4 Commande en suivi 75

10 Robotique et société **92**
10.1 Accompagnement thérapeutique : Rob'Autisme 94
10.1.1 L'autiste et le robot compagnon - Contexte et interprétation 94
10.1.2 L'approche Rob'Autisme : le robot extension 96
10.1.3 Résultats 98
10.1.4 Valorisation 100
10.2 L'Homme remplacé ? 101

11 Conclusion **101**

III Perspectives **102**

Première partie
Autour de la recherche - Informations générales

1 Curriculum Vitæ

1.1 Situation Actuelle

- **Maître de conférences** à l'École Centrale de Nantes depuis septembre 2016 ;
- **Chercheuse** affectée au Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes (LS2N, CNRS UMR 6610) depuis 2010, membre de l'équipe Robotique et Vivant (REV, Resp. Damien Chablat, directeur de recherche CNRS) ;
- **Présidente fondatrice** de l'association 1901 *Robots !* (créée en 2014, actuellement 1 ingénieur permanent).

Thématiques de recherche développées :
- Modélisation de la dynamique des mouvements humains et des mouvements humanoïdes ;
- Imitation en temps réel ou différé des mouvements de systèmes naturels par des systèmes artificiels, appliquée à l'humain et aux robots humanoïdes ;
- Accompagnement à l'insertion des robots dans la société (applications thérapeutiques ou sociétales : accompagnement thérapeutique de l'autisme et de Alzheimer, robotisation des métiers, utilisation des robots comme lien sociétal, éthique, etc.).

	Coordonnées professionnelles	**Coordonnées personnelles**
	LS2N - ECN 1, rue de la Noë - BP 92101 44321 Nantes Cedex 03	11, rue de l'Arche Sèche 44000 Nantes
Email	sophie.sakka@ec-nantes.fr	sophie.sakka@association-robots.com
Tél	+33 2 40 37 69 45	+33 6 78 32 34 39

1.2 Parcours professionnel

2017 Chevalier, Ordre National du Mérite.

2016 Maître de conférences, École Centrale de Nantes.

2014 Présidente fondatrice, association 1901 *Robots !*. Diffusion de connaissances, de

matériel et de compétences robotiques auprès du grand public ; plate-forme d'accompagnement à la recherche expérimentale sur les aspects robotiques.

2014-16 Chargée de mission CNRS en robotique, section 9, Paris. Missions d'expertise nationales en robotique des chercheurs, projets de recherche et institutions.

2013-14 Experte scientifique, membre du comité d'expertise de la PRI Proxinnov, La Roche-sur-Yon.

2010 Chercheuse, affectée au LS2N, équipe Robotique humanoïde, Nantes.

2006-07 Chercheuse invitée, Institut Italien de Technologie, Département robotique, Genoa, Italy.

2005-16 Maître de Conférences 60e section, Université de Poitiers. Qualifications MCF 60e et 61e sections. Laboratoire de Mécanique des Solides, CNRS UMR 6610

2004 Japanese Profisciency Test Level 4, Tokyo, Japan.

2003-05 Chercheuse invitée, *Japanese Society for the Promotion of Science* (JSPS), *Joint Robotics Laboratory* (CNRS UMI 3218) *Advanced Industrial Science and Technology* (AIST), Tsukuba, Japan. *Génération de trajectoires pour des mouvements à dynamique rapide – Application au saut vertical du robot HRP-2.*

2002 Doctorat de Robotique de l'Université Paris VI, Mention très honorable. *Conception préliminaire de manipulateurs mobiles et génération de consignes évolutionnaires : une méthodologie pour intégrer la commande dans l'évaluation de la structure.* Directeur N.K. M'Sirdi.

1998 Plongeur CMAS * (plongée sous-marine)

1997-02 Encadrante en plongée sous-marine, Association Sportive Paris VI.

1997 D.E.A. de Robotique, mention assez-bien - Université Paris VI - Option Robotique d'Intervention et de Service (RIS), CEA/INSTN. *Modélisation du contact pied/sol d'un bipède anthropomorphe pendant la marche.* Directeur F. Ben Ouezdou.

1996 Maîtrise de Mécanique Physique et Energétique, Sciences Pour l'Ingénieur (SPI) - Université Paris VI.

1995 Licence de Mécanique, Sciences Pour l'Ingénieur (SPI) - Université Paris VI.

1994 DEUG A Sciences et Structure de la Matière (SSM) - Université Paris VI.

1991 Diploma of Business English, *Franco-British Chamber of Commerce and In-*

dustry of Paris (FBCCI), Paris.

2 Activités d'Enseignement (2961 heures)

Voici un résumé, sous forme de tableaux et de synthèses de contenus, de l'ensemble de mes activités d'enseignements à l'Université de Poitiers comme maître de conférences (2005-16, Tab.3) et à l'École Centrale de Nantes comme vacataire (2012-16, Tab.4) puis comme maître de conférences (depuis 2016, Tab.4). D'autres enseignement de mécanique ont été effectués au préalable durant la thèse et après la soutenance, comme monitrice puis ATER à l'Université de Versailles-Saint-Quentin en Yvelines. Leur contenu détaillé peut être fourni sur demande.

2.1 Matières enseignées

2005-16 : Maître de Conférences, Université de Poitiers (2146 heures)

La synthèse d'enseignements reportée dans le tableau 2.1 précise le niveau universitaire (colonne 1), le type d'enseignements (Cours / TD / TP, colonne 2), si cet enseignement a été mis en place ou s'il était existant (colonne 3), le nombre total d'heures pratiquées (colonne 4) et la responsabilité pédagogique (colonne 5). Tous les enseignements réalisés ont été accompagnés de l'établissement d'un polycopié de support distribué aux étudiants ainsi que d'un support powerpoint (supports non existants au préalable), et de l'organisation de l'enseignement dont la création des énoncés d'examens, leur correction. La responsabilité d'un TD s'accompagne de la mise en place des énoncés (souvent sur support papier uniquement, et manuscrits, lorsqu'existants) et de la mise en place et de la correction des examens.

Dans les faits importants à l'Université de Poitiers, j'ai effectué intégralement la mise en place d'un filière complète de L2 regroupant les élèves classiques de l'UFR Sciences Fondamentale et Appliquée, et les reçus-collés de première année de médecine ne désirant pas continuer dans cette voix. La filière, très innovante, était destinée à former des mécaniciens et leur donner des compétences permettant l'application de la mécanique aux systèmes biologiques : matériaux prosthétiques, biomécanique humaine (tissus et système musculosquelettique), tissus et segments biologiques. Chaque matière résultait d'une collaboration entre un mécanicien (aspects *modèles*) et un docteur du CHU de Poitiers (aspects *biologie/médical*) et comprenait donc un contenu mixte. La filière a été mise en place pendant une année, puis interrompue malgré son très fort succès auprès des étudiants (filière unique en France).

Par ailleurs, lorsque j'ai rejoint le département de mécanique pour enseigner aux L2 de l'UFR Sciences Fondamentales et Appliquées de l'Université de Poitiers, l'enseignement

		Intitulé	Mise en place	vol total éq. TD	Resp.
L1	Type	Cours-TD (15h)			
	Contenu	Accompagnement projets		15h	
L2	Type	Cours (12h) et TD (16h)			
	Contenu	MMC (Poutres)	Oui	256h	Oui
L2	Type	Cours (18h) et TD (22h)			
	Contenu	Dynamique des Systèmes Articulés	Oui	424h	Oui
L3	Type	Cours (24h) et TD (28h)			
	Contenu	Mécanique Analytique	Oui	568h	Oui
L3	Type	TD (16h)			
	Contenu	Méthodes Variationnelles		32h	
L3	Type	TD (34h) et TP (28h)			
	Contenu	Robotique	Oui	81h	
L3	Type	TP (16h)			
	Contenu	Informatique	Oui	64h	
L3	Type	Cours-TD (18h)			
	Contenu	Mathématiques	Oui	210h	Oui
M1	Type	TP (12h)			
	Contenu	Asservissement		48h	
M1	Type	TP (12h)			
	Contenu	Vibrations		16h	Oui
	Type	TP (16h)			
M1	Contenu	CAO Robotique		11h	
M2	Type	Cours (13h) et TD (12h)			
	Contenu	Analyse Modale		25h	
M2	Type	Cours (10h)			
	Contenu	Programmation Langage Interprétée	Oui	13h	

TABLE 1 – Bilan des enseignements principaux à l'Université de Poitiers en tant que Maître de conférences, 2005-16.

était remis en question chaque année du fait du faible nombre d'inscrits : entre 2 et 5 étudiants réguliers, regroupés avec les étudiants des autres filières dans le cadre de l'enseignement optionnel (environ 4 mathématiciens) et une quinzaine d'étudiants d'un parcours renforcé. J'ai pris la direction des enseignements de mécaniques en 2009, ai intégralement reconstruit les cours et les TD, et ai remonté globalement les exigences de niveaux des étudiants (travail calculatoire, théorique, etc.). Plusieurs conséquences ont été observées : 1) la satisfaction des collègues de L3 et supérieur, d'avoir affaire à des étudiants mieux formés et plus à même de suivre les enseignements ; 2) le nombre d'inscrits dans cette filière de L2 a augmenté d'année en année : en septembre 2015, 18 étudiants réguliers ont bénéficié de ces enseignements pour rejoindre une filière mécanique. Ces étudiants rejoignent principalement la filière L3 de mécanique, avec un bagage mathématique honorable leur

permettant d'aborder la suite de leurs études plus sereinement.

2011-16 : Vacataire à l'École Centrale de Nantes (223 heures)

Mes activités d'enseignement vacataire à l'École Centrale de Nantes comprennent des cours, des TP et des accompagnement de projets ; la synthèse de ces heures est effectuée tableau 2.1. Comme pour les cours de l'université de Poitiers, les enseignements s'accompagnent de l'établissement de supports pédagogiques : un polycopié (non existant au préalable) et un powerpoint, et de l'organisation de l'enseignement dont la création des énoncés d'examens, leur correction. La responsabilité d'un TP s'accompagne de la mise en place des énoncés et des corrections des travaux rendus. Les enseignements sont principalement dispensés en anglais (Master 2 international EMARO, classes ingénieurs internationales).

		Intitulé	Mise en place	vol total éq. TD	Resp.
M2	Type Contenu	Cours (20h) et TP (12h) CSHM(*)	Oui	162h	Oui
Ingénieurs Année 3	Type Contenu	Cours (4h) et TP (10h) Mouvement humain	Oui	45h	Oui
Ingénieurs Année 1,2, 3	Type Contenu	Encadrements (8h) divers projets		88h	

TABLE 2 – Bilan des enseignements principaux à l'École Centrale de Nantes en tant que vacataire, 2012-16. Les enseignements sont principalement dispensés en anglais. (*) CSHM : Concept and Simulation of Human Motion

L'enseignement principal est CSHM (*Concept and Simulation of Human Motion*) dans le cadre du master EMARO, M2. Initialement conçu pour les interactions entre l'humain et les robots, en complément des enseignements dédiés à la robotique, cet enseignement va évoluer en 2016-17 vers une interaction directe par application de l'imitation des mouvements humain par un robot humanoïde. Par extension, n'importe quel robot pourra être commandé directement par les mouvements de l'opérateur, qui pourra ainsi s'acquitter des aspects programmation. Cet enseignement s'inscrit en complément des enseignements de dynamique des robots sériels, et permet une meilleure compréhension des effets dynamiques et des alternatives pour les contrôler. Il me permet de directement enseigner les concepts sur lesquels portent ma recherche.

2016-17 : Maître de Conférences École Centrale de Nantes (219 heures)

Outre la continuité de mes enseignements de vacataires, mon poste comprend aussi des enseignements de l'automatique et de robotique humanoïde, et d'avantage de responsabilité

de projets. La synthèse est donnée au tableau 2.1.

		Intitulé	Mise en place	vol total éq. TD	Resp.
M2	Type	Cours (20h) et TP (12h)			
	Contenu	CSHM(*)	Oui	54h	Oui
Ingénieurs	Type	Cours (4h+2h) et TP (10h+6h)			
Année 3	Contenu	Mouvement humain	Oui	25h	Oui
Ingénieurs	Type	Cours (10h) et TP (20h)			
Année 3	Contenu	Robotique humanoïde	Oui	60h	
Ingénieurs	Type	TP (12h)			
Année 3	Contenu	Automatique		48h	
Ingénieurs	Type	Encadrements (8h)			
Année 1,2, 3	Contenu	divers projets		32h	

TABLE 3 – Bilan des enseignements principaux à l'École Centrale de Nantes en tant que maître de conférences, 2016-17. Les enseignements sont principalement dispensés en anglais. (*) CSHM : Concept and Simulation of Human Motion

2.2 Encadrements de projets étudiants

Encadrement pédagogique entre 2005 et 2017, de
- 2 L3 (Université de Poitiers, 2 mois),
- 6 stages PEI (1res années Centrale Nantes, groupes de 6 étudiants pour mener un projet sur 2 mois),
- 6 stages dans le cadre des filières Recherche & Développement et Robotique (Ingénieurs Centrale Nantes, 3,5 mois),
- 7 stages M1 (EMARO, Centrale Nantes, binômes étudiants, 2 mois).

3 Activités de recherche

3.1 Principales contributions

Mes activités de recherche sont pluri-disciplinaires ; elles concernent la cybernétique (science de l'interaction entre les systèmes autonomes), et se situent donc à l'interface de plusieurs domaines : biomécanique humaine, robotique et mécanique humanoïde, sciences sociales (robotique sociétale), informatique (apprentissage), etc. Les principales contributions touchent donc différents domaines, entre l'humain, les humains, et le robot humanoïde.

1. **Dynamique humaine / Biomécanique** : a) Analyse des déterminants de la marche et extraction du déterminant majeur dont il faut tenir compte dans les

modèles [35, 36, 38] ; b) Mise en place de deux modèles mathématiques caractérisant l'équilibre humain du point de vue mécanique (forces extérieures) [22, 23, 34, 37, 107], dont mise en évidence expérimentale du pendule inversé de l'humain pendant la marche normale [22, 23, 107] ; c) Résolution des artefacts liés au mouvement des masses molles pendant la mesure expérimentale du mouvement humain [63] ; d) Amélioration des modèles de fatigue musculaire et de récupération [102, 110, 111, 112].

2. **Dynamique humanoïde** : Amélioration des modèles pendulaires utilisés pour la marche pour réduire le coût énergétique [82, 83, 84].
3. **Conception mécatronique** : Réalisation d'une main robotique capable d'exprimer des émotions, sous contraintes fortes d'encombrement, de poids et de coût [13, 14].
4. **Imitation** : a) Imitation des mouvements humains par un robot humanoïde, en temps réel et avec contrainte d'équilibre (finaliste meilleur article ICRA 2014) [91, 105] ; b) Imitation en temps différé, analyse de plusieurs approches et proposition d'une solution utilisant la variation temporelle pour conserver l'équilibre au cours du mouvement humanoïde tout en respectant la coordination des gestes imités [69, 70, 71].
5. **Sociétal** : Mise en place d'un accompagnement thérapeutique internationalement innovant d'adolescents autistes basé sur l'utilisation de robots humanoïdes et la médiation artistique. Résultats spectaculaires en terme de communication volontaire sur un groupe de six adolescents ASD suivi pendant deux années (2014-16). L'analyse scientifique porte sur le rapport au monde, et comment ce rapport est modifiable par le biais de robots [15, 29, 106, 104].

Les résultats associés aux projets principaux : biomécanique, dynamique humanoïde, imitation et sociétal, sont décrits plus précisément dans la seconde partie de ce manuscrit.

3.2 Projets de recherche

– FACTORY (2015-18) : CPER 200.000 euros. Porteuse du projet, dont la définition est inclue dans la thématique *Usine du futur*.
– VIROLO+ (2016-20) : ANR. Objectif : étude préliminaire à la mise en place d'un système d'assistance à la conduite pour les motards. Le package qui me concerne consiste à la mise en place de la modélisation du motard, de l'obtention de sa dynamique par le biais de capteurs embarqués (cinématiques et dynamiques) et l'élaboration d'un modèle de prévention de chutes.

3.3 Transfert de compétences

Les différentes interventions en expertise sont listées dans le chapitre *Responsabilités collectives* ci-après. Outre ces interventions, mon expertise en tant qu'enseignant-chercheur

a été principalement été transférée vers le grand public à travers la fondation d'une association 1901 d'intérêt général, l'association *Robots !*, fondée en 2014. Je préside cette association aujourd'hui et pour les trois prochaines années, sauf en cas de recrutement en tant que Professeur des Universités en dehors de la région nantaise.

Cette association, dédiée Robotique & Arts, a pour objectif l'accompagnement de la mutation sociétale actuelle du fait de sa robotisation. Même si le mot robot revient quotidiennement dans les médias, peu de gens du grand public ont vu un vrai robot, savent de quoi il est capable, ou à quoi il est destiné. De nombreux "vendeurs de cauchemars" s'activent dans l'objectif de faire monter les ventes de leurs proses sur le sujet (journalistes, sociologues, etc.), augmentant encore la tension et le rejet du grand public vis-à-vis des robots. L'objectif de l'association est donc d'informer, de montrer, de faire manipuler des robots, de les remettre dans un contexte, de montrer leurs bienfaits aussi. L'association réalise trois activités qui l'alimentent financièrement : des ateliers de programmation ouverts dès l'âge de 8 ans, des conférences tout publics ou privées, et des événements robotiques. Par ailleurs, elle même une réflexion scientifique, basée sur l'expérimental, afin de répondre à une question d'apparence simple : Comment, dès aujourd'hui, les robots peuvent améliorer notre quotidien ?

Pour répondre à cette question, une recherche pluri-disciplinaire est menée sur un mode entièrement collaboratif, mêlant professionnels sur les terrains abordés, populations, constructeurs, artistes et scientifiques (médecins, roboticiens, sémiologues, orthophonistes, philosophes, psychiatres, etc.). Les permanents actifs de l'association (en plus de moi-même) consistent en deux doctorants en robotique sociétale à application thérapeutique, un ingénieur recruté par l'association et trois bénévoles contribuant à l'organisation et à la réflexion.

Le premier projet de recherche mis en place en 2014, a permis l'élaboration et la validation expérimentale d'un accompagnement thérapeutique internationalement innovant pour des adolescents autistes, le projet est intitulé Rob'Autisme. Les résultats spectaculaires obtenus ont permis l'obtention d'un financement de thèse sur le sujet (2017-20), dont l'objectif est d'une part de comprendre le pourquoi d'une telle réussite, d'autre part de pérenniser l'approche, de la divulguer largement, d'en permettre l'accès à toute la population autiste de la région Pays-de-la-Loire. Parmi les études menées, une analyse vers les sujets plus jeunes (5-7 ans) sera menée afin de leur permettre l'apprentissage de la lecture et de l'écriture. L'approche repose sur l'utilisation d'un robot comme une prothèse en communication (robot "extension"), et sera dans un autre projet utilisée pour l'accompagnement de patients souffrant d'Alzheimer (projet Rob'Zheimer), les premières expérimentations auront lieu au printemps 2018.

Depuis 2016, du fait de très nombreuses questions et expressions d'angoisse de la part des populations, le sujet d'étude se porte sur le "remplacement" des métiers. Deux expérimen-

tations sont en cours de développement : un robot barman (autonome, intelligence artificielle) et un robot enseignant (projet "danseur d'ombres"). L'objectif de la réflexion est de définir quelle est la place de l'homme dans notre nouveau monde robotique, autrement dit pour chaque métier étudié : qu'apporte l'homme lorsqu'il le pratique (indépendamment du robot), qu'apporte le robot en autonomie, et comment lier les deux apports pour optimiser la performance sous forme éventuellement d'une équipe homme-robot. Il est à noter, et le lecteur l'aura probablement perçu, que bien que l'association utilise et travaille sur les robots et la robotique, c'est bien l'humain qui est au centre de ses préoccupations. Une réponse négative (rejet total du robot en fin de compte) pourrait être faite à l'issue de ces études.

Pour finir sur cette brève description des activités de transfert par le biais d'un organisme associatif, son mode de fonctionnement. Nous avons déjà observé que les projets de recherche fonctionnaient sur la collaboration pluri-disciplinaire, liant institutions et non-institutions. Bien que soutenue dans ses activités par des institutions publiques et privées (Université de Nantes, Ecole Centrale de Nantes, EPSI : Ecole privée d'ingénierie informatique, MAIF, AG2R La Mondiale, FANUK Robotics, SOFTBANK Robotics, etc.), l'association conserve une neutralité qui, additionnée aux compétences et au sérieux de ses interventions, la positionne comme un lien entre tous les intervenants et le grand public. L'expertise neutre mise à disposition a gagné la confiance d'utilisateurs désirant se renseigner "sans se faire avoir", et est venu à bout d'angoisses profondément encrées, renouant la confiance entre constructeurs, institutions publiques, revendeurs et public. Pour conserver cette neutralité, l'association est autonome et ne fonctionne que sur les dons, ses cotisations restant très basses afin de permettre un accès à la connaissance robotique pour le plus grand nombre. Cet organisme n'aurait pas pu se développer au sein d'un laboratoire de recherche, et les projets menés (comme Rob'Autisme) non plus, pour la simple raison que les institutions de recherche sont devenues si rigides qu'elles laissent peu de place, finalement, à l'innovation. En complément et en conclusion, l'association *Robots !* m'a permis d'accéder à une extraordinaire expérience sur le terrain, chargée en émotions. Le travail réalisé m'a fait bénéficier d'une décoration nationale (Chevalier à l'Ordre du Mérite), et l'originalité du business plan développé a attiré l'attention d'une chaire qui nous propose un plein financement sur les 5 prochaines années (12M d'Euros).

http ://www.association-robots.com

4 Responsabilités collectives

4.1 Animation scientifique et pédagogique

– **Depuis 2016** : Membre de la commission Recherche du master international EMARO+. Mise en place des projets croisés entre les trois partenaires du Master : Ecole Centrale de Nantes, Université de Gènes (Italie) et Université de Varsovie (Pologne), ainsi que

des autres institutions collaboratives : Espagne, Chine, Japon. Le master EMARO+ dépend directement du département des relations internationales de l'Ecole Centrale de Nantes.
- **Depuis 2016** : Animation de l'axe transverse LS2N, Création, culture et société numériques. regroupement de l'ensemble des acteurs du LS2N émargeant dans cet axe, organisation d'événements, diffusion, etc.
- **Depuis 2015** : RFI OIC : projet (2015-20) Recherche-Formation-Innovation soutenu par la région Pays-de-la-Loire dans le domaine des industries créatives. J'interviens dans le bureau de direction du RFI, ainsi que comme experte dans la commission déléguée à la recherche et à l'expérimentation.
- **Depuis 2014** : Association 1901 *Robots !* : voir chapitre précédent pour la description précise.
- **2013-15** : PRI Proxinnov : Je suis intervenue comme experte scientifique (recherche) dans le bureau de direction.
- **2014-17** : Chargée de mission Robotique au CNRS, section 09. Missions d'expertise nationale dans le domaine de la robotique, pour l'évaluation des structures, des projets et des chercheurs.
- **2015/2016** : *Robotic Day*. 1 journée d'exposition organisée à la Cité des Congrès de Nantes, permettant au grand public de voir 46 (2015) et 58 (2016) exposants de tous types de robots (LS2N, constructeurs, associations, etc.). Nombre de visiteurs : 3800 en 2015, 5600 en 2016. Co-Organisation entre l'association *Robots !* et l'Université de Nantes.

4.2 Participation à l'organisation de conférences

Participations à l'organisation de conférences et congrès

- EUCOMES 2016 (European Conference on Mechanism Science, Nantes)
- MESROB 2015 (International Workshop on Service and Medical Robots, Nantes)
- JNRH 2015 (Journée Nationale de la Robotique Humanoïde, Nantes)
- JRA 2012 (Journées Scientifiques Robotique et Automatique, Nantes)
- JNRR 2011 (Journée Nationale de la Recherche en Robotique, La Rochelle)

Interventions dans des colloques scientifiques nationaux

- Journées de l'Université de Nantes 2015, présentation d'avancement dans le cadre du projet Longévité, Mobilité, Assistance (LMA, correspondant LS2N Yannick Aoustin).
- Journée de la Société d'Information Psychiatrique 2016, CHU de Nantes, présentation du projet Rob'Autisme.
- Robotic Day 2015 : mise en place (démonstrations) et animation d'un stand robotique ; Réalisation d'un spectacle robotique complet (cloture du Robotic Day)

– Digital Week 2014 : table ronde *Robolution* (animation Francky Trichet)

Participations aux Comités scientifiques de conférences

– ICMA : Membre du *International Program Committee* (2011-16) ;
– ICRA : Membre du *Program Committee*, 2009 ;
– Reviewer pour différentes conférences et journaux scientifiques : *International Conference on Robotics and Automation* (ICRA), *International Conference on Robotic Systems* (IROS), *International Journal on Multibody Dynamics*, *International Journal on Humanoid Robotics*, *International Conference on humanoid Robotics* (HUMANOIDS), etc.

4.3 Co-encadrements de travaux de recherche

Thèses

2017-2020 Rénald Gaboriau, *The Puppet Master concept applied to autistic therapeutic support.* Thèse de Centrale Nantes, co-financée par le RFI OIC et l'Ecole Centrale de Nantes, direction S. SAKKA (Centrale Nantes) et D. ACIER (Université de Nantes).

2013-2016 Giulio Cerrutti, *Conception et contrôle d'une main polyarticulée pour un robot humanoïde.* thèse de Centrale Nantes, financement CIFRE par *SoftBank Robotics*, co-direction D. Chablat (CNRS) et S. Sakka.

2013-2016 Deep Seth, *Etude de la fatigue musculaire et des modèles de récupération pour le corps entier afin d'améliorer l'ergonomie des travailleurs.* Thèse de Centrale Nantes, financement *Interwave* (programme international de l'Europe), co-direction D. Chablat, F. Bennis (Centrale Nantes) et S. Sakka.

2012-2015 Sahab OMRAN, *Génération de trajectoires de marche de robots humanoïdes établis sur les modèles pendulaires bio-inspirés de l'humain.* Thèse de l'Université de Nantes, financement du gouvernement Syrien, co-direction Y. Aoustin (Université de Nantes) et S. Sakka.

2007-2010 Chris HAYOT, *Modélisation du Système Musculo-Squelettique : Calcul des Forces Musculaires et de Réactions Articulaires par Optimisation Numérique.*, thèse de l'Université de Poitiers, financement de la région Martinique, co-direction P. Lacouture (Université de Poitiers) et S. Sakka.

Masters 2

Les sujets de Master 2 proposés sont conçus pour permettre de mener le travail jusqu'à

la publication scientifique en conférence internationale. L'accomplissement de cette publication dépend de la qualité et de la quantité de travail fourni par l'étudiant pendant le stage de master, ainsi que de sa motivation pour conclure cette publication, sachant qu'elle est réalisée après la soutenance. Les sujets mentionnés ci-dessous ont permis de publier 3 articles en conférences internationales, 1 article en conférence nationale et 1 chapitre d'ouvrage.

2017 Dhanashree Dashrath Adapawar, *Simulation of the interactions of a rider with his motorcycle.* Centrale Nantes. Co-encadrement D. Chablat et S. Sakka.

2016 Gaurvi Goyal, *Modelling of Human Balance Function.* Centrale Nantes.

2015 Harsha Sathyanarayana, *Realtime human motion imitation by humanoid robots – dynamics.* Centrale Nantes.

2014 Wafa Khlif, *Adaptation of a driving simulator to control a humanoid robot and robot control for driving simulator.* Centrale Nantes.

2012 Louise Penna-Poubel, *Realtime human motion imitation by a humanoid robot under balance constraint.* Centrale Nantes.

2012 Marta Moltedo, *Human segment rigidification during post-treatment of captured motion data.* Centrale Nantes.

2011 Denis Cehajic, *Experimental human motion imitation by a humanoid robot –Kinematics.* Centrale Nantes.

2010 Indrajit Satre, *Dynamic walking gait patterns of humanoid robots.* Centrale Nantes.

2010 Manikandan Bakthavachalam, *Using motion primitives to control humanoid robots.* Centrale Nantes.

2008 Sylvie Berder, *Capture et simulation du mouvement humain.* Université de Poitiers.

5 Rayonnement scientifique

5.1 Publications

Ne figurent dans la liste ci-dessous que les publications déjà parues. Par ailleurs, les interventions nationales en conférences scientifiques sans actes et sans comité de lecture n'y figurent pas non plus.

Ouvrages et chapitres d'ouvrages (5)

[1] S. Sakka, R. Gaboriau, J. Picard, E. Redois, G. Parchantour, L. Sarfaty, S. Navarro and A. Barreau [2017]. *Rob'Autism : how to change autistic social skills in 20 weeks.* New Trends in Medical and Service Robots, Springer international publishing.

[2] T. Chaltiel, R. Gaboriau, S. Sakka, L. Sarfaty, A. Barreau, M. Legrand, C. Liège, S. Navarro, G. Parchantour, J. Picard, E. Redois [2017]. Chapitre 7 : pp 167–201. "Un robot en institution pour adolescents autistes : une aventure collective". Ouvrage collectif orchestré par S. Tisseron et F. Tordo, *L'enfant, les robots et les écrans – Nouvelles médiations thérapeutiques*. Éditions Dunod, 201 pages, broché.

[3] K. Munirathinam, C. Chevallereau, S. Sakka [2014]. *Offline Imitation of a Human Motion by a Humanoid Robot Under Balance Constraint*. New Trends in Medical and Service Robots, Springer international publishing, pp. 269–282.

[4] S. Sakka [2010]. *Conception Préliminaire de Manipulateurs Mobiles et Génération de Consignes Évolutionnaires*. Éditions Universitaires Européennes, 208 pages, broché.

[5] S. Sakka [2009]. **traduction et interprétation** du japonais en français : *Introduction à la commande des robots humanoïdes : de la modélisation à la génération du mouvement*, S Kajita, H Hirukawa, K Harada, K Yokoi. Springer, 130 pages, broché.

Revues Nationales (1) et Internationales (10)

[6] R. Gaboriau, S. Sakka, [2017]. *Le robot comme médiateur thérapeutique : une expérience auprès de jeunes autistes*. Tétralogiques n°22 : Troubles de la personne et clinique du social.

[7] S. Omran, S. Sakka, Y. Aoustin [2016]. *Effects of the CoM vertical oscillation on joint torques during 3D walking of humanoids robots*. International Journal of Humanoid Robotics, 13(04).

[8] D. Seth, D. Chablat, F. Bennis, S. Sakka, M. Jubeau, A. Nordez [2016]. *Validation of a New Dynamic Muscle Fatigue Model and DMET Analysis*. The International Journal of Virtual Reality, 16(1) : pp. 22–32.

[9] S. Omran, S. Sakka, Y. Aoustin [2016]. *Using the Generalized Inverted Pendulum to generate less energy-consuming trajectories for humanoid walking*. The Archive of Mechanical Engineering.

[10] S. Devie, S. Sakka [2016]. *Effects of the Rolling Mechanism of the Stance Foot on the Generalized Inverted Pendulum Definition*. New Trends in Medical and Service Robots, Springer international publishing, pp. 297–308.

[11] S. Sakka, D. Chablat, R. Ma, F. Bennis [2015]. *Effects of the Rolling Mechanism of the Stance Foot on the Generalized Inverted Pendulum Definition*. International Journal of Human Factors Modelling and Simulation, **5**(1) : pp. 81–97.

[12] C. Hayot, S. Sakka, P. Lacouture [2013]. *Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force*. Human movement science, **32**(2), pp. 279–289.

[13] C. Hayot, S. Sakka, V. Fohanno, P. Lacouture [2013]. *Biomechanical modeling of the 3D center of mass trajectory during walking*. Movement & Sport Sciences.

[14] C. Hayot, S. Sakka, P. Lacouture [2011]. *Kinematic and dynamic analysis of gait determinants theory*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol **14**(S1), pages 153–164.

[15] C. Hayot, S. Sakka, P. Lacouture [2010]. *Foot and ankle mechanisms are significant in reducing the energetic cost of normal human walking*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol **13**(S1), pages 65–77.

[16] S. Sakka, P. Coiffet [2005]. *Contribution to Design of Complex Mechatronic Systems. An approach through Evolutionary Optimization*, Journal of Intelligent and Robotic Systems, Vol **42**(1).

Conférences internationales avec comité de lecture et de sélection (27)

[17] S. Sakka, R. Gaboriau [2017]. *A Robotic 'puppet Master' Application to Autism Therapeutic Support*, International Conference on Social Robotics (ICSR).

[18] G. Cerruti, D. Chablat, D. Gouaillier, S. Sakka [2016]. *ALPHA : A hybrid self-adaptable hand for a social humanoid robot*, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS).

[19] D. Seth, D. Chablat, F. Bennis, S. Sakka [2016]. *Experimental Validation of a New Dynamic Muscle Fatigue Model*. International Conference on Digital Human Modeling and Applications in Robotics.

[20] D. Seth, D. Chablat, F. Bennis, S. Sakka, M. Jubeau, A. Nordez [2016]. *New dynamic muscle fatigue model to limit musculo-skeletal disorder*. Laval Virtual.

[21] S. Sakka, R. Gaboriau, J. Picard, E. Redois, G. Parchantour, L. Sarfaty, S. Navarro and A. Barreau [2016]. *Rob'Autism : how to change autistic social skills in 20 weeks*, International Workshop on Medical and Service Robots (MESROB).

[22] T. Izui, I. Milleville, S. Sakka, G. Venture [2015]. *Expressing emotions using gait of humanoid robot*, IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (ROMAN).

[23] S. Devie, S. Sakka [2015]. *Effects of the rolling mechanism of the human foot on the inverted pendulum representation for normal walking gait*. International Workshop on Medical and Service Robots (MESROB).

[24] S. Omran, S. Sakka, Y. Aoustin [2015]. *Using the Generalized Inverted Pendulum to generate less energy-consuming trajectories for humanoid walking*. ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics.

[25] G. Cerruti, D. Chablat, D. Gouaillier, S. Sakka [2015]. *Design method for an anthropomorphic hand able to gesture and grasp.* IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).

[26] S. Sakka, L. Penna-Poubel, D. Cehajic [2014]. *Tasks prioritization for whole-body realtime imitation of human motion by humanoid robots.* Digital Intelligence (DI).

[27] M. Moltedo, S. Sakka [2014]. *Improving skin artifacts compensation for knee flexion/extension and knee internal/external rotation.* IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).

[28] L. Penna-Poubel, S. Sakka, D. Cehajic, D. Creusot [2014]. *Support Changes during Online Human Motion Imitation by a Humanoid Robot using Task Specification*[1]. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).

[29] K. Munirathinam, S. Sakka, C. Chevallereau [2014]. *Using joint trajectories and time-scaling optimizat ion for humanoid motion imitation of human beings.* International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR).

[30] S. Omran, S. Sakka, Y. Aoustin [2014]. *Effects of the vertical CoM motion on e nergy consumption for walking humanoids.* International Confer ence on Climbing and Walking Robots (CLAWAR).

[31] K. Munirathinam, S. Sakka, C. Chevallereau [2012]. *Dynamic motion imitation of two articulated systems using nonlinear time scaling of joint trajectories.* IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS).

[32] S. Sakka, C. Hayot, P. Lacouture [2010]. *A generalized 3D inverted pendulum model to represent human normal walking.* IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids).

[33] R. Saegusa, G. Metta, G. Sandini, S. Sakka [2008]. *Active motor babbling for sensorimotor learning.* IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO).

[34] R. Saegusa, S. Sakka, G. Metta, G. Sandini [2008]. *Sensory prediction learning-how to model the self and environment.* TC1-TC7 joint symposium on Man, Science and Measurement (IMEKO).

[35] R. Saegusa, S. Sakka, F. Nori, G. Sandini and G. Metta [2007]. *Sensory Prediction for Autonomous Robots.* IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids).

[36] S. Sakka, N. Ee Sian, K. Yokoi [2006]. *Motion Pattern for the Landing Phase of a Vertical Jump for Humanoid Robots.* IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS).

1. Finaliste meilleur article ICRA

[37] S. Sakka, K. Yokoi [2005]. *Humanoid Vertical Jumping based on GRF and Inertial Forces Optimization*. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).

[38] S. Sakka [2004]. *Robot Control Generation based on Evolutionary Programming*, IEEE International Workshop on Robot and Motion Control (ROMOCO).

[39] S. Sakka [2004]. *Reliable Evolutionary Control Generator for Unknown Structures*. IASTED International Conference on Modelling, Identification and Control (MIC).

[40] S. Sakka [2003]. *An Evolutionary approach for a Self-Tuning Control Generator*. International Conference on Control Science and Engineering (ICCSE).

[41] S. Sakka, N.K. M'Sirdi [2002]. *Reliable Evolutionary-Based Command Input Generator for a Simple Mobile Manipulation Task*, IEEE International Conference on Robot and Human Communication (ROMAN).

[42] S. Sakka, N.K. M'Sirdi [2002]. *Reliability of Evolutionary-Based Control for a Mobile Manipulator Trajectory Following Task*, International Symposium on Measurement and Control in Robotics (ISMCR).

[43] S. Sakka, O. Chocron [2001]. *Optimal Design, Configurations and Positions for a Mobile Manipulation Task Using Genetic Algorithm*. IEEE International Conference on Robot and Human Communication (ROMAN).

Rapports de l'Université Paris 6

[44] S. Sakka [1997]. *"Etude du Contact Pied-Sol d'un Bipède Anthropomorphe pendant la Marche"*, Rapport de stage de DEA, Laboratoire de Robotique de Paris, Paris 6, Juin 1997.

[45] S. Sakka [2002]. *"Conception Préliminaire de Manipulateurs Mobiles et Génération de Con-signes Évolutionnaires : une Méthodologie pour Intégrer la Commande dans l'Évaluation de la Structure"*, Thèse de doctorat de l'Université Paris VI, 20 Septembre 2002.

5.2 Communications publiques

Les communications publiques sont de deux sortes : les conférences publiques et le rayonnement médiatique.

Dans le cadre de l'association *Robots !*, j'ai effectué **une cinquantaine de conférences publiques** (la plus importante, TEDx, comptait 1100 personnes) dans les trois dernières années sur des thématiques impliquant directement les robots (robots humanoïdes, robots militaires, robots médicaux, drones, robotique et transhumanisme, etc.) ou leur image (les robots dans la publicité, les robots de l'amour, les robots dans la littérature ou les films

de science fiction, etc.). Ces conférences ont pour but la reconstruction d'un lien de communication entre le public et le monde de la recherche, rassurer les populations sur un ton ludique et accessible, les tenir au courant des avancées réelles de la recherche dans les domaines abordés. Ce rayonnement améliore aussi l'image publique de mon établissement, informe sur nos formations et attire de jeunes recrues. Il génère aussi, au sein du personnel de l'établissement, des ondes positives par la fierté d'appartenir à un établissement ou une équipe reconnu/e comme prestigieux/se par son environnement. Six conférences publiques sont déjà programmées pour l'année 2018, dans le cadre des semaines de la science. Ce rayonnement, du point de vue de la recherche, permet aussi des contacts plus fluides avec des collaborateurs scientifiques distants. Du point de vue personnel, le travail effectué pour ces conférences force une réflexion et un recul sur les thématiques scientifiques traitées, ainsi que sur l'éthique et les objectifs en terme de société.

J'ai aussi réalisé, toujours dans les trois dernières années, **une centaine d'interventions médiatiques** dans divers médias : quotidiens et hebdomadaires (nationaux / internationaux), émissions de radio et télévisées, journaux et rubriques électroniques. Dans mon approche de la valorisation de mes travaux, le rayonnement médiatique est tout aussi important que le rayonnement scientifique. Les effets de ce rayonnement sur la recherche de l'équipe robotique : une meilleure compréhension de nos activités de recherche, une meilleure valorisation aux yeux des personnes extérieures à la recherche (financeurs comme étudiants), une meilleure communication au sein de l'équipe. Bien qu'il prenne beaucoup de temps, le rayonnement médiatique est absolument nécessaire au sein d'une équipe.

5.3 Prix et distinctions

2017 Grade de Chevalier à l'Ordre National du Mérite (engagement associatif à impact sociétal fort)
2016 Prix Femme du Digital Ouest
2014 Finaliste meilleur article ICRA

Deuxième partie
Recherche

6 Projet global - Entre l'humain et l'humanoïde

Cette recherche se situe en cybernétique entre l'humain et le robot humanoïde. La majeure partie de ce travail cybernétique est appliqué au mouvement dynamique, avec pour objectif à long terme la réalisation de systèmes robotiques autonomes d'assistance au mouvement ou de remplacement du mouvement de personnes souffrant de handicap du système locomoteur : le développement de prothèses et d'exosquelettes autonomes. Le projet à long terme est divisé en quatre phases :

Phase 1 Amélioration des modèles dynamiques des mouvements humains et humanoïdes en vue d'une connexion entre les deux systèmes. Les deux systèmes, naturel (humain) et artificiel (humanoïde), sont étudiés séparément.

Phase 2 Établissement d'une connexion entre les systèmes naturel et artificiel (imitation, conversion du mouvement), sans contact direct. Analyse des aspects géométriques, cinématiques et dynamiques du mouvement.

Phase 3 Coopération homme-machine : utilisation d'un exosquelette instrumenté couvrant l'ensemble du corps pour observer et assister le mouvement humain en déambulatoire. Il comporte la caractérisation de l'intention du porteur en vue de la génération des trajectoires du système artificiel (EMG).

Phase 4 Prothèses autonomes. Le système artificiel est cette fois-ci un remplacement local du système naturel.

La phase 1 comporte deux domaines d'étude principaux : la **biomécanique humaine** (meilleure compréhension du fonctionnement dynamique de l'humain, adaptation pour une connexion au modèle humanoïde), et la **robotique humanoïde** (amélioration des modèles dynamiques pour la marche, réduction de la consommation énergétique). La phase 2 se concentre sur la **cybernétique humain-humanoïde** (imitation des mouvements). C'est sur ces deux parties que les chapitres suivants se concentrent. Les phases 3 et 4 font partie des perspectives de ce travail.

Le projet global vise à développer un système locomoteur artificiel autonome et fiable pour aider ou générer des mouvements pour les personnes handicapées. L'étude porte sur la dynamique des corps et inclut la considération du maintien de l'équilibre. Le fonctionnement algorithmique général est schématisé sur la figure 1 : de l'observation d'un mouvement humain, des données cinématiques (vitesses articulaires), dynamiques (forces) et électriques (EMG, signal) du système naturel sont capturées, post-traitées puis converties pour générer le comportement du système artificiel. Les données permettent de reconstruire les équations de mouvement correspondantes du système artificiel pour que celui-ci "reproduise" le mouvement correspondant. Le terme "reproduire" est ici à définir précisément. On trouve actuellement dans la littérature des reproductions géométriques, cinématiques, de tâches, mais nous pouvons introduire des reproductions dynamiques, électriques ou mixtes. Bien évidemment pour l'assistance au mouvement humain, un système intégrant une reproduction identifiable à celle de l'humain (mixte) est désirée. La reproduction du mouvement naturel par un système artificiel est alors à évaluer, selon des critères plus ou

moins locaux qui seront décrits dans les chapitres suivants.

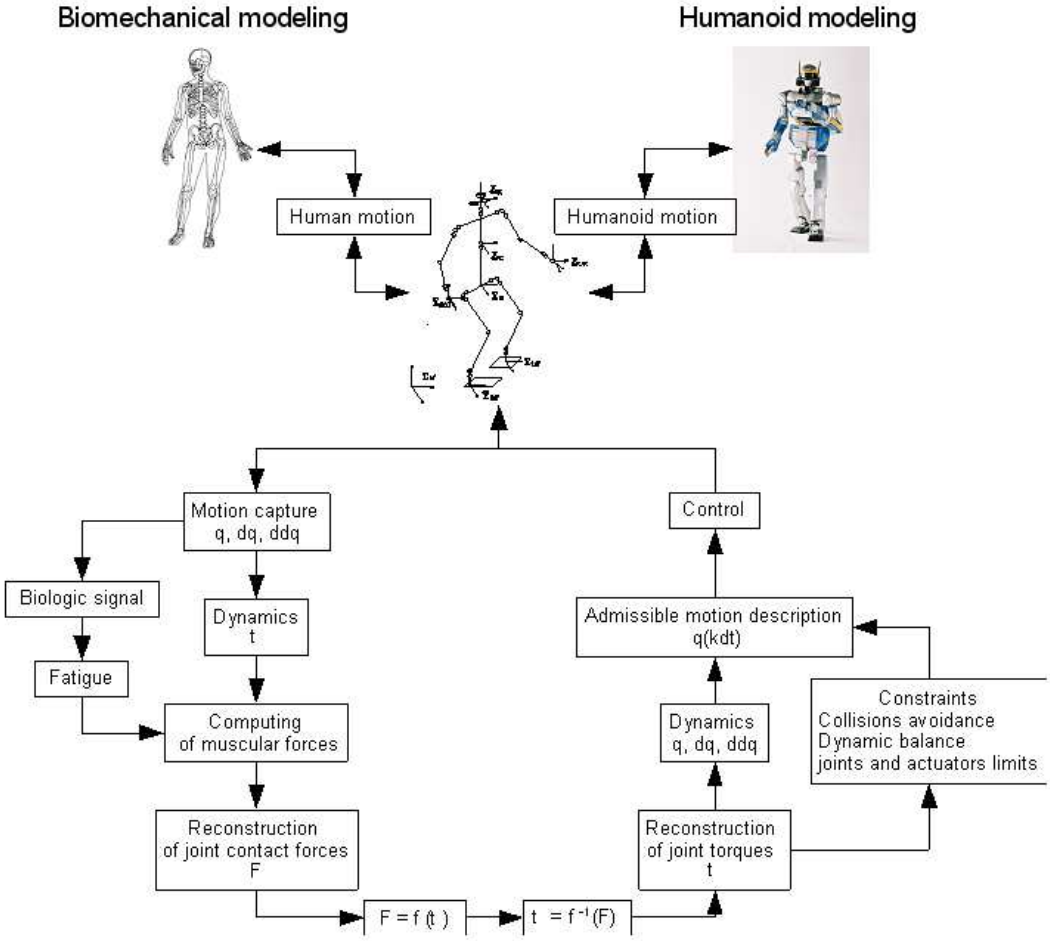


FIGURE 1 – Représentation de la boucle liant les modèles géométriques, cinématiques et dynamiques du mouvement humain et du mouvement humanoïde.

On peut déjà voir sur le schéma 1 les nombreuses compétences nécessaires à la réalisation de ce projet cybernétique : la compréhension du mouvement humain, la génération et le contrôle de mouvement de la robotique, l'intégration des données de capteurs, la conception mécanique, les prothèses bioniques, les aspects neurologiques ou psychologiques avec les patients et d'autres, et la communication entre ces différents domaines. A ces compétences s'ajoutent des contraintes fortes : temporelles, énergie consommée / embarquée, sécurité du porteur. Compte tenu d'une telle complexité dans l'organisation dans un projet de longue durée, ce projet a été décomposé en plusieurs objectifs :

1. Amélioration de la précision des modèles mécaniques (cinématique, cinétique et dynamique) utilisés pour analyser le mouvement humain ; génération d'un modèle commun avec le système robotique (chapitre 7).

2. Amélioration de la précision des modèles mécaniques (cinématique, cinétique et dynamique) utilisés pour générer le mouvement humanoïde ; intégration des résultats sur le modèle humain (chapitre 8).
3. Premières connexions (expérimentations) entre les modèles humains et humanoïdes : cinématique et dynamique (chapitre 9)
4. Compréhension et interprétation du mouvement humain, communication homme-machine, détection de l'intention humaine (EMG).
5. Réglage de plusieurs outils mathématiques, techniques et scientifiques inévitables pour la communication directe (invasive) entre les systèmes biomécaniques (humains) et robotiques (humanoïdes).
6. Mise en place des expérimentations / sécurité.

Nous travaillons actuellement sur les premières étapes consistant à reproduire automatiquement les trajectoires humaines et les mouvements en utilisant le système artificiel complet le plus proche auquel nous pouvons accéder : une plate-forme robotique humanoïde. L'humain et la machine n'étant pas en interaction directe (non invasif), nous sommes affranchis du point de vue expérimental des problèmes de sécurité liés à l'interaction, et pouvons nous concentrer sur l'établissement des modèles biomécaniques et robotiques.

Le point de vue *biomécanique* commence à partir d'un mouvement observé pour reconstruire les forces internes (c'est-à-dire le contact articulaire et les forces musculaires) et les caractéristiques mécaniques, telles que le coût de l'énergie et la puissance. En fait, les calculs de la dynamique sont classiquement utilisés pour valider l'approche dynamique inverse et proposer des informations quantitatives pour les cliniciens comme l'aide au diagnostic. L'approche de la *robotique* utilise des critères et des lois physiques pour décrire la façon dont un mouvement désiré sera effectué (approche prédictive). Dans les deux approches, l'amélioration du mouvement étudié s'effectue en améliorant les caractéristiques dynamiques définies par l'analyse du mouvement multi-corps. Dans ce qui suit, nous décrirons précisément tous les points qui porteront notre attention particulière. Ces points peuvent être à la fois robotique et biomécanique, ou spécifiques à chaque domaine mais inévitables pour la communication et la compréhension de l'homme et de la machine.

Dans une application clinique, un sujet humain ne peut pas intégrer les marqueurs et les observateurs de la trajectoire. Les seules informations disponibles seront fournies par des instruments intégrés, par exemple des capteurs de force mesurant les forces de contact externes, des goniomètres pour les orientations des membres, des EMG pour le signal électrique. Une relation directe peut être obtenue entre les forces de contact mesurées (du mouvement humain) et les couples générés. Ces informations peuvent être interprétées comme des intentions de mouvement humain. Le mouvement artificiel utilise ces intentions de mouvement pour générer des trajectoires correspondantes pour l'assistance au mouvement.

7 Dynamique humaine

Les travaux en dynamique humaine ont été portés par une thèse et 3 stages de master 2, ils ont donné lieu à 1 rapport de thèse de l'Université de Poitiers, 5 articles en revues internationales, 3 articles en conférences internationales et 4 articles en conférences nationales. Par ailleurs, certains résultats ont été exploités en robotique humanoïdes, décrits en section suivante.

Ces travaux se concentrent sur la mise en place d'un modèle pendulaire inversé pour représenter la marche humaine. L'utilisation d'un pendule inversé est importante : le modèle humain recherché doit pouvoir être connectable au modèle humanoïde, lui-même basé sur un pendule inversé. Les modèles pendulaires pour représenter la marche humaine ont précédemment été utilisés dans la littérature, inspirés des modèles de la robotique (utilisés entre autre pour générer la marche des robots humanoïdes). Leur objectif se place dans le cadre de l'écriture et analyse de comportements prédictifs. Ils permettent de simplifier considérablement la complexité du corps humain et de son fonctionnement, en se concentrant sur l'étude de ses interactions, en tant que corps isolé, avec l'extérieur. Les modèles proposés étaient cependant grossiers, et peu utilisables car peu réalistes car trop simplifiés. En effet, la consommation énergétique calculée par le modèle se montrait 4 fois supérieure à celle de la marche réelle [34]. Le modèle "classique", très inspiré du modèle robotique, plaçait le point de pivot du pendule au niveau du sol, arbitrairement fixé soit au milieu de la trajectoire du CoP, soit au milieu du simple support (symétrie de la trajectoire du CoM prédite par rapport au centre du simple support), et le bras de levier était fixé à une longueur constante tout au long de la marche (différent du modèle robotique).

Parallèlement, il avait été suggéré par le roboticien McGeer [61] qui travaille sur la marche passive que pour représenter de manière réaliste le déroulé du pied humain sur le sol, le point de pivot devrait forcément se trouver au-dessous du niveau du sol. Il avait alors équipé ses robots de pieds arrondis afin de reproduire le déroulé sur le sol. Une conséquence directe de ces observations est que le CoP n'est pas fixe au niveau du sol mais suivrait une trajectoire caractéristique dont on ne peut s'affranchir si on désire conserver la faible consommation énergétique lors de la marche.

Nos travaux dans ce domaine ont apporté plusieurs **contributions majeures** :

1. Une analyse rigoureuse des déterminants de la marche qui a permis la mise en évidence de la nécessité d'inclure le déroulé du pied dans les modèles prédictifs de la marche humaine ;
2. La mise en évidence du pivot pendulaire humain sous le niveau du sol ;
3. L'influence du déroulé du pied sur le comportement de ce point de pivot et sur la consommation énergétique (*Extended Inverted Pendulum*, EIP) ;
4. L'écriture d'un modèle général de la dynamique de la marche humaine (*Generalized*

Inverted Pendulum, GIP).

Ces résultats ont été mis en évidence dans le cadre d'une marche normale, c'est-à-dire non pathologique. Par rapport aux deux modèles proposés (EIP et GIP), seul le GIP peut être étendu à la marche pathologique.

7.1 Déroulé du pied et Extended Inverted Pendulum (EIP)

7.1.1 Modèles pendulaires classiques et déterminants de la marche

Les modèles pendulaires analysent les gesticulations de l'ensemble du système musculosquelettique du point de vue des forces extérieures. Ils ont pour objectif la modélisation d'une trajectoire prédictive du CoM au cours de la marche normale, et dans le plan sagittal. L'avantage qu'offrent de tels modèles est qu'ils ne possèdent qu'une petite quantité de paramètres mécaniques à expertiser, ce qui faciliterait la compréhension des relations entre les causes et les effets, par exemple fournir une indication sur les stratégies potentielles que le système neuromusculosquelettique pourrait utiliser pour exécuter la marche [2]. Deux modèles existent classiquement : le pendule inversé et le *compass gait*. Nous en décrivons les principales caractéristiques et contraintes afin de positionner les contribution de notre travail.

Le modèle **pendule inversé** est constitué d'une tige rigide représentant la jambe du sujet, à l'extrémité supérieure de laquelle est placée une masse ponctuelle égale à la masse corporelle totale du sujet [12, 28]. La masse décrit un arc de cercle au dessus de la jambe d'appui rigide au cours de la phase de simple appui et le CoM atteint son point le plus haut à *midstance* (figure 2 gauche). Les variations d'énergie potentielle sont exactement à 180 degrés en phase opposée des variations d'énergie cinétique externe calculées au CoM [12]. Par conséquent, à *midstance*, l'énergie potentielle atteint sa valeur maximale et l'énergie cinétique atteint sa valeur minimale. Les mêmes auteurs mettent en évidence que le *pattern* des variations d'énergie mécanique au CoM est qualitativement similaire à celui observé au cours de la marche humaine normale. Le pendule inversé a été utilisé pour (i) expliquer les variations observées sur les *patterns* de force de réaction du sol en fonction de la vitesse de marche [2, 3, 4], (ii) étudier la dépendance des mouvements verticaux du CoM à la rigidité de la jambe au cours de la marche [56], (iii) simuler la durée de l'oscillation lors de la marche à vitesse normale [62] et (iv) étudier les mécanismes de contrôle de la stabilité de la marche en l'absence de contrôle musculaire actif [27, 30, 61].

Le modèle **compass gait** permet de simuler la trajectoire du CoM d'un système bipède dans lequel les membres inférieurs sont représentés par des leviers rigides sans articulations aux pieds, chevilles et genoux. Le système locomoteur est actionné en flexion et en extension par des articulations semblables à celles de la hanche. Le CoM du système situé au milieu du segment reliant les articulations de la hanche parcourt une trajectoire sagittale semblable à une série d'arcs de cercle (figure 2 droite). Le rayon de ces arcs correspond

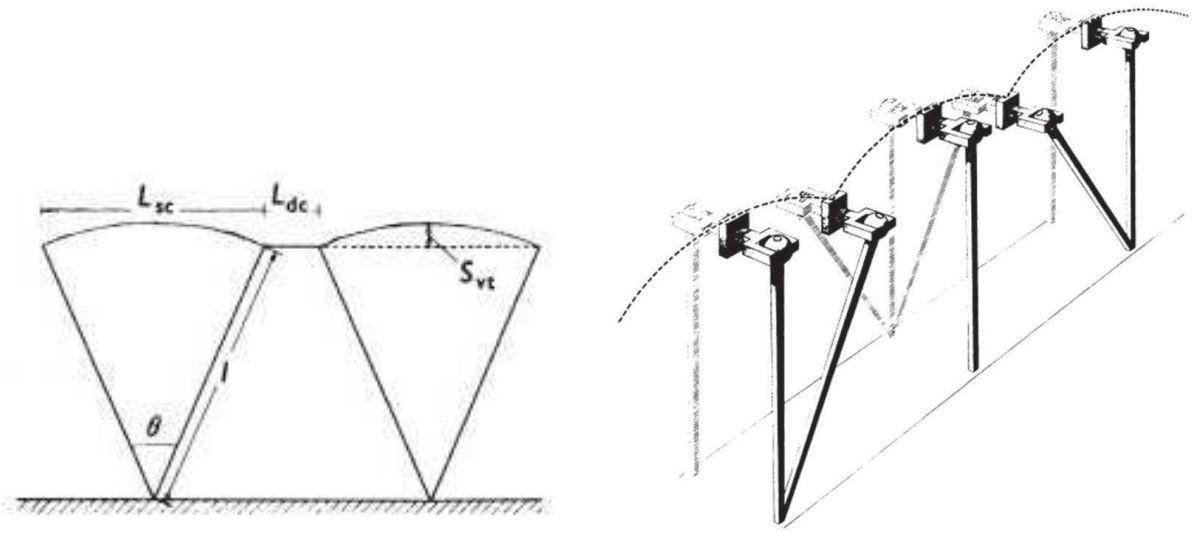


FIGURE 2 – Représentations de la trajectoire du centre de masse par un modèle pendule inversé [12] (gauche) et un modèle *Compass gait* [43] (droite).

à la longueur constante des leviers représentant les membres inférieurs et, à chaque pas, la rotation angulaire à la hanche en flexion est égale à la rotation angulaire en extension. Le modèle suppose l'oscillation du membre inférieur controlatéral propulsant le corps vers l'avant ; le CoM décrivant un arc circulaire autour du membre ipsilatéral en appui [17]. A l'instar du modèle pendule inversé, le CoM corporel atteint son apogée à *midstance* ; il décrit ensuite une trajectoire verticale descendante sous l'action de la gravité. A l'instant de transition entre deux arcs successifs, caractérisant la phase de double appui, le membre controlatéral oscillant freine la chute et amorce un appui. Simultanément, en fin d'appui, le membre ipsilatéral entame sa phase d'oscillation. Cela aboutit à un second arc circulaire décrit par le CoM avec des rôles échangés entre le membre ipsilatéral et le membre controlatéral. Au final, le modèle double pendule inversé permet de générer un cycle de marche complet [108].

Le modèle *compass gait* surestime la trajectoire verticale du CoM d'environ 7 à 10%, ce qui correspond approximativement au double de l'amplitude de déplacement vertical du CoM au cours de la marche normale, avec pour conséquence une surestimation du coût énergétique de la marche. De plus, au point d'intersection de deux arcs de cercle successifs, le changement brusque de direction de l'accélération antéropostérieure du CoM nécessiterait l'application d'une force de contact sur le sol d'une amplitude considérable.

L'analyse énergétique de la marche a permis d'extraire six paramètres qui influeraient sur la faible consommation observée, appelés **déterminants de la marche** et introduits par Saunders *et al.* en 1953 [108].
– **1er déterminant : la rotation du bassin** autour de l'axe vertical, d'amplitude +/-

4 degrés.
- **2e déterminant : l'obliquité du bassin**, rotation autour de l'axe antéropostérieur, en moyenne de 5 degrés.
- **3e déterminant : la flexion du genou en appui.**
- **4e et 5e déterminants : l'action coordonnée du pied et de la cheville.**
- **6e déterminant : le déplacement latéral du bassin.**

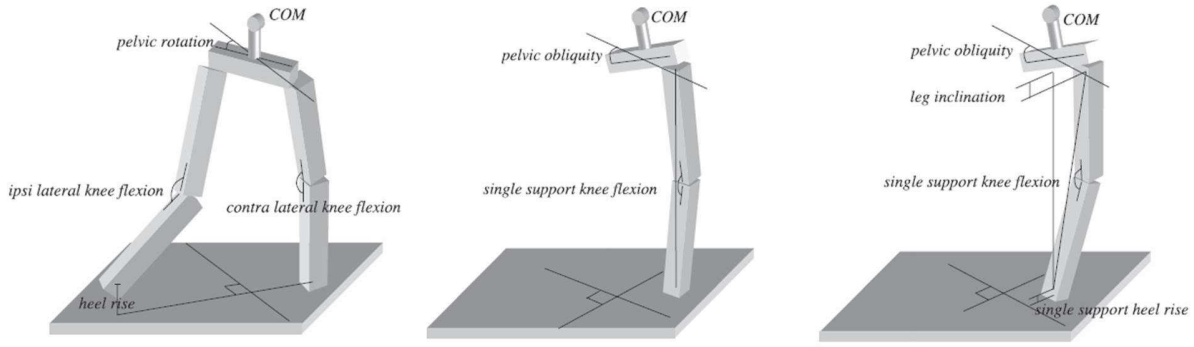


FIGURE 3 – Représentations des déterminants de la marche : rotation du bassin, obliquité du bassin, flexion du genou en appui, déplacement latéral du bassin [20].

Ces paramètres ont en fait été accepté depuis leur introduction [33], apparaissant dans des manuels cliniques et scientifiques majeurs sans être soumis à des études expérimentales [92, 97, 123]. Plusieurs auteurs se sont récemment intéressés à l'analyse de leurs contributions respectives réelles sur la trajectoire du CoM. Contrairement aux hypothèses de Saunders *et al.*, la flexion du genou en appui, l'obliquité et la rotation du bassin ne réduisent pas significativement l'amplitude de déplacement vertical du tronc, voire les relations phasiques entre ces variables angulaires et la trajectoire verticale réelle du CoM pourraient plutôt légèrement l'augmenter. En ce qui concerne les mécanismes de pied et de cheville impliqués lors de la phase d'appui, Gard et Childress [33] ont estimé, en se basant sur un modèle pendule inversé en forme de balancier, caractérisé par la longueur de pas réalisé, la géométrie de la jambe et du pied, que la trajectoire verticale du CoM serait aplatie en raison du roulement mécanique du point de contact du pied au sol. Ce déplacement vers l'avant du point de contact du pied au sol, du talon aux orteils, correspondrait au déplacement du CoP au cours de la phase d'appui de la marche [33, 56]. S'il y a une translation vers l'avant du point de contact au sol, alors l'angle de la jambe d'appui virtuelle devrait varier légèrement et le déplacement vertical du CoM en serait diminué –d'où une trajectoire plus aplatie. Kerrigan *et al.* [47] ont également montré l'importance de l'élévation du talon dans la réduction de l'amplitude verticale de la trajectoire réelle du CoM.

Chacune de ces études s'est focalisée sur l'influence isolée d'un des déterminants de la marche, impliquant une modélisation mathématique uniquement dédiée au déterminant

considéré, hors donc des influences réciproques. Della Croce *et al.* [20] ont comparé les données de déplacement vertical du CoM obtenues en introduisant chacun des six déterminants dans un modèle *compass gait* modifié (figure 3) à la trajectoire verticale dite de référence du CoM. Chacune des contributions sur la trajectoire du CoM a été calculée à deux instants différents de la phase d'appui : les instants où le CoM atteint sa hauteur minimale et celui où il est à sa hauteur maximale. Par ailleurs, nombre des études citées en amont évaluent l'influence des déterminants de la marche en se basant sur le déplacement vertical du pelvis. Or, Whittle [124] montre, en s'aidant d'un système d'analyse cinématique tridimensionnelle de la marche, qu'en général le pelvis subit une amplitude de déplacement verticale d'environ 6 mm plus élevée que celle du CoM.

Peu d'études se sont intéressées à l'influence des déterminants de la marche sur le comportement de la force d'appui du pied au sol. Alors que le modèle de type *compass gait* montre que les variations d'énergie potentielle et cinétique externe s'opposent l'une à l'autre, il ne peut rendre compte que d'un pic de force verticale en milieu de simple appui, quand la jambe est perpendiculaire au sol. Des modélisations étendues de type *compass gait* ont été proposées, en articulant un pendule simple au niveau de la hanche afin de simuler un couple articulaire autour de la flexion de la hanche, du genou et de la cheville, et ainsi expliquer comment les mécanismes du membre inférieur en appui contribuent au comportement de la force de réaction verticale au cours de la marche normale [88, 89, 114]. Pandy [88] par exemple a élaboré un modèle musculosquelettique tridimensionnel pour évaluer les contributions individuelles des muscles sur la composante verticale de la force de réaction. Ce modèle inclut l'ensemble des déterminants cités par Saunders *et al.* [108].

7.1.2 Analyse de la contribution des déterminants de la marche

Avant de proposer un modèle prédictif plus réaliste de la marche normale, nous avons tenu à mieux comprendre la contribution de chaque déterminant sur la dynamique du mouvement (CoM et force d'appui au sol). Nous proposons ci-après, dans un premier temps, un modèle mathématique basé sur une représentation *compass gait* étendue de la marche, capable d'évaluer les contributions respectives des déterminants de la marche sur l'amplitude verticale de déplacement du CoM (figure 4). Les contributions respectives de chacun de ces déterminants sur ce déplacement vertical sont évaluées en implémentant dans le modèle mathématique les mesures expérimentales associées aux déterminants de la marche et calculées à partir de la capture du mouvement. Les trajectoires du CoM obtenues, tenant compte de chacun des déterminants, seront comparées d'une part à la trajectoire de référence et d'autre part, à celle simulée par le modèle *compass gait*. Enfin, en se basant sur les trajectoires calculées en introduisant chacun de ces déterminants, nous avons quantifié leurs contributions sur le comportement de la force verticale d'appui au sol [38].

La trajectoire de référence $\mathbf{r}^C_{(0)}$ du CoM C dans le repère de référence $\mathcal{R}_0$ est définie

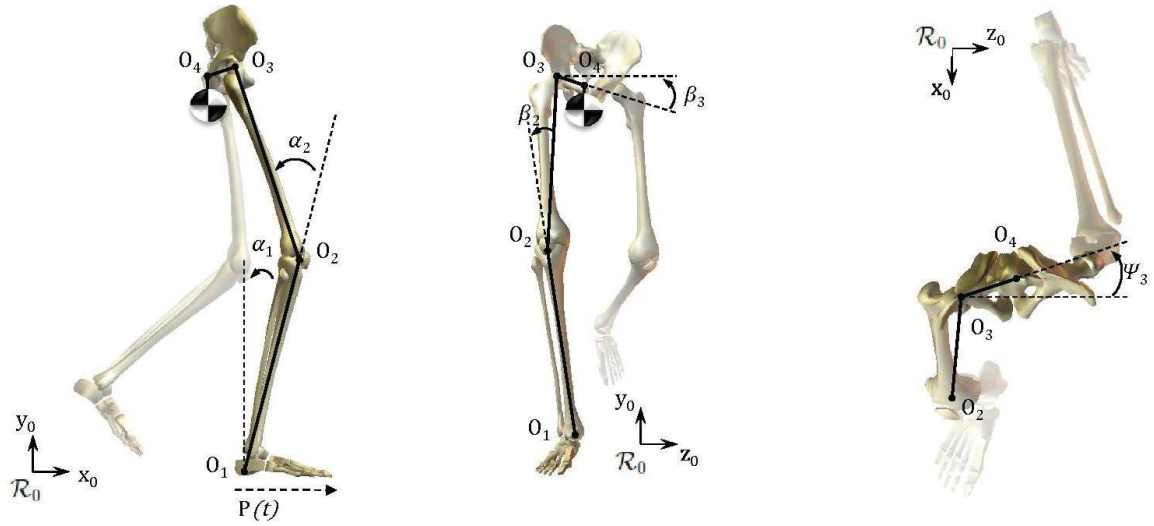


FIGURE 4 – Inclusion des déterminants de la marche dans un modèle *Compass gait* classique.

par la somme pondérée des trajectoires des CoM des segments corporels $\mathbf{r}_{(0)}^{C_i}$ du système plurisegmentaire :

$$\left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(0)}^{C} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_0} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{16} m_i T^{0,i} \left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(0)}^{C_i} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_i} \tag{1}$$

où m_i représente la masse du segment i, $M = \sum_{i=1}^{16} m_i$ est la masse totale du sujet. $T^{j,k}$ définit la matrice homogène de $\mathcal{R}_j$ vers $\mathcal{R}_k$. On génère un modèle *compass gait* en reliant virtuellement en début de phase d'appui le CoM C au CoP P ($t = t_0$). Dans ce modèle, le CoP est considéré comme fixe dans $\mathcal{R}_0$, et sa position moyenne $\tilde{P}$ est telle que

$$\mathbf{r}_{(0)}^{\tilde{P}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} \mathbf{r}_{(0)}^{P} \tag{2}$$

où N représente le nombre d'échantillons considéré. La longueur du levier ℓ (constante) est définie comme la distance entre le CoM et le CoP mesurée à t_0. Soit le repère local $\mathcal{R}_{\tilde{P}} = (O_{\tilde{P}}, \mathbf{x}_{\tilde{P}}, \mathbf{y}_{\tilde{P}}, \mathbf{z}_{\tilde{P}})$ lié au levier. La position du CoM dans $\mathcal{R}_0$ à chaque instant est donc définie par la relation :

$$\left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(0)}^{C} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_0} = T^{0,\tilde{P}} \left[\begin{array}{c} \mathbf{r}_{(\tilde{P})}^{C} \\ 1 \end{array} \right]_{\mathcal{R}_{\tilde{P}}} \tag{3}$$

C parcourt uniquement une trajectoire sagittale suivant l'angle de rotation sagittale instantanée $\alpha(t)$ entre la jambe d'appui et l'axe vertical ; c'est la seule variable qui dépend du temps. La longueur du levier ℓ, tout au long de la phase de simple d'appui, est définie à l'instant initial de la phase d'appui (CI). En pratique, ce modèle est utilisé pour l'analyse

globale de la marche pendant la phase d'appui tout en s'affranchissant de la modélisation multicorps. Les relevés de trajectoire du CoM dans $\mathcal{R}_0$ déterminent les valeurs numériques de $T^{0,\tilde{P}}$ et l'angle α est alors identifié aux valeurs numériques à chaque instant par :

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{-T_{12}^{0,\tilde{P}}}{T_{22}^{0,\tilde{P}}}\right) \tag{4}$$

Ce modèle *compass gait* ne permet pas d'observer l'effet des déterminants de la marche. Nous développons donc un modèle *compass gait* étendu en intégrant quatre segments représentant le membre inférieur du sujet étudié (jambe, cuisse, bassin, segment bassin - CoM). Soient S_i ces quatre segments ($i = 1, 4$) auxquels nous associons respectivement les repères locaux $\mathcal{R}_i$ (figure 4). Nous pouvons alors écrire :

$$\mathbf{r}_{(0)}^{C} = \mathbf{r}_{(0)}^{O_1} + \mathbf{r}_{(O_1)}^{O_2} + \mathbf{r}_{(O_2)}^{O_3} + \mathbf{r}_{(O_3)}^{O_4} + \mathbf{r}_{(O_4)}^{C} \tag{5}$$

Soit, en ramenant toutes les coordonnées dans le repère de référence :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(0)}^{C} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = T^{0,1}\left(\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_1)}^{O_2} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_1} + T^{1,2}\left(\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_2)}^{O_3} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_2} + T^{2,3}\left(\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_2)}^{O_3} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_2} + T^{3,4}\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{(O_4)}^{C} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_4}\right)\right)\right) \tag{6}$$

Les contributions respectives de chacun des déterminants sur la trajectoire verticale du CoM ont été quantifiées en introduisant successivement les données expérimentales liées au déterminant étudié dans la matrice homogène $T^{i,j}$ considérée [35, 36, 38].

Enfin, en considérant chacun des déterminants de la marche, la force verticale d'appui au sol $\mathbf{f}$ a été calculée comme la dérivée seconde de la trajectoire du CoM calculée, multipliée par la masse du sujet et additionnée au poids du sujet, tel que :

$$\mathbf{f} = M\begin{bmatrix} \ddot{x}_C \\ \ddot{y}_c \\ \ddot{z}_C \\ 0 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} + \begin{bmatrix} 0 \\ Mg \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} \tag{7}$$

où $g = 9.81$ m.s^{-2} est l'accélération de pesanteur.

Le modèle *compass gait* traditionnel surestime très largement l'amplitude de la trajectoire du CoM comparativement à la trajectoire de référence obtenue par modélisation pluri-segmentaire. Aussi, il prédit une amplitude de force verticale d'appui au sol opposée aux enregistrements des plate-formes de force [88]. Le modèle proposé ici analyse l'influence respective des six déterminants de la marche établis par Saunders *et al.* [108]. L'ensemble des résultats liés à cette étude ont été publiés dans [34, 35, 36, 38]. Nous nous concentrerons ici sur les résultats majeurs qui ont menés à l'établissement des modèles pendulaires qui suivent. La figure 5 compare les trajectoires du CoM dans le plan sagittal, obtenues

par le modèle multicorps (noir), *Compass gait* classique (vert) et *Compass gait* incluant un déterminant (zones grisées). Ces résultats ont été réalisés sur trois vitesses de marche différentes : lente, confortable et rapide. La figure 6 se concentre sur la composante verticale de la force de réaction du sol.

Comme l'ont mis en évidence Kerrigan *et al.* [47], la rotation du bassin contribue de façon négligeable à la fois à la minimisation de l'amplitude de déplacement vertical du CoM et au modèle de force verticale d'appui au sol. L'angle tibiofémoral ne montre également aucune contribution sur ces deux paramètres durant l'appui. Le troisième déterminant, la flexion du genou en appui, ne montre aucune contribution à la diminution de la position verticale estimée à l'instant de pic vertical de la trajectoire de référence du CoM. Ces résultats corroborent également ceux issus des travaux de Gard et Childress [31, 32, 33] qui ont montré qu'il existe un déphasage entre l'apparition de la flexion du genou en appui et l'instant d'apparition de pic vertical de la trajectoire du CoM à *midstance*. Le genou subit une flexion maximale à *LO* et une extension maximale à l'instant de pic de déplacement vertical du CoM à midstance. Ainsi, l'augmentation progressive de l'extension du genou en appui qui apparaît lors du simple appui entraîne une augmentation significative de l'amplitude de déplacement vertical du CoM. En fait, la contribution de la flexion du genou en appui, ainsi que celle de l'obliquité du bassin, à la diminution de l'amplitude de déplacement vertical du CoM est majeure au cours de la phase de double appui.

Plusieurs auteurs ont émis l'hypothèse qu'en considérant leur évolution durant le cycle de marche, la flexion du genou et l'obliquité du bassin du membre inférieur en appui seraient grandement impliquées dans l'absorption d'une partie du choc mécanique généré par le contact initial du pied au sol et le transfert rapide du poids du membre porteur vers le membre oscillant au cours du double appui [31, 32, 47]. Cela permettrait d'atténuer la transmission du choc mécanique du contact initial du pied au sol et de diminuer le coût énergétique lors du double appui, qui serait beaucoup plus important si la transition entre deux simples appuis successifs, comme le modélise le *compass gait*, était instantanée [26, 55]. Une des principales explications serait que ni le lever des orteils ni le contact initial du pied ne peuvent être exécutés de façon parfaitement impulsive, en raison des limites de production de forces que peut supporter la structure osseuse du membre porteur. Ces forces sont aussi en partie supportées par les muscles et le coût énergétique de production cyclique des forces musculaires au genou et à la hanche pourrait favoriser des transitions de longue durée plutôt que des transitions de courte durée entre deux simples appuis successifs. De plus, la flexion du genou en appui permettrait de diminuer la quantité de travail nécessaire à rediriger le CoM vers le haut lors du double appui. Un autre bénéfice potentiel pourrait être le stockage et la restitution potentielle de l'énergie élastique dans les muscles du genou lors de sa flexion. La restitution de l'énergie pourrait apparaître tôt au cours du simple appui quand le travail du poids effectué au CoM du sujet est élevé [55]. La figure 6 suggère aussi que le pic vertical de force d'appui au sol, en début de simple appui, est dû à la fois à la flexion du genou en appui et à l'obliquité du

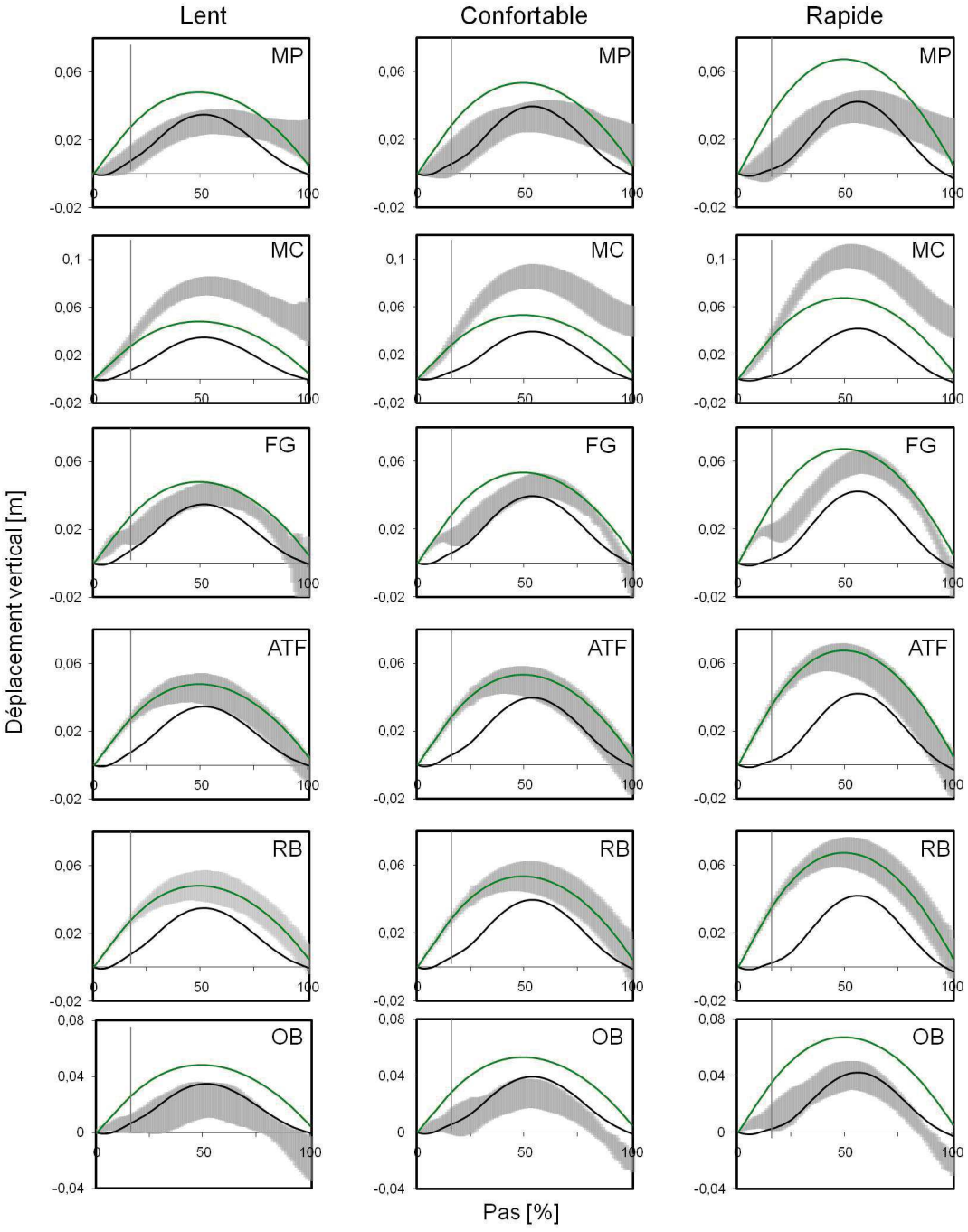


FIGURE 5 – Comparaison entre les trajectoires verticales calculées du centre de masse : la trajectoire de référence (noir), la simulation par *compass gait* (vert) et les trajectoires prédites en tenant compte de chacun des six déterminants + *Standard Deviation* (corridors gris) : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB). La ligne verticale continue définit l'instant de lever des orteils TO. Les trajectoires ont été normalisées par rapport à la longueur de la jambe et exprimées en % de la phase d'appui.

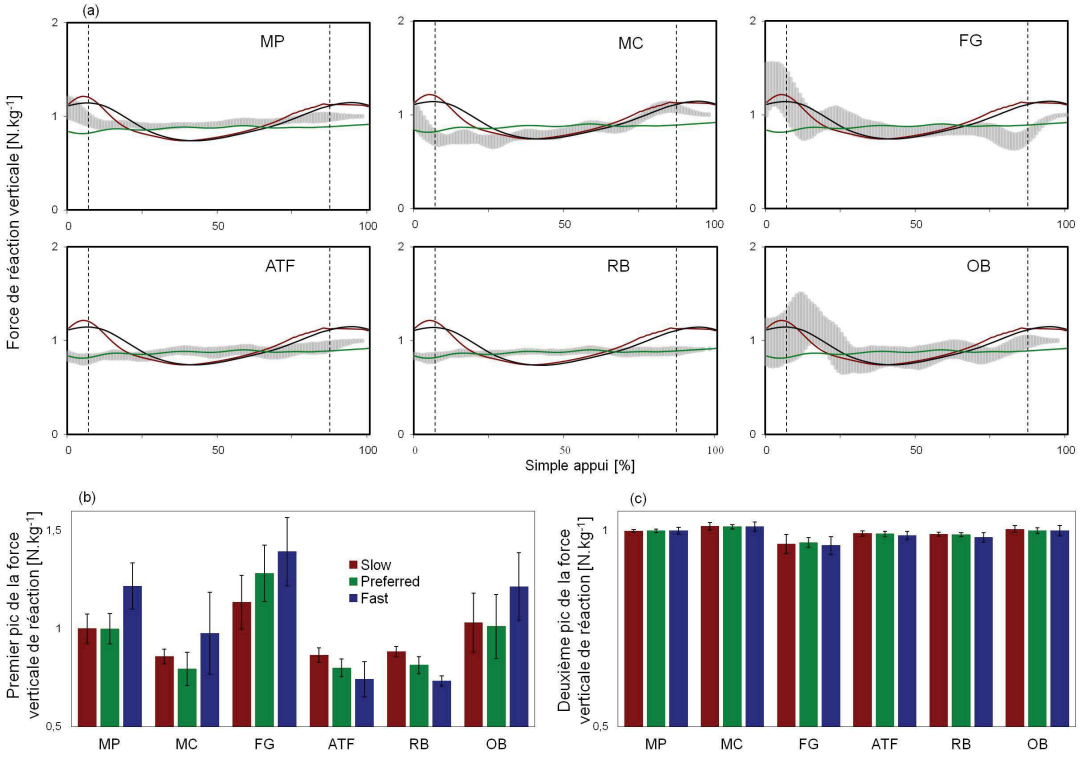


FIGURE 6 – Contributions respectives des déterminants de la marche sur la composante verticale de la force d'appui au sol : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB). L'évolution moyenne de chacun des *patterns* de force verticale d'appui au sol obtenues (a) est présentée pour une phase de simple appui à allure confortable. Les corridors en gris indiquent les écart-types. Les données de force tenant compte des déterminants sont comparées aux données de force verticale enregistrée par les plate-formes de force (bleu) et celles calculées à partir de la trajectoire de référence du CoM (rouge). Les données de force moyennées sont normalisées par rapport au poids du sujet. Les valeurs de force obtenues pour chacun des déterminants aux instants d'apparition du premier pic (b) et du deuxième pic (c) de la force verticale enregistrée par les plate-formes de force sont illustrées à vitesse de marche lente, confortable et rapide. Les traits verticaux indiquent les écart-types.

bassin.

Ces résultats confirment les conclusions de Pandy [88] qui montrent, à partir d'un modèle de la marche à 23 degrés de liberté et 54 muscles, que les fléchisseurs du genou et les abducteurs de la hanche contribuent significativement au premier pic vertical de force d'appui en début du simple appui quand ces muscles produisent une force d'amplitude considérable. Les mécanismes de la cheville, à travers la flexion plantaire de la cheville

en fin de simple appui, permettent de lisser la trajectoire verticale du CoM juste avant CIC. Ils contribuent donc, à cet instant, à l'apparition du second pic vertical de force d'appui au sol (figure 6.7). Neptune *et al.* [76] montrent que les fléchisseurs plantaires se contractent pour générer presque tout le travail positif des muscles du membre inférieur en appui en fin de simple appui. Ils participent activement à la propulsion et contribuent de façon plus importante que les autres groupes musculaires au support et à la progression du CoM vers l'avant [46, 76]. Les mécanismes de pied, à travers la translation du CoP sous le pied d'appui, semble être le déterminant majeur de la marche de la diminution du déplacement vertical du CoM au cours du simple appui de la marche (figures 5).

Ces résultats confirment ceux de Gard et Childress [33] qui ont montré, à travers un modèle pendule inversé en forme de balancier, que la diminution du déplacement vertical du CoM est en partie due aux mécanismes de pied et de cheville, la géométrie de la jambe et la longueur de pas du sujet. Ces éléments fondamentaux de la mécanique de la marche permettent de considérer les effets cumulés de l'élévation du talon, de la flexion plantaire/dorsale de la cheville et du roulement mécanique de la plante du pied d'appui. McGeer avait inclus un long pied semi-circulaire dans ses robots bipèdes expérimentaux de marche dynamique passive [59, 60]. Ceci leur permet d'une part une plus grande stabilité qu'un point de contact fixe au sol, et d'autre part, une marche plus économique en réduisant le déplacement du CoM. De plus, les mécanismes de pied semblent participer à l'économie d'énergie de la marche en phase de simple appui en permettant au sujet d'atteindre une composante verticale de force d'appui au sol égale au poids du corps tout au long du simple appui sans variation significative de cette composante (figure 6). Comme le soutient McGeer [59], on peut considérer que la forme en balancier du pied minimise le coût énergétique de la marche en réduisant les variations de vitesse du CoM. Plusieurs auteurs ont suggéré que des orthèses podales seraient améliorées en considérant le roulement mécanique du pied au cours de la phase d'appui de la marche [33, 59].

7.1.3 Modèle Pendule Inversé Étendu (EIP)

De l'étude précédente, il ressort que la prise en compte du déroulé du pied dans le modèle pendulaire considéré le rendrait nettement plus réaliste, sans pour autant le complexifier de façon majeure. Le modèle pendule inversé étendu (EIP) garde toutes les caractéristiques d'un modèle pendulaire classique (figure 2 gauche), sauf la position fixe du point de pivot sur le sol. Afin de reproduire le déroulé du pied, le point de pivot pendulaire suit à chaque instant la trajectoire du CoP. Ce modèle a par ailleurs été construit en 3D, permettant l'analyse des déplacements aussi dans les plans horizontaux et frontaux. Nous comparons l'EIP3D à deux autres résultats : ceux illustrant les trajectoires de référence (modèle plurisegmentaire, voir la description précise dans [34]) et ceux issus du seul modèle 3D continu réalisé par Zijlstra et Hof en 1997 [127] (figure 7).

Le modèle géométrique tridimensionnel proposé par Zijlstra et Hof [127] implique l'intro-

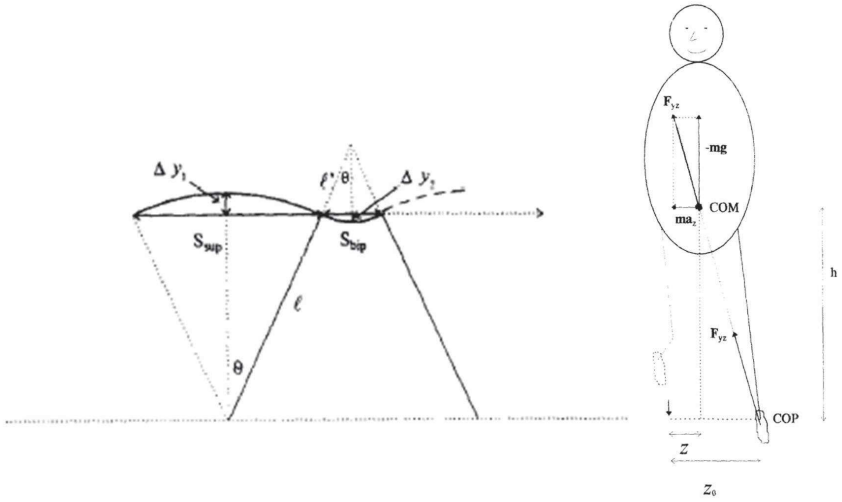


FIGURE 7 – Modèle pendulaire tridimensionnel de la marche proposé par Zijlstra et Hof [127] : déplacement vertical du pelvis (gauche) et contrôle des mouvements latéraux du CoM (droite).

duction de l'angle de rotation dans le plan frontal β_s (figure 7). La position du CoM peut être calculée par l'équation 3, en remplaçant $\tilde{P}$ par $\bar{P}$, point situé au centre du simple support. La matrice homogène est exprimée cette fois en 3D. Pour le double support, Zijlstra introduit une homothétie qui reproduit le comportement du CoM du simple support précédent (Fig. 7). Le simple support suivant reproduit le premier simple support, et ainsi de suite, offrant ainsi une trajectoire prédictive continue (ainsi que ses dérivées) pour une marche établie (sous l'hypothèse de la marche normale à allure régulière). Le modèle complet, pour le simple et le double supports, s'écrit de la manière suivante.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}^{\mathbf{C}}_{(\mathbf{0})} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = \begin{cases} T^{0,\bar{P}} \begin{bmatrix} \mathbf{r}^{\mathbf{C}}_{(\bar{\mathbf{P}})} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_{\bar{P}}} ; t \in [LO, CI] \\ T^{0,\bar{E}} \begin{bmatrix} \mathbf{r}^{\mathbf{C}}_{(\bar{\mathbf{E}})} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_{\bar{E}}} ; t \in [CI, LOC] \end{cases} \tag{8}$$

Le modèle EIP3D reprend la même définition, mais introduit les mouvements du CoP (figure 8). Dans l'équation précédente, $\bar{P}$ est remplacé par $P(t)$ et $\bar{E}$ est remplacé par $E(t)$. Les leviers restent constant au cours du temps et les conditions de continuité entre le simple support et le double support suivant sont les mêmes :
– $\tilde{\ell}_s$ représente la longueur entre le CoP et le CoM à LO ;
– à CI, les trois points P, C et E sont alignés et $\tilde{\ell}_d = \tilde{\ell}_s * S_d/S_s$.

Nos résultats comparent les trois modèles : plurisegmentaire (référence), Zijlstra (pendule inversé 3D continu) et EIP3D (introduction de la trajectoire du CoP). L'analyse des résultats montre que les déplacements tridimensionnels du CoM peuvent dans une large

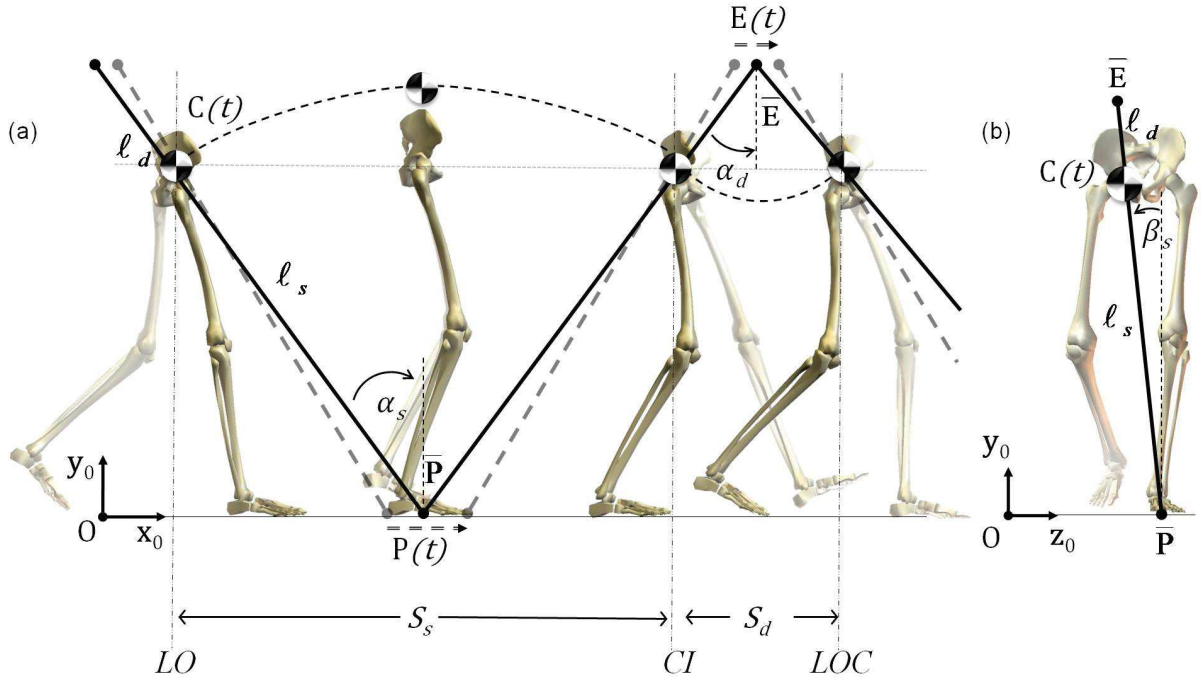


FIGURE 8 – Représentation sagittale du déplacement vertical du CoM au cours de la marche obtenu à partir des modèles de Zijlstra et EIP3D. S_s, S_d, ℓ_s et ℓ_d représentent respectivement le déplacement horizontal du CoM et la longueur de la jambe du pendule au cours des phases de simple et double appui.

mesure être décrits par l'EIP3D (figures 9 et 10), et cette modélisation reste valable quelle que soit la combinaison de longueur et de largeur de pas choisie par les sujets testés. A l'instar du modèle proposé par Zijlstra, l'amplitude de déplacement latéral du CoM prédit par les modèles est identique à celle calculée à partir de la modélisation plurisegmentaire. Dans cette direction, les lignes de régression linéaire ont un coefficient directeur proche de l'unité [34] et les coefficients de corrélation sont élevés pour les deux modèles simplifiés. Nous pouvons donc affirmer que la plupart des variations dans le déplacement latéral du CoM des sujets observés tout au long du cycle de marche sont prises en compte quelle que soit la vitesse de marche. Townsend [119] a suggéré que les déplacements du CoM dans le plan frontal au cours de la marche régulière pourraient être contrôlés en ajustant le placement latéral du pied. Compte tenu du fait que, pour le modèle EIP3D, la position du CoP est identique à celle du CoP dit de référence, le déplacement latéral du CoM prédit est très proche de celui du modèle plurisegmentaire.

Dans le plan sagittal, le modèle EIP3D est capable de prédire la trajectoire du CoM avec une précision raisonnable et bien plus proche de la trajectoire de référence que le modèle proposé par Zijlstra et Hof [127]. L'erreur RMS de l'amplitude de la trajectoire verticale du CoM par ce modèle atteint 0,026+/−0,006 m, alors que le modèle EIP3D montre une

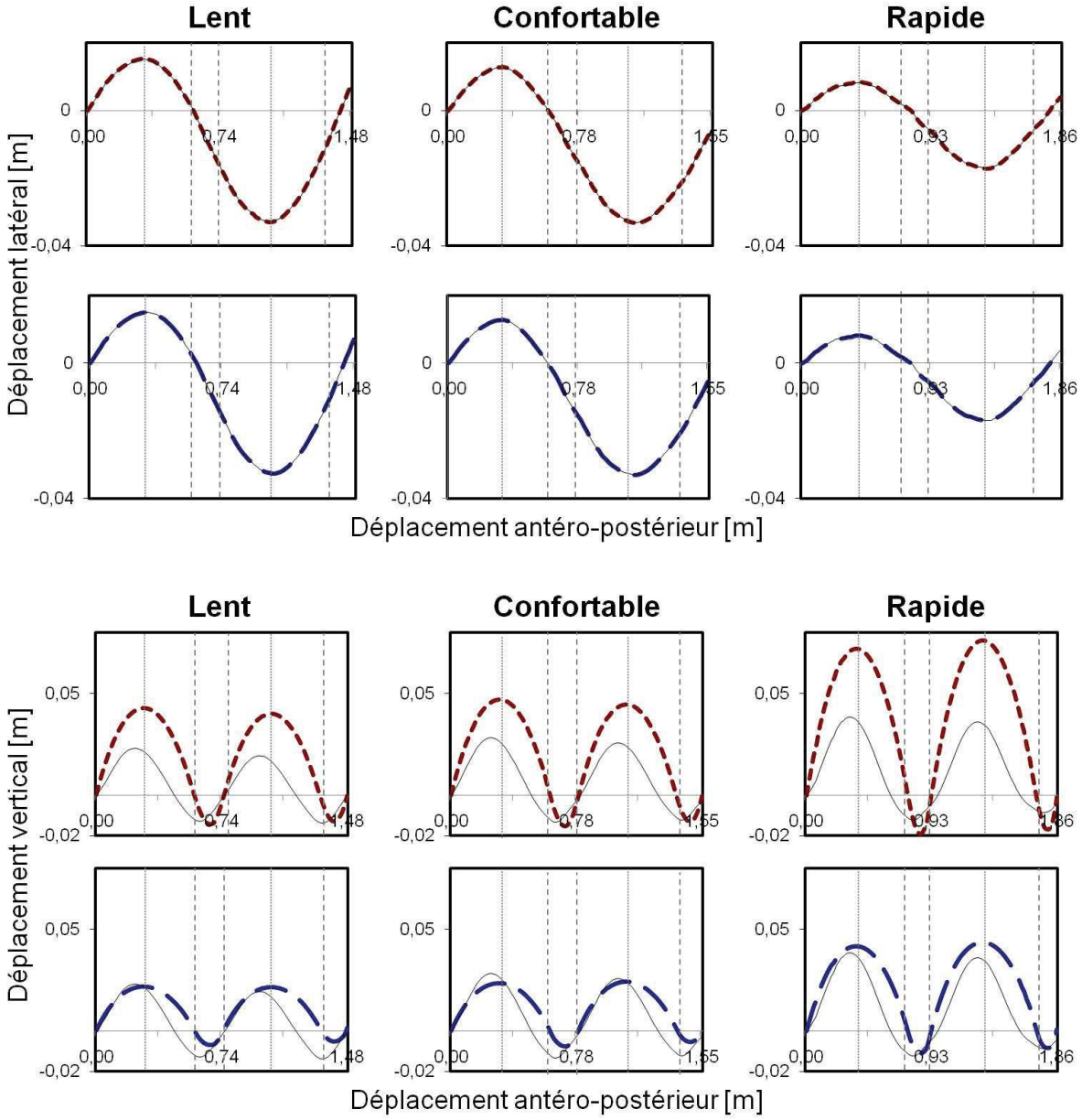


FIGURE 9 – Trajectoires transversale et sagittale du CoM calculées par le modèle pluriségmentaire (traits continus), le modèle de Zijlstra (tirets rouges) et l'EIP3D (tirets bleus). Les tirets verticaux représentent les instants de contact initial et de lever des orteils et les pointillés définissent le milieu de la phase de simple appui.

erreur moyenne de 0,016+/−0,004 m. Par ailleurs, l'introduction du déplacement du CoP sous le pied d'appui diminue l'amplitude de déplacement vertical au cours de la phase de simple appui. Cependant, les lignes de régression de l'amplitude crête à crête de déplacement vertical du CoM (figure 9) montrent une légère sous-estimation, par le modèle

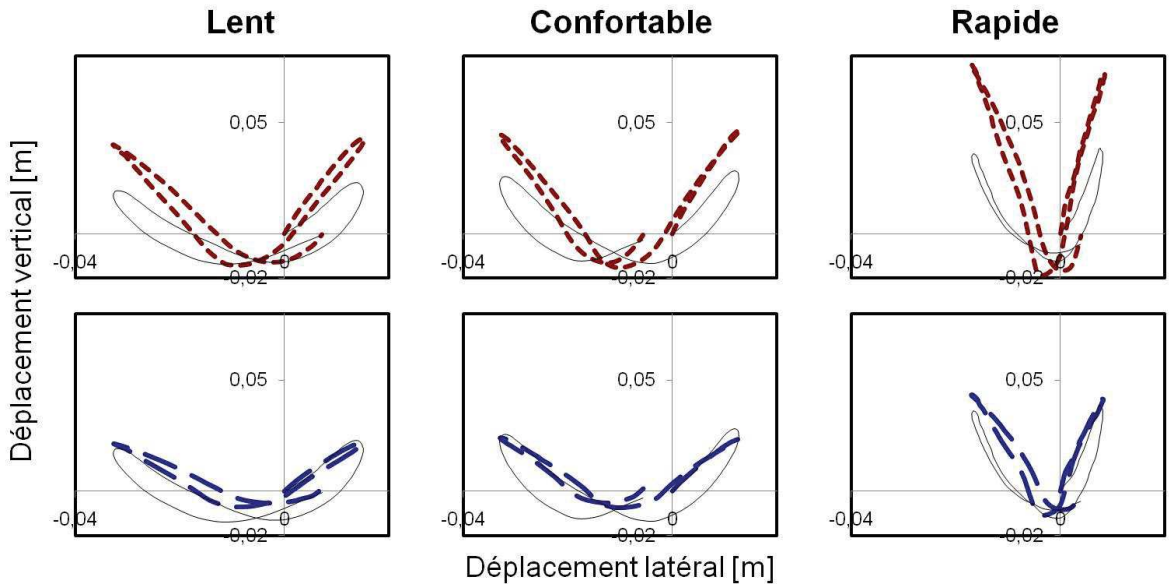


FIGURE 10 – Trajectoire frontale du CoM calculée par le modèle plurisegmentaire (traits continus), le modèle de Zijlstra (traits rouges) et l'EIP3D (tirets bleus).

EIP3D, de cette amplitude par rapport aux données de référence. En fait, pour assurer la continuité de la trajectoire du CoM du modèle à LO, le modèle EIP3D, ainsi que le modèle de Zijlstra, font l'hypothèse d'une marche régulière caractérisée par une trajectoire sinusoïdale parfaite du CoM lors des phases de simple et double appuis. Cette hypothèse n'est pas vérifiée par la trajectoire de référence. Ainsi, le CoM atteint son apogée juste avant le milieu de la phase de simple appui et sa hauteur minimale juste après CI (figure 10). Par conséquent, la modélisation, par un pendule simple, de la trajectoire sagittale lors de la phase de double appui implique une sous-estimation de l'amplitude verticale de déplacement du CoM lors de cette phase. L'amplitude crête à crête de la trajectoire verticale du CoM s'en trouve diminuée. Par ailleurs, comme nous l'avons mis en évidence précédemment, la trajectoire tridimensionnelle du CoM au cours de la marche serait le résultat de l'action conjuguée de plusieurs variables cinématiques (ou déterminants de la marche). L'extension du genou en appui et la flexion dorsale de la cheville intervenant au cours de la phase de simple appui sont responsables d'une augmentation de l'amplitude du déplacement vertical du CoM à cet instant [35]. Donc, la prise en compte de l'action conjuguée du déplacement du CoP sous le pied d'appui ainsi que celle de l'extension du genou en appui et de la flexion dorsale de la cheville permettraient de simuler de manière un peu plus réaliste la trajectoire verticale du CoM, mais présenterait l'inconvénient de complexifier le modèle et d'alourdir le protocole expérimental.

En considérant l'absence de larges différences avec les déplacements de référence du CoM, l'EIP3D semble simuler de façon réaliste au moins le pattern de déplacement du CoM

dans l'espace tridimensionnel au cours d'un cycle de marche sans restriction concernant la longueur et la largeur du pas. Il aurait en plus l'avantage de réduire l'amplitude de déplacement vertical du CoM prédit par le modèle proposé par Zijlstra et des modèles pendulaires de façon plus générale.

7.2 Modèle Pendule Inversé Généralisé (GIP)

L'étude des modèles biomécaniques ont pour objectifs l'implantation sur des robots humanoïdes, et le rapprochement des modèles humain et humanoïde en vue d'une connexion directe. l'EIP présente de nombreux avantages, dont le plus important est d'être plus réaliste que les autres modèles. Mais le fait que le pivot soit mobile rend son implantation sur un robot humanoïde difficile à cause de la difficulté de contrôler précisément la trajectoire du ZMP. Suivant les suggestions de McGeer [61], nous avons recherché le pivot humain de la marche sous le niveau du sol, et obtenu le *Generalized Inverted Pendulum* (GIP) décrit dans cette section (figure 11).

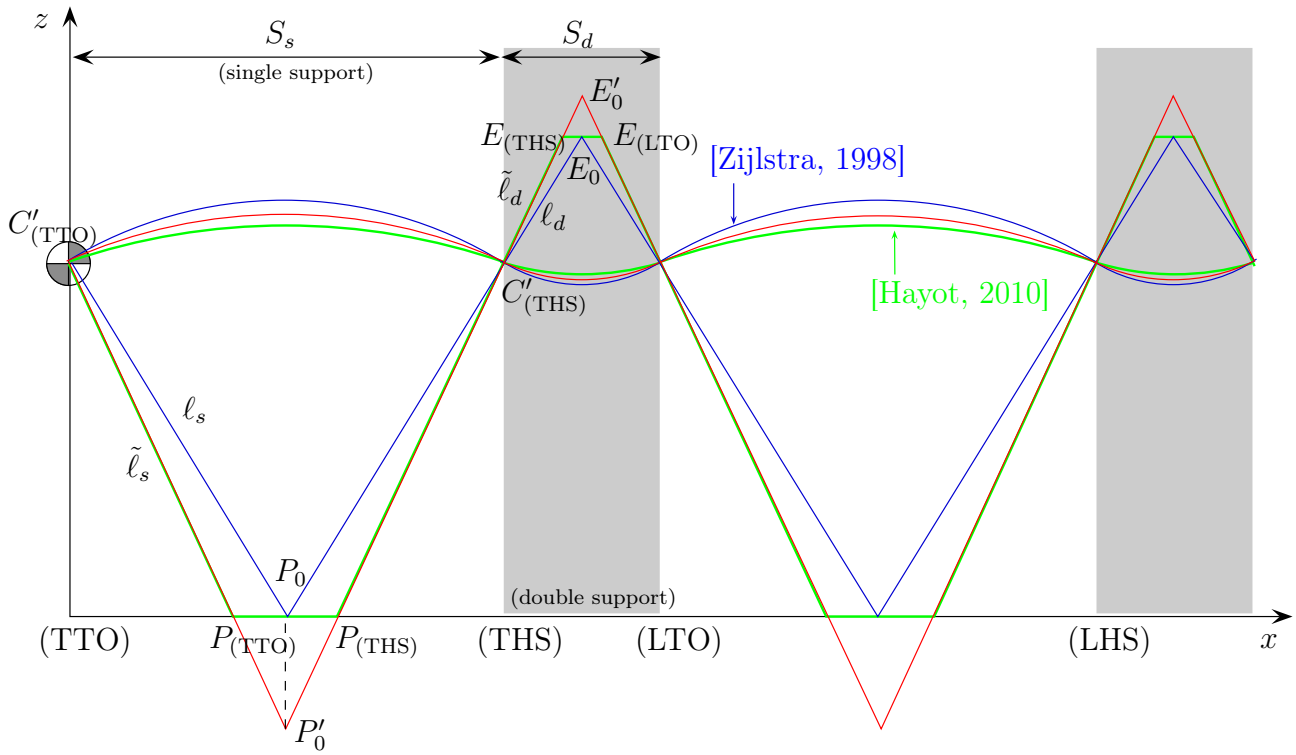


FIGURE 11 – Représentation Pendulaire de la marche normale, projection dans le plan sagittal [107]. L'amplitude de la trajectoire du CoM est surestimée par le modèle Zijlstra [127], sousestimée par le modèle Hayot [37].

A chaque instant, la droite passant par le CoM et le CoP, dite *droite de support dynamique*, est prolongée [107]. Le comportement des droites de support en fonction du temps est

observé pour le simple et pour le double support. La figure 12 illustre ces droites dans le cas d'un simple support, en 3D et dans les trois plans de déplacement (sagittal, frontal et horizontal). On peut observer une zone de convergence très nette dans le plan sagittal, mettant en évidence un pendule inversé humain, situé à environ 37cm sous le niveau du sol pour le sujet observé. Plusieurs études ont alors été effectuées pour comprendre l'impact du déroulé du pied sur le comportement de ces droites, ainsi que les paramètres qui les influencent.

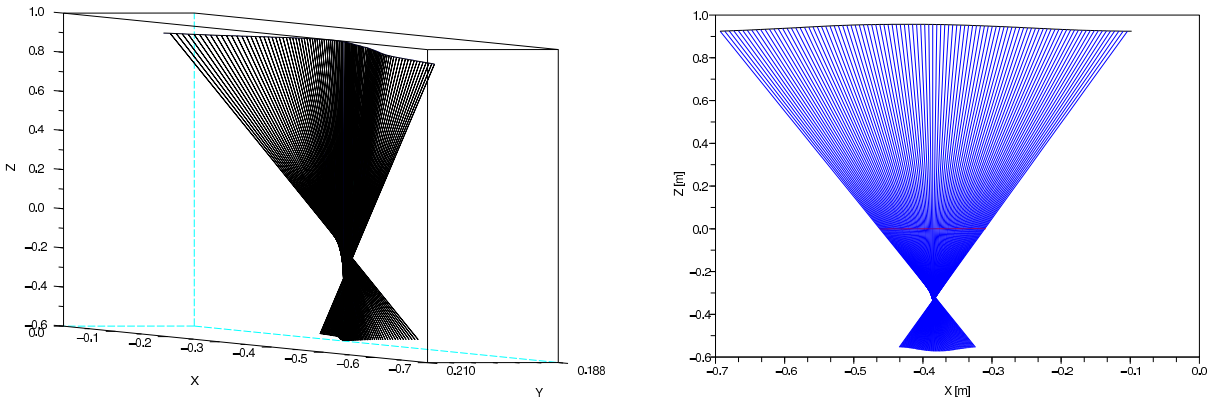


FIGURE 12 – Vues 3D (gauche) et sagittale (droite) des lignes de support au cours d'un simple support. Trajectoire du CoM (ligne noire) et du CoP ($z = 0$) (ligne rouge).

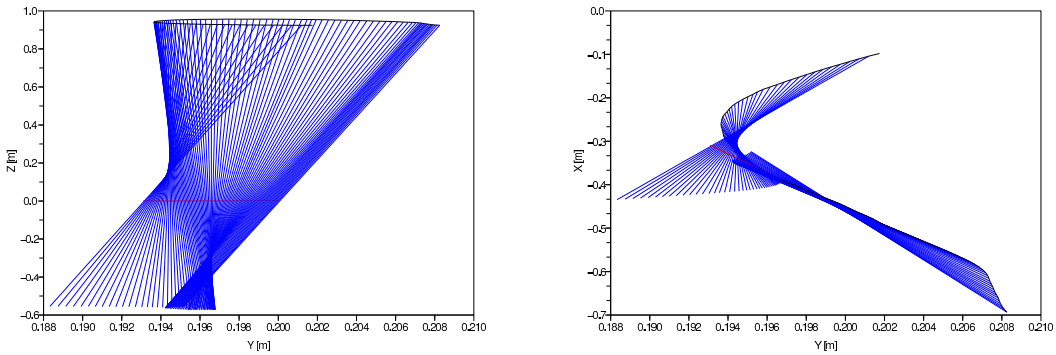


FIGURE 13 – Vues frontale (gauche) et horizontale (droite) des lignes de support dynamique au cours d'un simple support. Trajectoire du CoM et du CoP ($z = 0$).

A partir de cette observation, on peut construire un modèle de pendule inversé avec un point de pivot fixe. Les caractéristiques de ce pendule incluent, par rapport aux pendules classiques type Zijlstra, les composantes en x, y et z de la position du pivot, adaptées au sujet considéré. Un des avantages majeurs, outre la simplicité du modèle, est l'adaptation facile à tout type de marche et à tout type de sujet, puisque les caractéristiques

sont directement liées à la mesure expérimentale. On s'affranchit ainsi de l'approximation pivot au milieu du simple support ou de la trajectoire du CoP. Le schéma des lignes de support dans les autres plans de déplacement (horizontal et frontal) est moins évident à interpréter. Les comportements des lignes de support dans ces deux plans sont illustrées par la figure 13. On remarque que ces droites de support sont quasiment parallèles dans le plan frontal, et offrent un schéma complexe dans le plan horizontal. Une analyse géométrique montre qu'en général ces droites ne se coupent pas en trois dimensions, et la zone de convergence, bien que petite, n'est pas réduite à un point comme on pourrait l'espérer en observant la figure 12. Nous avons défini le point de pivot instantané comme le point le plus proche entre deux droites adjacentes, et observé le comportement au cours d'un simple support de ces distances minimales entre deux droites consécutives ainsi que leur positionnement, nous en reparlons dans la section suivante.

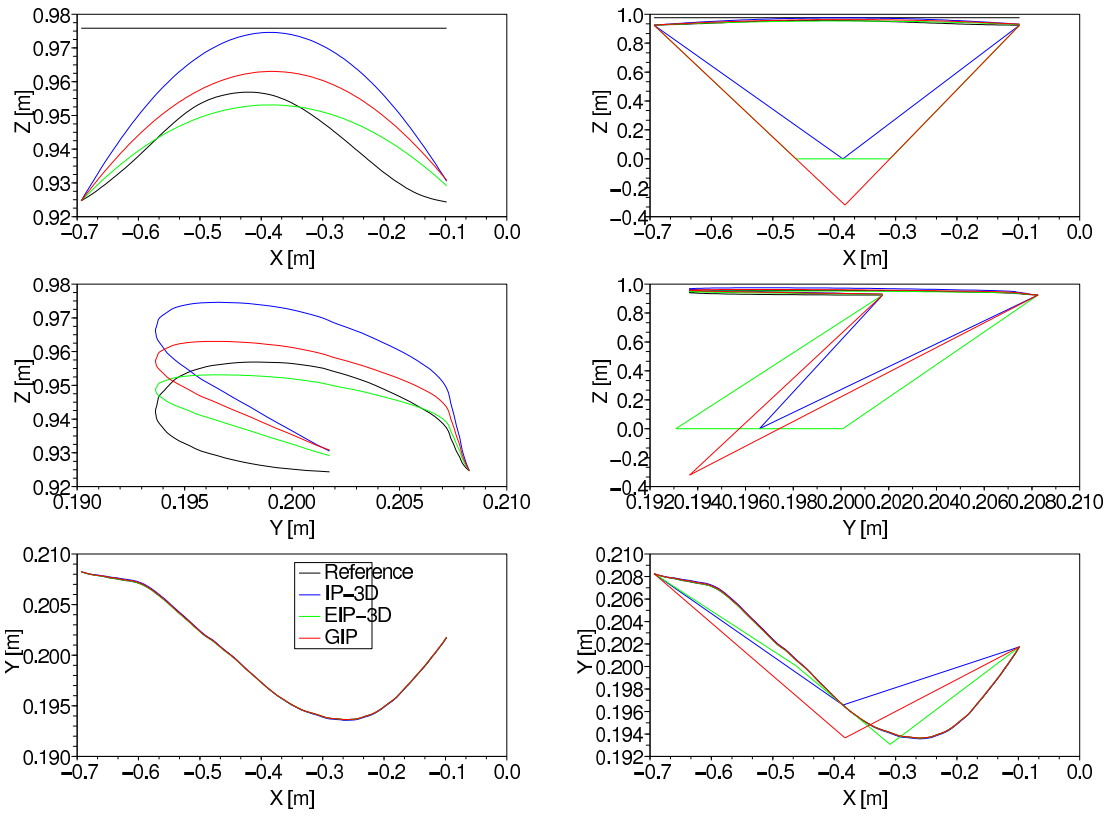


FIGURE 14 – Trajectoire de référence du CoM (ligne noire) et ses approximations par le modèle Zijlstra (ligne rouge), EIP-3D (ligne bleue) et GIP (ligne verte). Les figures de la colonne gauche sont un agrandissement des trajectoires du CoM.

Du point de vue du modèle utilisé, nous avons comparé la trajectoire réelle du CoM (modélisation plurisegmentaire) avec les trajectoires estimées du CoM par les trois modèles abordés : Zijlstra, EIP-3D et GIP. Les résultats sont illustrés par la figure 14 pour un sujet

dans les trois plans de déplacement (sagittal, frontal et horizontal). La colonne de droite montre la position des pivots, la longueur des leviers (tous constants) et les trajectoires des modèles. La colonne de gauche fait un zoom sur les trajectoires des CoM. On peut remarquer qu'alors que le modèle Zijlstra surestime grandement l'amplitude du CoM et que le modèle EIP-3D la sous-estime, le modèle GIP se situe approximativement entre les deux précédents. les statistiques sur différents sujets montrent que les résultats obtenus par le GIP reste le plus proche de la trajectoire réelle du CoM, tout en conservant la simplicité du modèle pendule inversé classique. La mesure des distances minimales entre deux droites de support consécutives n'excède jamais 0.3 mm, comme l'indique la figure 15. Par ailleurs, les variations de ces distances minimales illustrent les transferts dynamiques vécus pendant le simple support : le premier palier situé à 0.07mm correspond à la rotation autour du talon, l'oscillation autour de 0mm correspond à la phase où le pied est à plat et au passage du membre opposé de l'arrière vers l'avant, puis l'augmentation quasi-linéaire correspond à la rotation autour des orteils et à la phase de propulsion.

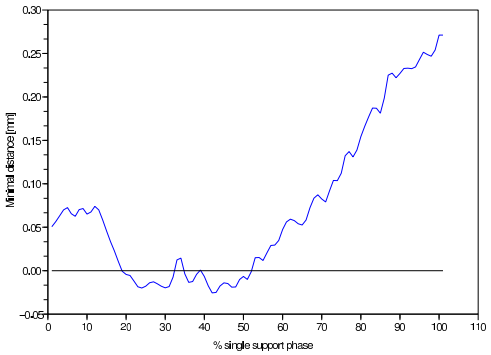


FIGURE 15 – La distance minimale entre deux droites de support consécutives n'excède pas 0.3mm au cours du simple appui.

Ces observations illustrent une distinction fondamentale avec les deux autres modèles, car le GIP traduit, par le comportement des droites de support, la dynamique de la marche, alors que l'IP (Zijlstra) et l'EIP-3D illustrent uniquement sa cinématique. Une conséquence directe, observée lors des relevés expérimentaux, est une plus grande sensibilité aux mesures. Contrairement à l'IP et L'EIP-3D, le moindre déséquilibre des sujets était immédiatement observable sur le comportement des droites de support. Cette caractéristique ouvre des perspectives plus importantes pour ce modèle, qui pourrait servir d'évaluation de la marche normale ou pathologique puisque la manière dont le sujet assure son appui est visible au travers du modèle. Une étude plus poussée du comportement du pivot instantané a été réalisée et est exposée ci-après.

7.2.1 Pivot instantané

Les droites de support dynamique ne se coupent pas en 3D, cependant elles passent très prêt des droites des instants adjacents. Le point de pivot instantané est défini comme le point le plus proche entre deux droites de support adjacentes [22, 23, 107]. La distance minimale entre deux droites est donc recherchée, le pivot instantané est positionné au milieu de cette distance minimale. La figure 16 illustre le déplacement du pivot instantané au cours du simple appui. Les tirets noirs représentent les distances minimales (la longueur des tirets traduit la valeur de ces distances), leur position dans l'espace correspond à celle d'un pivot instantané. Aux bords du simple support, les pivots instantanés sont situés à 27cm sous le niveau du sol, et atteignent 34cm d'enfoncement vers le milieu du simple support, décrivent dans le plan sagittal une trajectoire en V caractéristique (nous en reparlons dans la section suivante). L'amplitude de déplacement vertical est la plus importante, car selon l'axe frontal l'amplitude est de 2cm, et selon l'axe latéral de 8mm.

Afin de déterminer la meilleure méthode pour choisir la position d'un point de pivot commun à l'ensemble du simple support, nous comparons les différentes manières d'obtenir ce pivot. Nous avons effectué une moyenne pondérée de l'ensemble des distances minimales, placée selon une position moyenne, qui est représentée en rouge sur le figure 16. Nous avons aussi représenté la distance minimale entre la première et la dernière droite du simple support (en bleu), et son point de pivot situé au milieu de cette distance. On remarque que dans les plans frontaux et horizontaux, les points de pivot calculés par ces deux méthodes sont très proches, situés environ au milieu du simple support. La plus grande différence est dans le plan sagittal, avec un peu moins de 2mm d'écart, et des pivots situés vers l'avant du simple support. Nous pouvons donc déterminer facilement la position du pivot en observant uniquement la première et la dernière droite de support dynamique, ce qui nous affranchit d'un calcul statistique sur l'ensemble du simple support [107].

7.2.2 Déroulé du pied

Le déroulé du pied humain ne se fait pas de manière linéaire au cours du simple support, du fait de la forme même du pied : à l'impact, le pied tourne autour du talon (le CoP est quasiment immobile sous le talon), puis le pied à plat transfert rapidement le poids de l'arrière vers l'avant (le CoP suit une trajectoire quasiment en ligne droite du talon jusqu'au orteils), enfin le pied tourne autour des orteils pendant la phase de propulsion (le CoP reste quasiment au même point pendant cette phase) [22]. En revanche, le pied humanoïde est le plus souvent de forme plate, et ne dispose pas d'une capacité à contrôler la rotation autour du talon, ni de la puissance suffisante pour générer une propulsion au niveau des orteils. Il est souvent déposé à plat sur le sol dès l'impact et jusqu'au décollement, et le contrôle de la trajectoire autre que linéaire est difficile du fait des incertitudes sur sa mécanique.

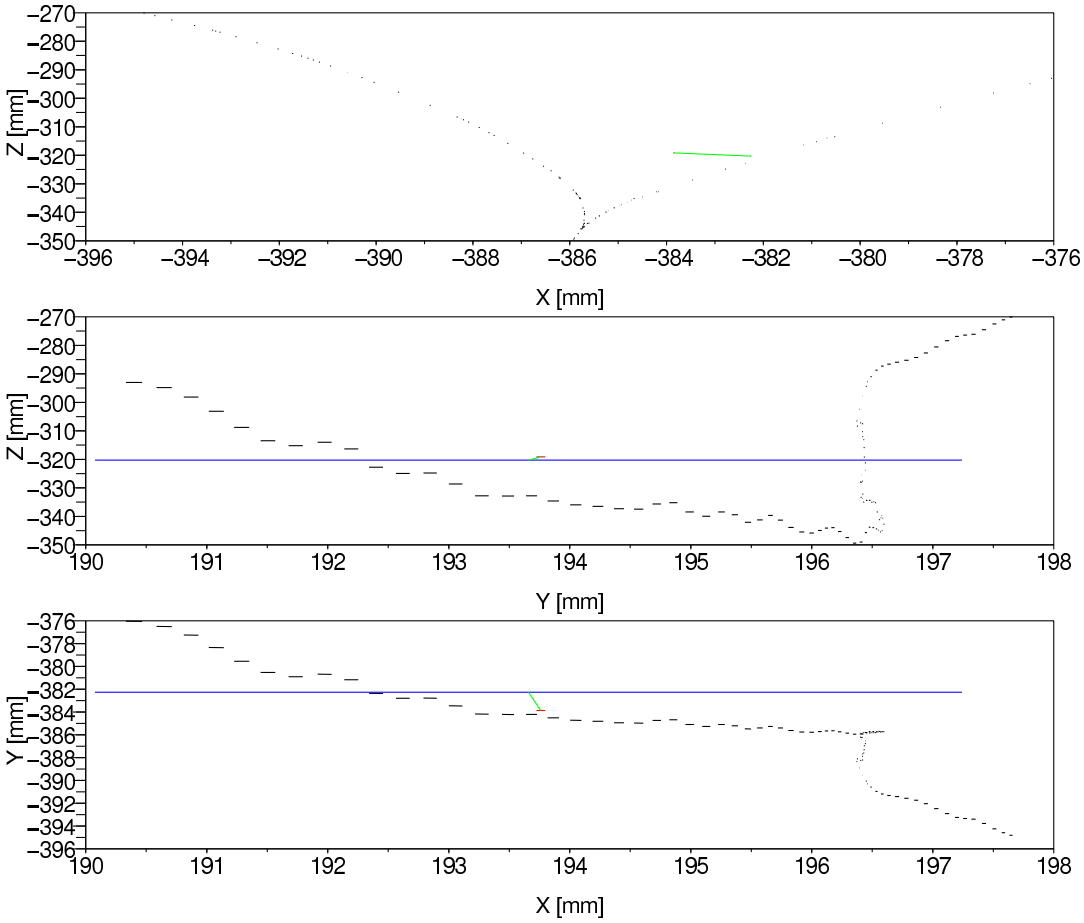


FIGURE 16 – Trajectoires des pivots instantanés au cours d'un simple support. Tirets noirs : distances minimales entre deux droites de support consécutives ; ligne rouge : moyenne pondérée de ces distances ; ligne bleue : distance minimale entre la première (TTO) et la dernière (THS) ligne de support du simple appui. Ligne verte : distance entre les points de pivots rouge et bleu.

Nous avons étudié les effets du déroulé du pied sur la dynamique de la marche au cours du simple support, en linéarisant la trajectoire du CoP par rapport au temps [22]. Cette linéarisation est équivalent à marcher avec des sabots rigides, pied à plat sur le sol, et se rapproche du cas robotique. La figure 7.2.2 illustre les effets principaux de cette linéarisation : à gauche est observable le comportement des droites de support avec déroulé du pied (impact sur talon, rotation, pied à plat, rotation autour des orteils et propulsion). A droite est le comportement des droites de support lorsque la trajectoire du CoP est linéarisée. L'effet le plus visible touche à la trajectoire du point de pivot instantané. Dans le cas où la trajectoire du CoP n'est pas linéarisée, la trajectoire du pivot instantané est en forme de V caractéristique de tous les sujets observés, dont les branches partent du niveau du sol (impact du talon et propulsion des orteils), et la pointe se situe à peu près

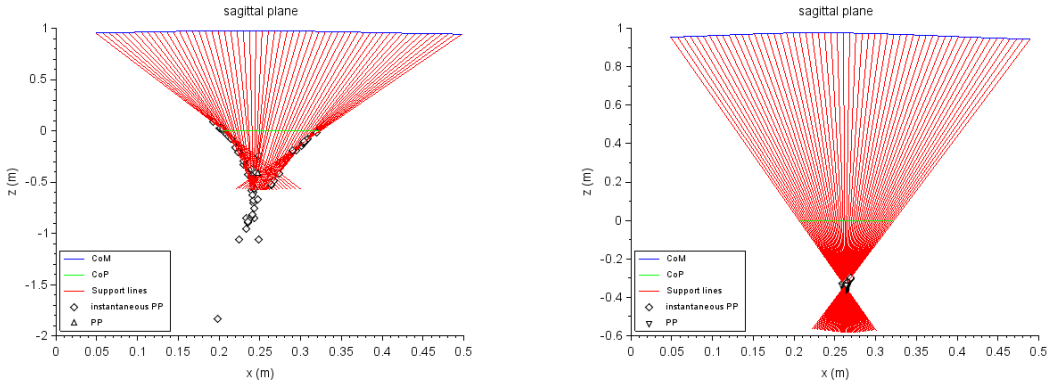


FIGURE 17 – Comportement des droites de support au cours d'un simple support dans le plan sagittal, utilisant la trajectoire réelle du CoP (gauche) ou une trajectoire linéarisée (droite).

au milieu du simple support. Les différents sujets observés montrent que les caractéristique de cette forme en V sont l'orientation des branches et la profondeur de la pointe (figure 18, gauche). Dans le cas d'une trajectoire du CoP linéarisée, le comportement des droites met en évidence une forme de pendule inversé très nette (figure , droite), la zone de convergence se réduit quasiment à un point. Cependant, en observant plus précisément cette zone de convergence des droites de support comme illustré sur la figure 18 droite, on voit que la forme caractéristique en V est conservée, bien que plus petite, et dont les caractéristiques sont cette fois le positionnement dans le plan sagittal.

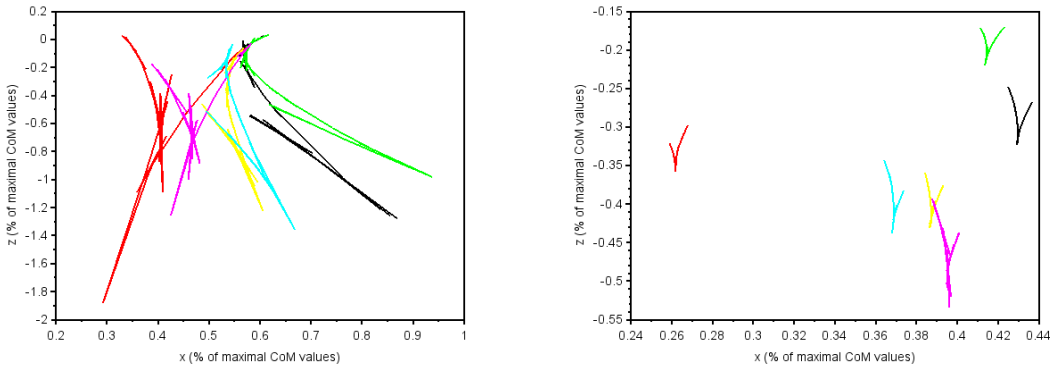


FIGURE 18 – Trajectoires des pivots instantanés au cours d'un simple support dans le plan sagittal, pour 6 sujets, utilisant la trajectoire réelle du CoP (gauche) ou une trajectoire linéarisée (droite).

La trajectoire du pivot instantané au cours du simple support est riche d'informations

sur la manière dont le sujet gère ses interactions avec l'environnement [23]. Elle est fortement impactée par la vitesse de marche, la morphologie du sujet, son état psychique, un déséquilibre éventuel. La marche des 6 sujets observés a été mesurée sur un chemin de marche, où les pieds doivent à moment donné être placés sur les plate-formes. Cette obligation a rendu inutiles beaucoup d'essais du fait du déséquilibre lié à la demande de précision sur le placement des pieds, alors que dans les modèles pendulaires classiques, uniquement basés sur la cinématique, le déséquilibre n'était pas observé, ni même sur les courbes observées séparément du CoP seul et du CoM seul. C'est donc bien la coordination du comportement de ces deux points qui donne des indications majeures sur la façon dont l'équilibre (le déséquilibre) humain est géré pendant la marche. Ce modèle, de par sa précision, pourrait être utilisé efficacement pour évaluer les pathologies de la marche, au travers des trajectoires du pivot instantané.

Ces travaux sont fondamentaux dans le potentiel qu'ils offrent de la compréhension de l'équilibre humain. Cependant, les mesures expérimentales devront être faites spécifiquement sur un tapis de marche instrumenté, afin de garantir la marche établie et l'absence de déséquilibre du aux contraintes de l'environnement expérimental. Nous continuerons ces travaux dans ce sens.

7.2.3 Double support

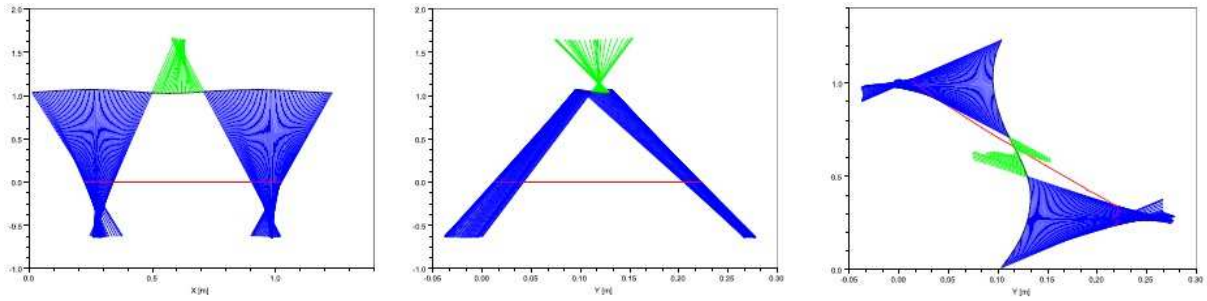


FIGURE 19 – Droites de support dynamiques pour deux simples et un double support dans le plan sagittal (gauche), frontal (centre) et horizontal (droite).

Dans les trois modèles abordés, la phase de double support est reconstruite par projection homothétique de rapport $-S_d/S_s$. Dans l'hypothèse d'une marche établie et supposée symétrique, cela permet d'établir un modèle continu entre simples et doubles support adjacents, avec une meilleure approximation de la trajectoire estimée du CoM pendant le double support. Nous avons observé le comportement des droites de support pendant la phase de double appui, illustré par la figure 19. Encore une fois, le comportement de ces droites met en évidence une forme pendulaire dans le plan sagittal, où la projection homothétique peut même être validée. Par contre, on observe facilement que la position du pivot ne correspond pas à une projection homothétique du simple support précédent

dans le plan frontal, ce point de pivot étant bien plus proche de la trajectoire du CoM et offrant une zone de convergence très nette, qui traduit une rotation pure de la dynamique CoM-CoP dans ce plan. Dans le plan horizontal, on observe même un parallélisme des droites de support, qui traduit un mouvement de pure translation de la dynamique CoM-CoP dans ce plan. Cette figure illustre bien la difficulté d'extraire un modèle simple de la complexité des mouvements générés.

8 Dynamique humanoïde

Les travaux en dynamique humanoïde ont lieu à 1 rapport de thèse de l'Université de Nantes [85], 2 articles en revues internationales [84, 86] et 2 articles en conférences internationales [82, 83].

Les résultats obtenus en dynamique humaine sont exploités ici pour améliorer le modèle pendulaire humanoïde, modèle classiquement utilisé pour la génération de la marche. Ce modèle se base sur le pendule inversé linéaire, avec un point de pivot au niveau du sol et un levier de longueur variable tel que le centre de masse du système, placé à l'extrémité supérieure du pendule, suive une trajectoire en ligne droite horizontale (pendule inversé dit linéaire). Le côté linéaire du modèle résulte en une marche en canard du robot, bien connue (genoux pliés, d'une part pour allonger la longueur du pas tout en respectant la trajectoire en ligne droite horizontale du CoM, d'autre part pour éviter les singularités).

Nos travaux analysent plus précisément les caractéristiques de ce modèle pendulaire inversé, modifiant deux aspects : a) L'introduction d'oscillations verticales du CoM (pendule inversé classique, donc non linéaire) et b) le positionnement du pivot sous le niveau du sol, similairement aux caractéristiques pendulaires humaines mentionnées dans le chapitre précédent. Les travaux débouchent sur une méthodologie de la sélection des critères pendulaires en fonction du robot utilisé, et permettent une réduction de la consommation énergétique pendant la marche jusqu'à 38%. Nous discutons ci-après de ces deux analyses.

8.1 Variations verticales de la trajectoire du CoM

La trajectoire verticale $z(t)$ du CoM, dans notre approche, décrit une sinusoïde dans le plan d'avancement du robot, dont le point culminant est au milieu de l'appui simple et le point le plus bas au milieu du double appui, comme illustré par la courbe bleue sur la figure 20. Les oscillations sont réalisées autour du point médian défini par z_c.

$$z(t) = z_c + \frac{A}{2}\cos(\omega t + \varphi) \tag{9}$$

où A est l'amplitude de la sinusoïde. Une valeur $A = 0$ correspond au modèle LIP précédemment abordé et illustré par la courbe rouge sur la figure 20. $\omega = \pi/T$; T correspond à la durée d'un pas (simple + double appui). φ est un angle qui dépend de la première phase

du mouvement (Simple Support SS ou Double Support DS). À partir de la définition de la trajectoire du CoM, la longueur du pendule est déduite, et représentée par les lignes pointillées de la figure 20, ici notées r_0 et r_1.

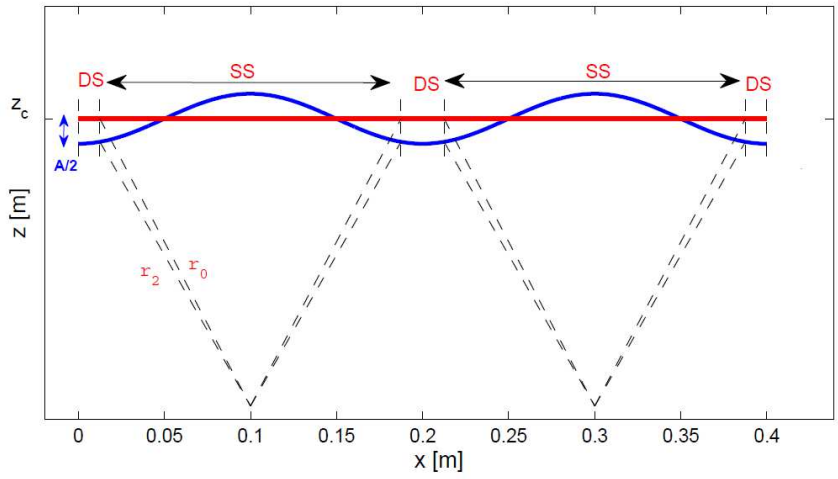


FIGURE 20 – Modification de l'amplitude des oscillations du CoM pendant le cycle de marche.

L'équilibre dynamique du pendule inversé est gouverné par l'équation suivante, où $P = [x_P \ y_P \ z_P]^t$ et $C = [x \ y \ z]^t$ correspondent aux positions respectivement du ZMP et du CoM dans le repère de référence.

$$\begin{cases} x_P = x - \frac{z - z_P}{\ddot{z} + g} \ddot{x} \\ y_P = y - \frac{z - z_P}{\ddot{z} + g} \ddot{y} \end{cases} \tag{10}$$

Dans le cas LIP, le CoM conserve sa hauteur au cours de la marche. Le système différentiel 10 devient linéaire et a une solution analytique. Quand la hauteur du CoM change au cours de la marche, le système d'équations différentielles 10 n'est plus linéaire et il dépend de la fonction $z(t)$. La double dérivation de $z(t)$ permet d'obtenir grâce à l'équation 10 l'expression de l'accélération horizontale $x(t)$ (respectivement $y(t)$) suivante (avec $z_P = 0$) :

$$\ddot{x} = \frac{-\frac{A}{2}\omega^2 \cos(\omega t + \varphi) + g}{z_c + \frac{A}{2}\cos(\omega t + \varphi)} (x - x_P) \tag{11}$$

L'équation différentielle du second ordre est non linéaire et ne possède pas de solution analytique connue. Sans solution triviale, une intégration numérique de $\ddot{x}$ et $\ddot{y}$ est nécessaire.

Une simulation réaliste utilisant le modèle de ROMEO (Softbank Robotics) a été réalisée, et plusieurs valeurs de A ont été testées afin de mieux comprendre l'impact d'une variation d'amplitude du CoM pendant la marche sur la consommation énergétique et

les sollicitations mécaniques des jambes. L'évaluation des résultats porte sur le critère sthénique, les forces de réaction du sol et les couples au cours d'un cycle de marche. Le critère sthénique C_Γ :

$$C_\Gamma = \frac{1}{L_{pas}} \int_{t_0}^{t_f} \Gamma^T \Gamma \, dt \tag{12}$$

est lui-même proportionnel aux couples. Il donne une idée globale sur la sollicitation des moteurs et donc la consommation énergétique. Ce critère minimise les pertes par effet joule et tend a minimiser les amplitudes maximum des couples, par conséquent la réduction du poids des moteurs peut s'envisager.

La figure 21 (gauche) illustre l'évolution du critère sthénique en fonction de l'amplitude A de la composante verticale du CoM. Nous avons considéré des valeurs de A dans l'intervalle [0 0,028]m. Une amplitude de 0,028m est le maximum possible pour l'humanoïde Romeo avec une longueur de pas de 0,4m et une hauteur moyenne du CoM de $z_c = 0,655$m. Dans ce dernier cas, l'angle du genou de la jambe d'appui s'approche de sa limite supérieure au milieu de l'appui simple (jambe d'appui maximalement tendue). Pour rappel,

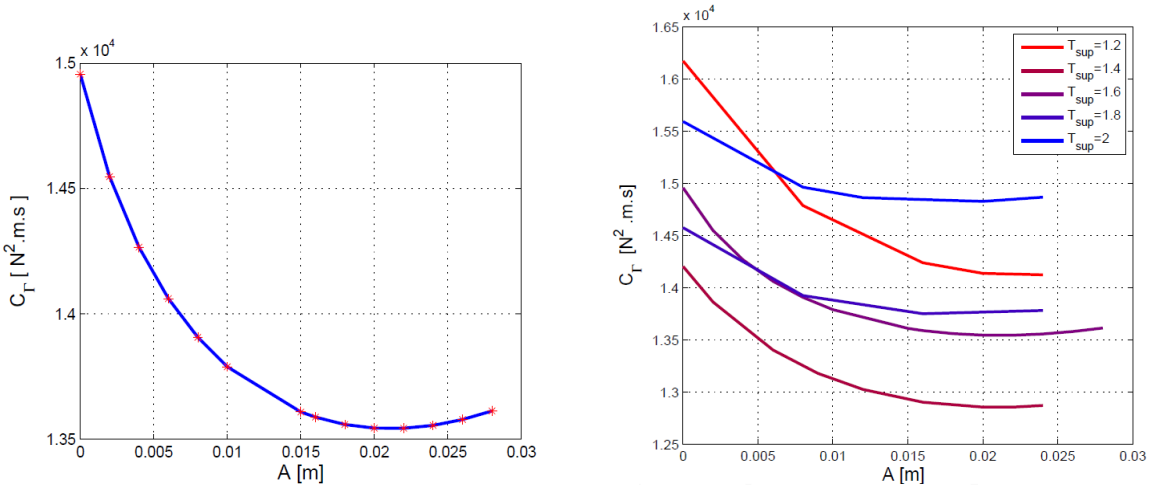


FIGURE 21 – Évolution du critère sthénique pour un cycle de marche en fonction de l'amplitude A (gauche) ; Effet de la durée du pas sur le critère sthénique (droite).

la valeur $A = 0$ correspond au LIP classiquement utilisé pour la commande de la marche humanoïde. Dans un premier temps, le critère sthénique diminue avec l'augmentation de A jusqu'à $A = 0,02$m, puis augmente à nouveau. Pour la valeur $A = 0,02$m, la valeur du critère est réduite de 10 % par rapport au cas $A = 0$. Nous avons modifié la durée de l'appui simple T_s (figure 21) dans l'intervalle [0,5 0,9]s et comparé les valeurs correspondantes du critère afin de vérifier l'existence d'un minimum du critère. La durée du cycle $T_{sup} = T_s + T_{dbl}$, où $Tdbl = 0,1$s est la durée du double appui.

le taux de réduction du critère augmente quand la durée d'appui simple diminue. Les taux de réduction sont de 12,6 %, 10,5 %, 9,8 %, 5,6 % et 5 % pour les durées de cycle de 1,2s, 1,4s, 1,6s, 1,8s, et 2s respectivement. Nous remarquons aussi que le choix de la durée de l'appui simple influence la consommation énergétique. Pour les durées de cycle entre 1,4s et 2s, le critère sthénique est globalement plus petit pour les plus petites durées de cycle. Mais le critère présente des plus grandes valeurs pour $T_{sup} = 1,2$s. Cela veut dire qu'il y a une durée de cycle optimale pour une longueur donnée de pas.

L'évolution du couple quadratique $E_0 = \Gamma^T\Gamma$ au cours du cycle de marche est illustrée sur la figure 22 pour la marche à hauteur constante ($A = 0$), la marche à hauteur oscillante avec l'amplitude qui minimise le critère sthénique ($A = 0,02$m), pour un cas intermédiaire ($A = 0,01$m) et pour ($A = 0,028$m) qui est la valeur maximale de l'amplitude A. Toutes

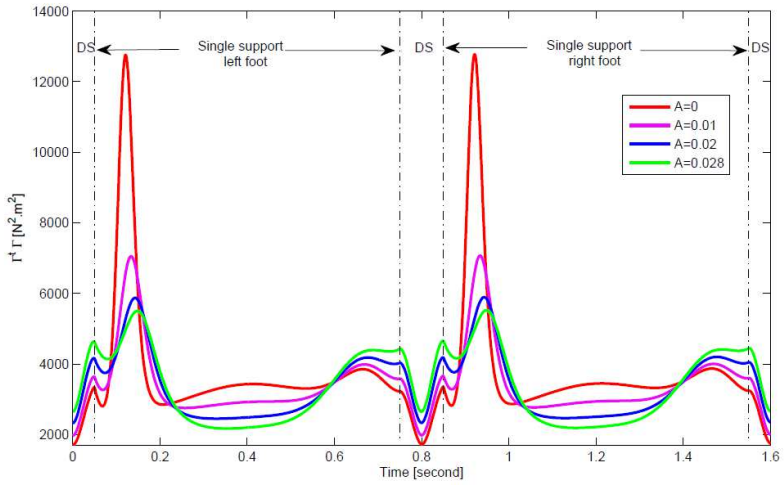


FIGURE 22 – Évolution du couple quadratique au cours du cycle de marche pour quatre valeurs de l'amplitude A.

les courbes de la figure 22 présentent un pic de valeur au début des simples appuis suivi d'une diminution dans les phases de double appui. Les valeurs de E_0 sont plus faibles avec les plus petites amplitudes A pendant les phases de DS. Pendant les phases d'appui simple, cette tendance est inversée, montrant des plus grandes valeurs de E_0 pour les plus petites valeurs de A, sauf à la fin d'appui simple. Ainsi, nous pouvons constater que la sollicitation des moteurs est considérablement réduite pour les plus grandes valeurs de l'amplitude A.

Cette étude a permis de comparer le LIP à une trajectoire d'amplitude variable du CoM pendant la marche, en simulation 3D. Lorsque le CoM est autorisé à osciller pendant la marche humanoïde, nous pouvons observer une diminution des sollicitations articulaires des jambes, avec répercussion énergétique. Entre un CoM évoluant à hauteur constante

et un CoM pouvant osciller dans le plan sagittal, l'observation majeure est une disparition d'un pic de sollicitation forte en début de simple support. L'énergie nécessaire à la génération d'une marche humanoïde peut donc être réduite de 10 %, juste par la libération de l'amplitude verticale du CoM, moyennant une résolution numérique des équations pendulaires. La valeur de l'amplitude des oscillations devra être fixée de manière optimale, car une petite ou grande amplitude n'ont pas le même effet du point de vue de la consommation énergétique. Une analyse du critère sthénique en fonction de l'amplitude montre un minimum local, pour Romeo, avec les paramètres de marche proposés, l'amplitude optimale est à 2cm. En amplitude normalisée, cela correspond à 3,5 % de la hauteur moyenne du CoM, z_c. Une autre caractéristique pendulaire a été analysée : la durée de l'appui simple T_s. Les résultats montrent que le choix de ces caractéristiques influence aussi la valeur du critère sthénique et mettent en évidence l'importance des sollicitations du système. L'analyse du critère sthénique a permis de mieux comprendre leurs influences respectives, et de relever dans les deux cas des valeurs de sollicitation moindres.

Dans ce qui suit, nous allons étudier l'influence de la position verticale du point de pivot sur la consommation énergétique pendant le cycle de marche, en tenant compte des observations réalisées sur la marche humaine.

8.2 Utilisation du GIP

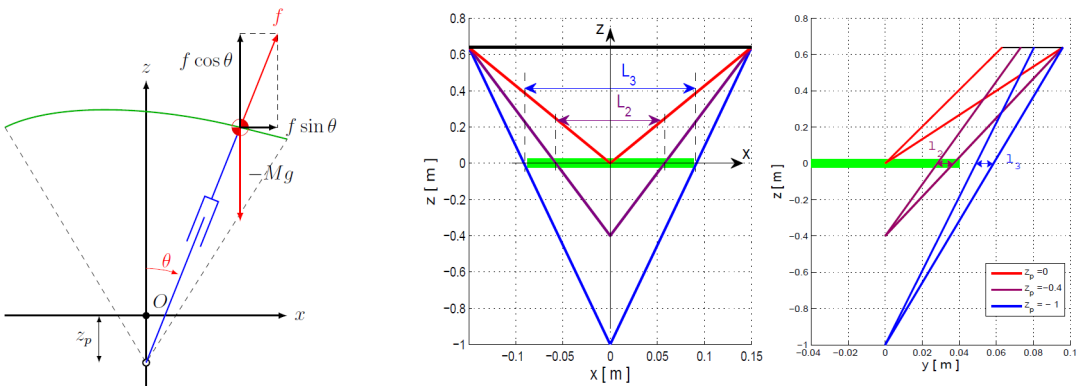


FIGURE 23 – Déplacement du point de pivot pendulaire sous le niveau du sol similairement au GIP.

Dans la poursuite de l'étude des caractéristiques du pendule inversé utilisé pour la commande de la marche humanoïde, nous avons généré un modèle où le point de pivot est placé sous le niveau du sol (figure 23), similairement à celui observé sur le modèle humain (GIP). Le modèle mathématique (10) est adapté et les équations de la dynamique deviennent [84, 86] :

$$x = \frac{z - z_P}{\ddot{z} + g}\,\ddot{x} \tag{13}$$

$$y = \frac{z - z_P}{\ddot{z} + g}\,\ddot{y} \tag{14}$$

Une résolution numérique des équations différentielles est réalisée lorsque $z \neq$ Cnst. Cette variation de la position du point de pivot sous le niveau du sol rencontre les limites physiques du robot : longueur de la jambe, dimensions du pied, etc. (figure 23, droite) qui restreignent l'enfoncement du point de pivot sous le niveau du sol. Cet enfoncement modifie les trajectoires articulaires des jambes [84] et l'amplitude verticale des déplacements du CoM. L'impact sur les couples articulaires des jambes est illustré par la figure 24 pour le membre en appui et la figure 25.

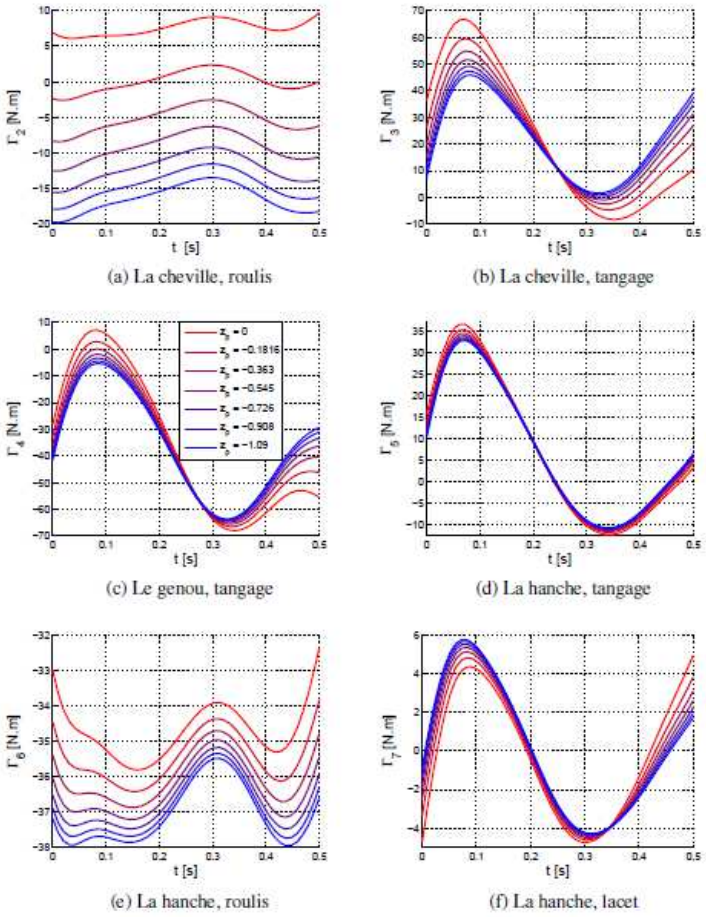


FIGURE 24 – Évolution des couples au cours d'un pas pour 7 valeurs de l'enfoncement z_P du point de pivot dans le sol, pour la jambe d'appui [85].

Sur les figure 24 et 25, 7 valeurs de profondeur du pivot sont illustrées : z_P = 0,-0.1816,-0.363, -0.545, -0.726, -0.908 et -1.09m. Le comportements des couples articulaires pour les différentes profondeurs du point de pivot sont similaires dans l'ensemble. Pour le membre

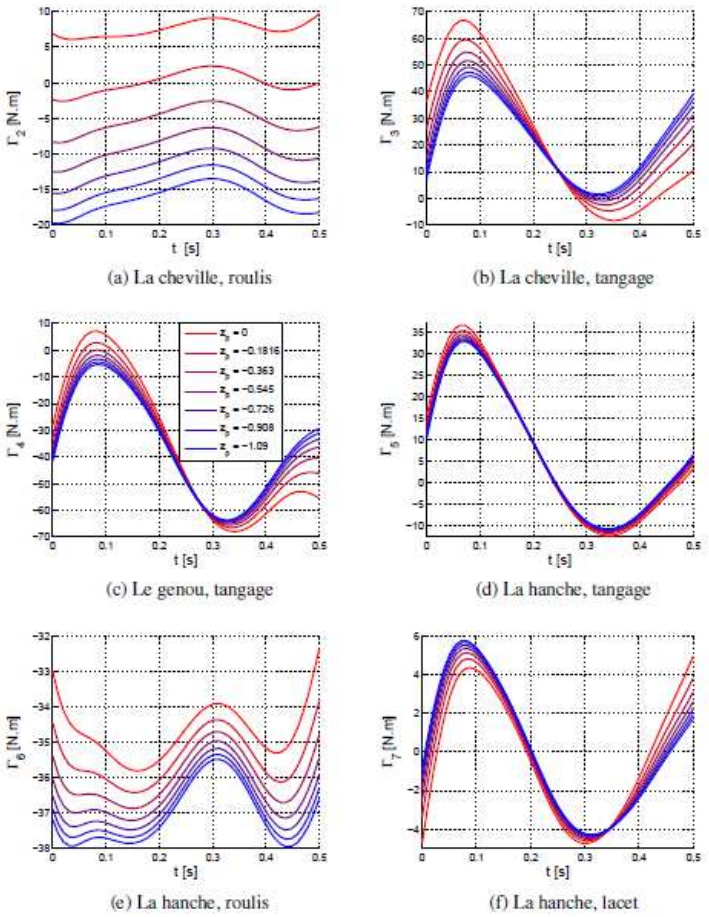


FIGURE 25 – Évolution des couples au cours d'un pas pour 7 valeurs de l'enfoncement z_P du point de pivot dans le sol, pour la jambe oscillante [85].

d'appui (figure 24), les couples de tangage, à la cheville Γ_3, au genou Γ_4 et à la hanche Γ_5 changent de la même façon quand $|z_P|$ augmente : la forme n'est pas modifiée mais les valeurs sont réduites pour les plus grandes valeurs de $|z_P|$. Nous nous fondons sur la plage des valeurs $(\max(\Gamma_i) - \min(\Gamma_i))$ dans la comparaison. Les plages des valeurs de Γ_3, Γ_4 et Γ_5 diminuent de 40%, 22% et 10% respectivement, quand $z_P = -1,09$m par rapport au cas où le point de pivot se situe au niveau du sol.

Le couple de lacet à la hanche de la jambe d'appui Γ_7 est légèrement influencé par la profondeur du point de pivot : Pour $z_P = -0,1819$m, la plage des valeurs de Γ_7 est réduite de 2,7% par rapport au cas d'un point de pivot sur le sol. Pour $z_P = -1,09$m, cette plage des valeurs augmente de 3,5% par rapport au cas d'un point de pivot sur le sol. Les couples de roulis à la cheville Γ_2 et à la hanche Γ_6 ont une tendance différente. Pour les petite profondeur du point de pivot, le couple Γ_2 diminue, puis il commence à croître au delà

d'une certaine valeur de z_P. Parmi les valeurs choisies, le couple Γ_2 est minimisé quand $z_P = -0,1817$m, où Γ_2 est réduit de 83% par rapport à sa valeur pour un point de pivot sur le sol. En revanche, quand $z_P = -1,09$m, le couple Γ_2 augmente de 217% par rapport à un point de pivot sur le sol. Le couple de roulis à la hanche de la jambe d'appui Γ_6, augmente quand $|z_P|$ augmente. Quand $z_P = -1,09$m, Γ_6 augmente de 5% , par rapport au cas d'un point de pivot sur le sol. Pour calculer les pourcentages des couples Γ_2 et Γ_6, nous avons considéré les valeurs à l'instant $t = 0,31$s. L'évolution des couples articulaires des articulations de la jambe de transfert durant un pas est affichée pour les sept valeurs choisies de z_P sur la figure 25.

Le couple de roulis à la cheville de la jambe de transfert Γ_13 présente une réduction importante quand $|z_P|$ augmente. Quand $z_P = -1,09$m, Γ_13 est réduit de 50% au milieu du pas par rapport au cas d'un point de pivot sur le sol (la courbe rouge). Le couple de roulis à la hanche de la jambe de transfert Γ_9 diminue quand $|z_P|$ augmente. Pour $z_P = -1,09$m, Γ_9 est réduit de 36% au niveau des deux sommets ($t = 0,1$s ; $t = 0,4$s) par rapport au cas où le point de pivot es situé au niveau du sol. Les couple de tangage à la cheville Γ_12, au genou Γ_11 et à la hanche Γ_10 de la jambe de transfert sont à peine modifiés. Ils sont légèrement réduits dans le cas de $z_P = -1,09$m. Les taux de réduction sont de 4,45%, 5% et 3,7% respectivement. Le couple de lacet à la hanche de la jambe de transfert Γ_8 présente une réduction quand $|z_P|$ augmente. Quand $z_P = -1,09$m, Γ_8 est réduit de 42% par rapport au cas d'un point de pivot au niveau du sol.

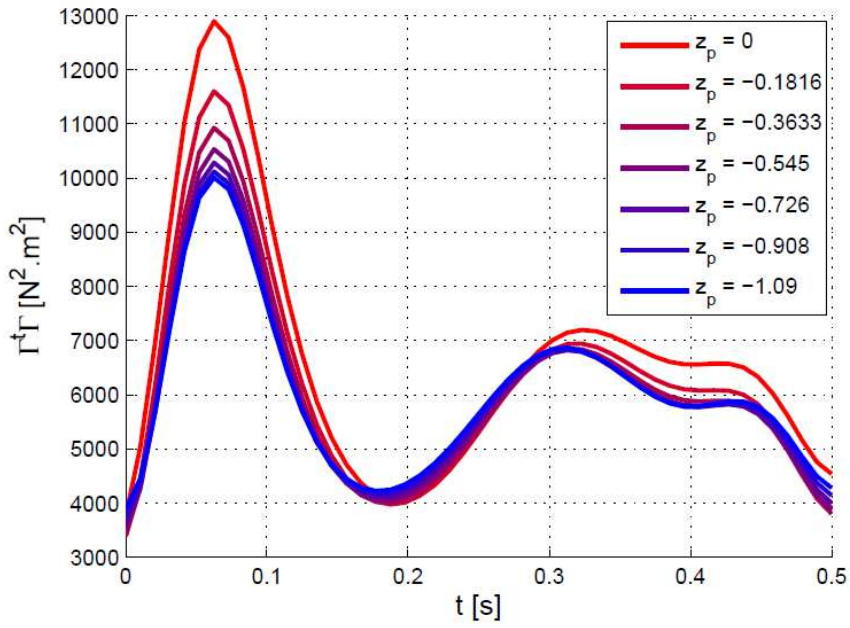


FIGURE 26 – Évolution du couple quadratique au cours du cycle de marche pour quatre valeurs de l'amplitude A.

La figure 26 affiche l'évolution du couple quadratique au cours d'un pas de marche pour sept pendules inversés ayant tous les mêmes paramètres de marche mais avec des profondeurs différentes de point de pivot prises dans l'intervalle [0 -1,09]m. L'influence de la position verticale du point de pivot peut être résumée en deux points :
– Le couple quadratique fait un pic au début du pas. La valeur à ce pic diminue quand la profondeur du point de pivot augmente. Pour $(0 \leq z_P \leq -0,545)$, la réduction du couple quadratique est importante, mais pour $(-0,545 \leq z_P \leq -1,09)$, la réduction est négligeable et les courbes sont très proches l'une de l'autre.
– Dans la seconde moitié du pas, le point de pivot sur le sol $(z_P = 0)$, donne le couple quadratique le plus élevé.

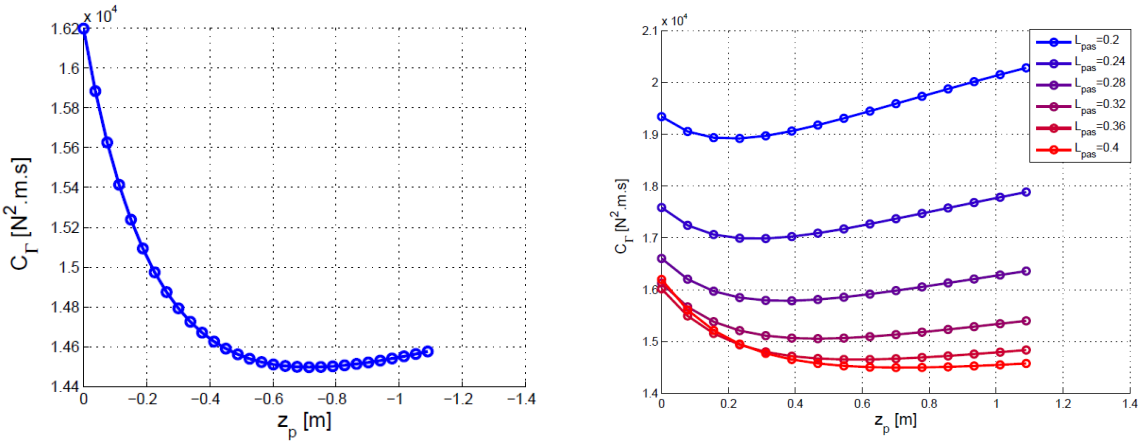


FIGURE 27 – Évolution du critère sthénique en fonction de z_p (gauche) et de la longueur du pas L_{pas} (droite).

Nous utilisons le critère sthénique C_Γ pour évaluer la consommation énergétique du robot en fonction de la profondeur du point de pivot z_P. Nous considérons 30 pendules inversés ayant tous les mêmes paramètres de marche spécifiés dans [85], dont la seule différence est la profondeur du point de pivot différente, prise dans l'intervalle [0 -1,09]m. Le critère sthénique en fonction de z_P est donné sur la figure 27 (gauche), où l'évolution du critère sthénique dans l'unité N^2ms.

Nous remarquons que le critère sthénique diminue quand $|z_P|$ augmente, le critère sthénique atteint un minimum (89,5%) quand $z_P = -0,71$m, puis il commence à croître jusqu'à la limite autorisée -1,09m. Nous pouvons résumer le comportement de C_Γ ainsi :
– Le comportement du critère sthénique est convexe en fonction de z_P.
– L'utilisation d'un pendule inversé avec un point de pivot à $z_P = -0,71$m réduit le critère sthénique de 10,5% par rapport au cas d'un point de pivot sur le sol ($z_P = 0$m).
Pour montrer que la réduction du critère sthénique pour les plus profonds points de pivot que nous avons obtenu pour une combinaison de paramètres de marche, n'est pas un cas particulier, nous considérons six valeurs de la longueur du pas (L_{pas}) prises dans

l'intervalle [0,2 0,4]m. Pour chaque longueur du pas, nous considérons 15 valeurs de z_P prises dans l'intervalle [0 -1,09]m. Les autres paramètres de marche n'ont pas été modifiés. L'évolution du critère sthénique en fonction de la profondeur du point de pivot a été calculée pour chaque longueur du pas. Le résultat est affiché sur la figure 27 (droite). Le comportement général est le même pour toutes les longueurs du pas : le critère sthénique diminue quand la profondeur du point de pivot augmente, il atteint un minimum pour une certaine valeur de zp, puis il commence à croître. Pour les plus grands pas, la réduction maximale du critère sthénique en fonction de z_P est plus importante. Cette réduction maximale est de 10%, 6%, et 1% pour $Lpas$ =0,4m ; 0,32m et 0,2m respectivement. Le second aspect à observer est que la valeur de z_P qui minimise le critère sthénique est plus petite pour les plus petit pas. Nous remarquons aussi que le critère sthénique est plus faible pour les plus grands pas de même durée. Ces conclusions concernent le rôle de la longueur du pas sans modifier la durée du pas et pourront changer dans le cas où la durée du pas est adaptée à la longueur du pas.

Ce chapitre a présenté une méthode de génération de trajectoires de marche en 3D basée sur un pendule inversé ayant un point de pivot sous le sol. Le point de pivot du pendule a été enfoncé au dessous du niveau du sol. Les conséquences de cet enfoncement ont été analysées sur le comportement géométrique du pendule et sur la consommation énergétique du système. Géométriquement, nous avons vu que les oscillations dans le plan frontal diminuent quand la profondeur du point de pivot augmente. La relation entre les dimensions du pied, les dimensions du pas, et la profondeur maximale autorisée du point de pivot a été examinée. Nous avons vu que les pas de longueur et largeur plus petites que la longueur et la largeur du pied respectivement, nous permettent une profondeur infinie pour le point de pivot. En revanche, pour les plus grands pas, il y a une profondeur maximale à respecter. Cette profondeur maximale est proportionnelle aux dimensions du pied.

L'évaluation énergétique s'est fait à l'aide de trois critères : le critère sthénique a montré une réduction raisonnable pour les plus profonds points de pivot avec un minimum local pour une certaine profondeur du point de pivot. Le second critère est le critère d'énergie, il a présenté une réduction monotone quand la profondeur du point de pivot augmente. Le troisième critère est la puissance moyenne, qui a également présenté une réduction monotone quand la profondeur du point de pivot augmente. L'influence de la profondeur du point de pivot a aussi été analysée pour plusieurs longueurs du pas. Nous avons trouvé que le système se comporte d'une façon semblable pour les différentes longueurs du pas. La relation entre le ZMP et la profondeur du point de pivot a aussi été mise en exergue. Nous avons proposé de considérer une marge de sécurité pour garder le ZMP proche du centre du pied.

La suite de ces travaux devra inclure deux points : a) l'utilisation d'une optimisation globale pour la sélection automatique des critères, et b) une validation expérimentale sur

différentes plate-formes robotiques.

9 Imitation des mouvements humain par un robot humanoïde

Les travaux en imitation des mouvements humains par un robot humanoïde ont été portés 1 thèse et 2 stages de master 2, ils ont donné lieu à 1 article en revue internationale et 4 articles en conférences internationales.

L'imitation des mouvements humains peut consister en une simplification de la génération de trajectoires et de la programmation de comportements robotiques complexes [109]. Elle permettrait de gérer la redondance du système robotique en se basant sur l'exemple humain.

L'imitation en temps réel ou non des mouvements humains par des robots humanoïdes sous contrainte d'équilibre est un sujet encore peu abordé dans la littérature internationale. Les problèmes touchent principalement à la dynamique, puisque l'inertie des deux systèmes est très différente et l'équilibre du robot imitant est constamment menacé. Dans le cas hors-ligne (chapitre 9.3), nous avons utilisé en premier lieu une optimisation globale, modifiant soit les trajectoires pour respecter les contraintes dynamiques du robot, auquel cas la coordination des mouvements imités n'est pas respectée, soit le temps de réalisation de ces trajectoires, les accélérant ou les ralentissant pour influencer la dynamique, soit un mixte des deux approches. L'optimisation ne permettant pas une application en temps réel, pour les trois cas cités nous avons mis en place une commande en suivi, hors ligne aussi mais potentiellement extensible au cas en temps réel. Dans le cas temps réel (chapitre 9.2), une transcription directe du mouvement est nécessaire. Nous avons proposé une solution efficace, avec validations expérimentales et nombreuses démonstrations sur les robots humanoïdes NAO (petite taille) et ROMEO (taille humaine), puis sur BAXTER (2 bras robotiques), en nous basant sur la redondance de la cinématique inverse du système et la hiérarchisation des tâches. Ceci nous a permis de réaliser des mouvements quelconques, dans la limite des limites articulaires du robot utilisé, tout en maintenant l'équilibre. Le changement de pied de support en temps réel a aussi été résolu, en vue de la réalisation d'une marche par imitation en temps réel. Avant de décrire les approches temps réel (chapitre 9.2) et différé (chapitre 9.3) par optimisation ou par commande en suivi, nous passons rapidement en revue les points délicats de la conversion des mouvements ainsi que les recherches existantes (chapitre 9.1).

9.1 Imitation ?

L'imitation des mouvements constitue un apport majeur dans l'apprentissage social. Grâce à l'apprentissage par l'imitation, un robot peut posséder un apprentissage moteur efficace,

un contrôle moteur modulaire et une exécution autonome des tâches. Si cette fonctionnalité est intégrée dans la boucle perception-décision-action, le robot humanoïde accélérera l'apprentissage pour effectuer une tâche complexe dans un système de moteurs à grande dimension. Cependant, l'imitation du mouvement des êtres humains par des robots humanoïdes doit respecter les différences cinématiques et dynamiques entre les deux systèmes. Nous allons d'abord définir et caractériser l'imitation du mouvement humain par un robot humanoïde. Ensuite, un examen des approches existantes pour aborder les sous-problèmes du processus d'imitation sera exposé, qui permettra de mieux comprendre les contributions apportées.

9.1.1 Définition et caractéristiques de l'imitation

L'imitation est décrite comme un processus d'apprentissage social qui consiste à reproduire, se souvenir et optimiser un comportement en observant les autres en train de le faire (Larousse). Cette capacité est inclue dans les mécanismes d'apprentissage pour acquérir des connaissances à partir d'une référence observée : l'imitation est donc la base du transfert de compétences chez l'humain [11]. Dans le cas d'un robot qui n'a pas de connaissance de l'environnement ni de la tâche à exécuter, l'apprentissage par l'observation pourrait être la manière la plus intuitive et la plus puissante de lui transférer les compétences des êtres humains. On peut spéculer sur un système artificiel capable d'apprendre par réplication les actions à effectuer plutôt que les programmer manuellement. De nombreux avantages en résulteraient, outre l'affranchissement de l'intervention humaine [94] : gérer la redondance du système, améliorer la coordination des mouvements, augmenter l'autonomie ou les modes de communication du robot, répliquer des actions ou des enchaînements d'actions complexes, générer des mouvements d'aspect plus naturel.

Le processus d'imitation du mouvement peut être divisé en trois étapes principales : la Perception, la Synthèse (menant à la décision) et l'Action [70, 69]. La **Perception** correspond à l'acquisition des caractéristiques des mouvements humain que l'on souhaite reproduire (configurations, trajectoires, forces, etc.) ainsi qu'aux caractéristiques physiologiques du sujet dont l'on souhaite reproduire les mouvements (entrées). La **Synthèse** consiste à post-traiter les données brutes de mouvement humain afin de faire correspondre La cinématique et la dynamique du robot humanoïde utilisé. L'**Action** est la performance du mouvement robotique ; cette partie est gérée par le contrôle du robot (sorties).

L'imitation d'un comportement contient deux parties : la tâche à réaliser (par exemple attraper un objet) et la manière dont cette tâche est réalisée (par exemple l'attraper avec la main droite). Dans la littérature, l'imitation des mouvements humains par un robot humanoïde correspond généralement à la transcription d'une caractéristique du mouvement : soit les trajectoires et leurs dérivées, soit les forces d'interaction, etc. On se concentre donc sur la reproduction de la manière de réaliser une action. Il est très rare que la réalisation de l'action elle-même soit considérée. L'utilisation de l'optimisation peut consister en une

solution acceptable pour s'acquitter des deux parties, mais cette méthode est longue et coûteuse en temps de calcul, comme nous le verrons par la suite. Une alternative consiste à décomposer un scénario en une succession de sous-tâches isolées, appelées *primitives de mouvement*. Il s'agit essentiellement de séquences d'action pour atteindre un sous-objectif particulier, indépendamment de l'objectif complet. Ces primitives de mouvement peuvent être enregistrées dans une bibliothèque, et rejouées dans n'importe quel ordre pour générer de nouveaux comportements complexes avec entrées particulières [54]. Une fois les primitives d'action apprises, la génération d'un comportement imitant peut être bien plus rapide que dans le cas de l'optimisation. Mais seule la tâche est réalisée cette fois-ci, et non la manière.

Imitation orientée Tâche vs. Imitation orientée Action.

Observons deux personnes qui s'immiscent dans un environnement défini. Le démonstrateur agite la main et l'imitateur fait de même en conséquence. Ici, l'action est copiée littéralement pour atteindre l'objectif. Maintenant, le démonstrateur lève un livre à côté de lui et le place sur une table devant lui. Le but de l'imitateur est beaucoup plus compliqué. Il dépend de l'emplacement du livre et de la table (environnement), ainsi que de la position ou l'état de l'imitateur. Si l'imitation repose uniquement sur l'imitation de la tâche effectuée par le démonstrateur, l'imitateur doit trouver le livre et le placer sur la table. Au moyen des actions réalisées, le démonstrateur et l'imitateur sont très différents. Mais, au moyen d'une tâche effectuée, ils sont similaires. Sur la base de cet exemple, nous pouvons classer l'imitation par action ou tâche.

Une **imitation basée sur la tâche** consiste à répliquer une tâche de référence quelle que soit la manière dont la tâche est effectuée. Le robot doit observer la tâche (Observation), identifier la tâche à accomplir (Représentation) et répliquer la tâche par lui-même en trouvant la solution la plus réalisable dans son propre espace de configuration (Reproduction).Une **imitation basée sur l'action** consiste à reproduire aussi exactement que possible le mouvement de référence sans se soucier de la réalisation d'une tâche.

L'imitation basée sur la tâche est utilisée dans le domaine de l'apprentissage : l'imitation vise à améliorer la vitesse de l'apprentissage du robot en utilisant les connaissances initiales, les connaissances acquises dans les démonstrations précédentes et les connaissances acquises lors de la démonstration actuelle. La théorie de l'apprentissage de renforcement utilise ce processus pour identifier et choisir le mouvement approprié pour effectuer une tâche [99, 100]. La tâche est identifiée par son invariance sur plusieurs démonstrations. Cela permet au robot de diverger de la variante lorsqu'il existe des contraintes sur les articulations, l'évitement des collisions ou l'équilibre. La plupart des recherches utilisent une représentation probabiliste telle que le modèle bayésien [57, 113], le modèle de Markov [42] ou l'encodage probabiliste avec le modèle de mélange gaussien [68] pour coder l'information moyenne et variante d'un mouvement. De cette façon, le robot ne trouve

pas seulement la solution faisable pour effectuer la tâche en cours, mais apprend également à s'adapter à une nouvelle situation où l'élimination des collisions, les limites des articulations et la dynamique du système doivent être réalisées.

Imitation hors ligne vs. Imitation en ligne ou temps réel :

L'approche temps réel (ou en ligne) se base sur la manipulation des données cinématiques (trajectoires, vitesses et accélérations articulaires), le modèle cinématique offrant une relation linéaire entre les variables opérationnelles et généralisées, donc facilement inversible. Cette approche a été particulièrement utilisée pour les mouvements du haut du corps. La gestion de l'équilibre du robot doit être traité séparément avec une représentation dynamique nécessitant du temps de calcul. Les approches développées expérimentalement utilisent principalement un contrôleur spécifique au calcul de l'équilibre éventuellement couplé à un apprentissage et qui minimise les écarts entre les trajectoires capturées de l'humain et celles envoyées au robot [125, 18, 65, 96, 21]. Nous avons réussi une imitation en temps réel et sans contrôleur additionnel, en utilisant la cinématique inverse et la spécification de tâche priorisées [91, 105]. Cette dernière approche est développée dans le chapitre 9.2.

Pour l'approches hors-ligne, les trajectoires humaines sont post-traitées pour réaliser un mouvement robotique issu d'un compromis entre la modification du modèle et l'équilibre de la structure. Le temps de calcul est long, et les comportements générés ne s'adaptent pas en cas de contrainte inattendue au cours de la réalisation du mouvement robotique. L'essentiel des approches (expérimentales) de la littérature réalisent une imitation hors ligne. L'optimisation est la méthode favorisée, le haut du corps est souvent traité par un modèle cinématique [93] tandis que le mouvement des jambes gère l'équilibre et utilise un modèle dynamique traité par le *Resolved Momentum Control* [44]. Cette approche a inspiré de nombreux auteurs comme Nakaoka *et al.* [73], Tak *et al.* [118] ou Nishiwaki *et al.* [78, 79] car elle ne nécessite pas d'optimisation. Par contre, elle est en échec lorsque la trajectoire du ZMP est trop compliquée. Par ailleurs, La séparation des chaînes cinématiques (à l'instar de toutes les autres approches sauf celles de nos travaux [70, 71, 91, 105]) nécessitent la définition d'une fonction spécifique de synchronisation des mouvements.

Toutes les autres approches hors-ligne sont basées sur l'optimisation sous contrainte d'équilibre, minimisant les trajectoires entre le modèle et l'imitant et respectant les limites articulaires du système robotique liant ou non d'autres méthodes comme l'apprentissage ou différents filtrages des données [10, 19, 48, 49, 75, 98, 117, 120]. L'optimisation des trajectoires est décrite en 9.3.1 en comparaison avec les autres approches que nous avons développées.

9.1.2 Difficultés clés de l'imitation

Lors de la mise en œuvre de l'imitation, les principaux problèmes sont dus aux différences cinématiques et dynamiques entre le démonstrateur et le système d'imitation. Cependant, chaque étape du processus d'imitation illustré par la figure 1 nécessite la résolution de verrous scientifiques ou technologiques pour réaliser une expérimentation. L'essentiel de ces étapes ne sont pas abordés, les chercheurs se concentrent sur la mise en place globale (un mouvement d'apparence semblable). Nous énumérons brièvement les principaux problèmes qui apparaissent, en nous concentrant sur les problèmes associés à la conversion du mouvement entre les deux systèmes, et non sur les problèmes associés à chaque système humain ou robotique indépendamment de l'autre.

La **géométrie** des segments humanoïdes est généralement définie selon les statistiques géométriques des segments humains, en proportion à la taille du robot (robot humanoïde petit, moyen ou de taille humaine). Pour s'assurer que l'espace de travail relatif humain correspond à celui de l'humanoïde, un processus de mise à l'échelle de la géométrie est nécessaire pendant l'imitation du mouvement. Par exemple, Penna Poubel *et al.* [90, 91, 105] ont proposé un processus de mise à l'échelle géométrique en trois étapes systématiques pour le robot NAO qui imite en temps réel les mouvements des mains et des pieds d'un acteur. La difficulté lors de l'application de la mise à l'échelle de la géométrie est de préserver les composants du mouvement d'origine (trajectoires communes) et de faire correspondre les positions des segments clés (tête, mains, pieds, taille). Une fois que la mise à l'échelle est effectuée, l'objectif est de faire superposer les effecteurs humains et les positions humanoïdes. Ensuite, les trajectoires articulaires humaines et humanoïdes sont minimisées en utilisant la redondance du système humanoïde [105]. La mise à l'échelle de la géométrie est similaire à la redistribution du mouvement dans le domaine de l'infographie où le mouvement d'un personnage doit être fusionné à un autre avec des dimensions différentes [126].

Concernant la **cinématique**, le corps humain est équipé d'environ 244 DoF mobiles et semi-mobiles contrôlés par environ 630 muscles. Un robot humanoïde a un DoF réduit, par exemple NAO a 25 DoF (*Softbank Robotics*, 55cm, 5.5kg) ; HRP-4 a 36 DoF (NEDO-AIST, 1.65m, 56kg) ; ASIMO (Honda) a 34 DoF, ROMEO (*Softbank Robotics*) en a 37, HRP-4c (NEDO-AIST) en a 42, etc. La correspondance du mouvement doit donc être contrainte afin de respecter les limites de la cinématique humanoïde. Le manque de colonne vertébrale par exemple ne permet pas de reproduire des comportements artistiques fins ou de bien gérer les impacts entre les pieds et le sol, ou tout simplement les irrégularités du sol. Sont aussi absents le complexe de l'épaule et l'articulation des orteils, Voir pour plus de précision la figure 28 qui illustre les principales mobilités des humanoïdes comparées avec celles des humains.

Pour contourner ces absences, trois approches ont émergé : a) rigidifier la colonne vertébrale humaine en faisant porter un exosquelette rigide ou simplement en demandant à

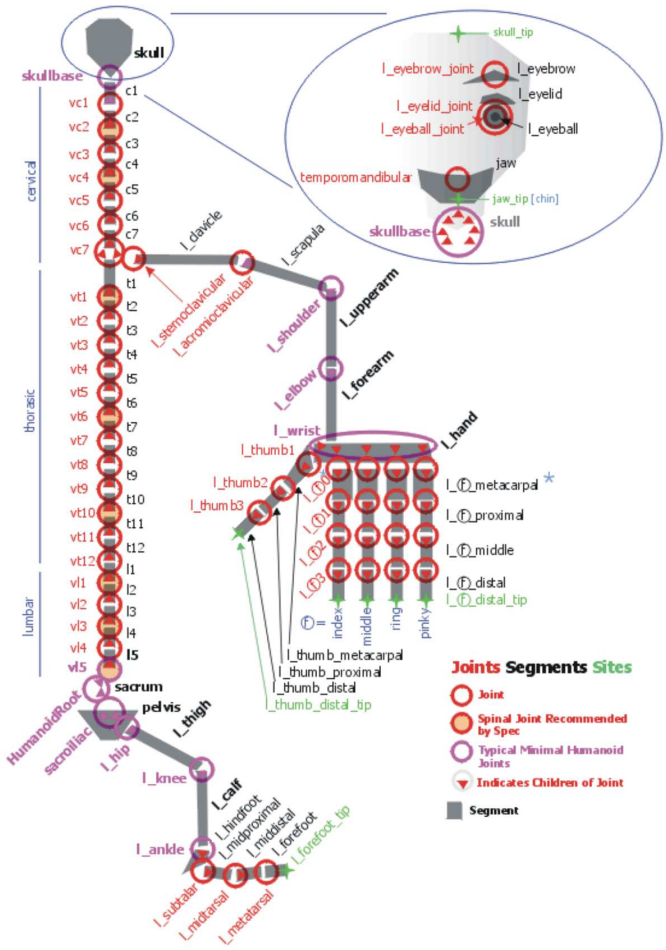


FIGURE 28 – Les DoF humains mobiles et ceux reproduits sur les robot humanoïdes les plus élaborés [41].

l'acteur de ne pas utiliser sa colonne vertébrale [95] ; b) compenser par des mouvements humanoïdes supplémentaires [64] ou c) proposer une correspondance dans l'espace opérationnel entre les repères locaux humains et humanoïdes [93, 91, 96, 101]. L'approche (c) est actuellement la plus utilisée pour la transposition de mouvements isolés, mais le cas (b) est inévitable pour effectuer des scénarios plus complexes. Le cas (a) reste exceptionnel et peut ne pas être adapté à l'apprentissage social car le mouvement humain est contraint. Les limites d'articulation (configuration) [96, 93] et de moteur (vitesse et couple), la gestion des singularités [51, 19] ou l'évitement de la (auto-)collision [80, 81, 115, 116] sont parmi d'autres facteurs complexes qui apparaîtront lors du processus de mise à l'échelle cinématique.

Concernant la **dynamique**, les distributions inertielles dans les corps n'ont rien à voir

entre les deux systèmes. Le calcul de l'équilibre étant basé sur cette distribution, l'humanoïde doit gérer son équilibre de manière autonome afin de ne pas tomber en imitant le mouvement. Outre les temps de calculs nécessaires pour ce faire, cette gestion autonome pervertit les trajectoires imitées, et un compromis est à déterminer pour se rapprocher au maximum des trajectoires modèles tout en conservant l'équilibre. Le critère le plus utilisé expérimentalement est le *Zero Moment Point* (ZMP) [121].

Gérer **l'équilibre** est un problème toujours ouvert dans la recherche bipède indépendamment de l'imitation. De nombreux concepts ont été proposés, deux sont principalement utilisés dans l'imitation de mouvement : la projection de la CoM au sol (GCoM, processus cinématique) [73, 11, 33, 13, 53, 55] et l'utilisation du ZMP (processus dynamique) [41,25, 31, 43, 12, 57]. Lorsque l'équilibre est considéré dans le processus d'imitation, la plupart des approches sont effectuées en mode hors ligne. À notre connaissance, seul le GCoM a été utilisé pour l'imitation de mouvement en ligne sous contrainte d'équilibre. Plusieurs problèmes peuvent être identifiés :

– Les calculs de la dynamique prennent beaucoup de temps en raison de la non-linéarité des équations dynamiques du mouvement.
– Une bonne solution de dynamique locale peut ne pas être une bonne solution globale. Cela signifie qu'une solution multiple pourrait exister pour satisfaire les contraintes dynamiques.

9.1.3 Synthèse

Une synthèse des contributions dans le domaine de l'imitation du mouvement humain par un humanoïde est proposée tableau 4 jusqu'en 2014. Une classification y est proposée selon les performances hors ligne / temps réel ; Génération de mouvement du corps supérieur / entier ; Quelles limites physiques sont considérées dans l'application et dans quel cadre les approches ont été validées (expérimentale / simulation). De plus, pour mieux voir l'évolution de ce domaine de recherche récent, un ordre chronologique est proposé. La gestion de l'équilibre a d'abord été effectuée en utilisant uniquement le critère ZMP (hors ligne). A notre connaissance, nous avons été les premiers à utiliser le GCoM pour des expérimentations sur le corps entier en temps réel.

Tous les problèmes actuellement abordés dans l'imitation, à part la gestion de l'équilibre et l'organisation de comportements élaborés, consistent à contourner les limitations technologiques de notre temps. Il va sans dire que les machines de demain pourrons grâce à ces contributions, s'affranchir des contraintes relevées. Les applications sociétales de ces travaux permettront aussi une avancée technologique pour en faciliter l'accès : imitation utilisée comme programmation interprétée de machines performantes, imitation pour le contrôle à distance, utilisée comme extension de notre propre corps, imitation comme base de comportement de prothèses autonomes, utilisation du robot comme médiateur, etc. Au stade de la conception des structures humanoïdes, des efforts sont réalisés pour

TABLE 4 – Comparaison de différentes approches proposées dans la littérature pour l'imitation du mouvement humain par un robot humanoïde

Year	**Authors**	**Mode**	**Mapping**	**Physical limits**	**Balance**	**Validation**
1999	Dasgupta *et al.* [19]	Offline	Whole body	No	ZMP	Simulator
2001	Billard *et al.* [9]	Offline	Upper body	No	No	Simulator
2002	Pollard *et al.* [93]	Offline	Upper body	Angles and velocities	No	Robot SARCOS
2003	Riley *et al.* [96]	Realtime	Whole body	NA	No	Robot SARCOS
2003	Safanova *et al.* [101]	Offline	Upper body	Angles and velocities	No	Robot SARCOS
2003	Nakaoka *et al.* [73, 74]	Offline	Whole body	Angles, velocities, accelerations	ZMP	Robot HRP2
2004	Bandera *et al.* [8, 7]	Realtime	Upper body	angle	No	Robot
2004	Ude *et al.* [120]	Offline	Whole body	DOF	No	Robot SARCOS
2005	Naksuk *et al.* [75]	Offline	Whole body	NA	ZMP	Simulator
2006	Ruchanurucks *et al.* [98]	Offline	Whole body	Angles, velocities, accelerations	No	Robot HRP2
2007	Azad *et al.* [5]	Online	Upper body	angles	No	Robot
2008	Demircan *et al.* [21]	Realtime	Upper body	DOF	No	Simulator
2008	Do *et al.* [25]	Online	Upper body	Angles and velocities	No	Robot
2008	Ott *et al.* [87]	Offline	Whole body	angles, torques	GCOM	Robot
2008	Suleiman *et al.* [117]	Offline	Upper body	Angles, velocities, torques	No	Simulator
2008	Suleiman *et al.* [117]	Offline	Upper body	Angles, velocities, torques	No	Simulator
2008	Yamane*et al.* [125]	Offline	Whole body	Angles and velocities	ZMP	Simulator
2009	Boutin*et al.* [10]	Offline	Whole body	angles, torques	ZMP	Simulation
2009	Kim *et al.* [49, 50]	Offline	Whole body	Angles and velocities	ZMP	Robot
2010	Montecillo *et al.* [**?**]	Realtime	Whole body	Angles and velocities	GCOM	Robot HRP2
2012	Koenemann *et al.* [51]	Online	Whole body	Angles and velocities	GCOM	Robot NAO
2012	Wang *et al.* [122]	Realtime	Whole body	DOF	GCOM	Robot
2012	Nguyen *et al.* [77]	Online	Whole body	angles	GCOM	Robot
2012	Munirathinam *et al.*[70, 71, 69]	Offline	Whole body	Angles, velocities and torque	ZMP	Simulator
2013 2014	Poubel *et al.* [90, 91] Sakka *et al.* [105]	Online	Whole body	angles	GCOM	Robot NAO

augmenter le DDL des robots et rapprocher leurs caractéristiques cinématiques et dynamiques de celles de l'humain. Par exemple, le robot Kenshiro [53] a 77 DDL, c'est un robot musculo-squelettique qui recrée fidèlement le squelette humain et la structure musculaire. Kenshiro possède 160 muscles actionnant des poulies, dont 50 dans les jambes, 76 dans le coffre, 12 dans l'épaule et 22 dans le cou, plus que tout autre robot humanoïde avancé. Ses mouvements sont étrangement semblables à ceux d'un corps humain, car les chercheurs ont essayé d'imiter le couple musculaire et les vitesses des articulations. Le robot est capable d'effectuer des tâches relativement simples, comme plier ses bras et ses jambes, mais des actions plus complexes telles que la marche restent primitifs. Cependant, les robots humanoïdes disponibles pour les validations expérimentales n'ont pas encore de colonne vertébrale.

Dans ce qui suit, nous abordons l'imitation sous contrainte d'équilibre de différentes manières : en temps réel, par une approche cinématique (chapitre 9.2 [105, 91]), et en temps différé, par une approche dynamique (chapitre 9.3 [70, 72, 69, 71]) soit par optimisation des trajectoires, du temps ou des deux, soit par une commande en suivi des trajectoires, du temps ou des deux.

9.2 Imitation en temps réel (cinématique)

L'imitation en temps réel serait un atout considérable dans l'entrée des robots dans la société, de par le très grand nombre d'application possibles : pour les prothèses et exosquelettes, qui pourraient utiliser les mêmes modèles mathématiques pour représenter l'humain et la structure robotique ; mais aussi dans la programmation assistée, car quel moyen plus simple de programmer une robot qu'en lui montrant comment faire ? Dans ce cas, l'imitation devrait contenir les fonctions suivantes : 1) Reproduction de la tâche à réaliser (objectif) ; 2) Reproduction de la manière de réaliser la tâche (initialisation) ; 3) Amélioration autonome (apprentissage).

L'imitation en temps réel est très peu développée actuellement. Nous proposons ici une méthode pour s'affranchir des premiers pas expérimentaux adaptés aux contraintes technologiques et d'équilibre auxquelles sont soumis les humanoïdes. La contrainte d'équilibre implique la dynamique du système, et une vision sur le mouvement futur dont est dépourvu l'humanoïde imitant. A titre d'exemple, un humain descendant un escalier génère des trajectoires articulaires adaptées à ses mouvements futurs. Si il pense qu'une marche reste alors qu'il a atteint le sol, alors son pied heurtera la terre très violemment.

Il faudra donc au système imitant se reposer complètement sur la capacité de l'imitateur à voir dans le futur, en attendant qu'un système d'apprentissage lui permette l'accès à une bibliothèque de mouvements communs. Dans l'absence de bibliothèque, une difficulté apparaît immédiatement pour la gestion de la marche, qui nécessite une succession de chutes d'un pied sur l'autre (contrôle de l'équilibre, gestion de l'impact, etc.).

Dans notre première approche, nous mettons en place l'imitation de l'ensemble du corps d'un humain par un robot humanoïde, en contrôlant l'équilibre humanoïde de manière autonome et en temps réel. Nous abordons l'équilibre sur deux pieds, l'équilibre sur un pied et le changement de support entre deux pieds et un pied et réciproquement. La méthode repose sur les calculs cinématiques, le modèle cinématique étant linéaire et donc facilement inversible (et ne nécessite pas de longs temps de calculs). Elle repose aussi sur l'exploitation de la redondance du système humanoïde, pour choisir parmi l'infinité de solutions possibles celles qui réalisent un ensemble de contraintes formulées et classées par ordre d'importance : contrôle de l'équilibre bien sûr, mais aussi respect des limites articulaires, reproduction du mouvement de référence et éloignement des configurations singulières.

Le modèle cinématique direct établit une relation entre les vitesses généralisées $\dot{q}$ et opérationnelles $\dot{X}$ d'un système, par le biais d'une matrice Jacobienne des vitesses. Cette relation s'applique aux deux systèmes en jeu : l'acteur humain (indice h) qui fournit le mouvement de référence et le robot humanoïde qui doit reproduire ce mouvement. L'inversion de ce système par le biais d'une pseudo-inverse permet d'établir les vitesses articulaires du robot directement en fonction de celles de la référence [105] :

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{+}(\alpha \dot{\mathbf{X}}_h) \tag{15}$$

où $\dot{\mathbf{q}}$ est le vecteur des vitesses généralisées (articulaires) du robot, $\mathbf{J}^{+}$ la pseudo-inverse

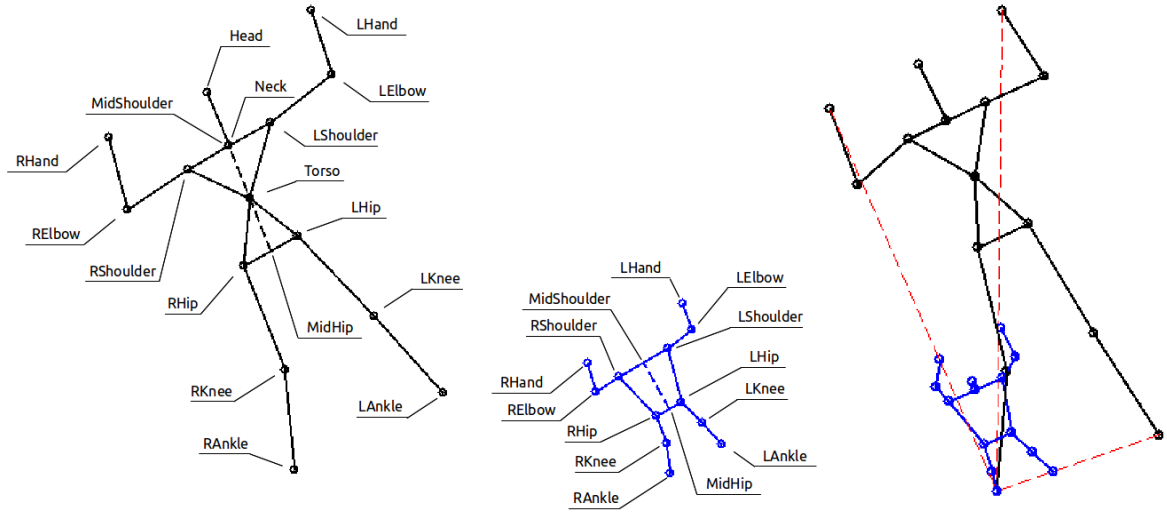


FIGURE 29 – Mise à l'échelle géométrique entre l'acteur humain et le robot humanoïde NAO (Softbank Robotics) [91].

de sa Jacobienne et $\dot{\mathbf{X}}_h$ le vecteur des vitesses opérationnelles de l'humain (dont les composantes sont issues de la mesure). $\alpha(t)$ est une matrice carrée de réels permettant une

mise à l'échelle géométrique pour faire coïncider des dimensions humaines et robotiques. Chaque segment humain est adapté aux dimensions du robot tout en gardant les directions respectives des segments [91]. Le squelette à l'échelle a les dimensions du robot, avec la même pose corporelle que l'humain, comme le montre la figure 29. Cette mise à l'échelle peut être utilisée avec n'importe quel système de capture de mouvement qui fournit des positions / orientations humaines dans l'espace cartésien (une Kinect de Microsoft dans notre cas). Les 3 coordonnées cartésiennes d'une articulation ℓ sont notées $p_\ell = [x_\ell; y_\ell; z_\ell]^T$. Les points p_ℓ sur le squelette humain sont transposés et deviennent des points sur un squelette de robot équivalent. Le processus itératif commence à partir d'un point sur le pied de support, qui est fixé au sol, et se déplace vers le haut vers chaque extrémité des membres, articulation par articulation. La mise à l'échelle se fait en trois étapes :

1. La direction du segment humain ℓ est enregistrée (normalisation, vecteur libre) ;
2. Le vecteur libre est multiplié par la longueur du segment correspondant sur le robot, l^r_ℓ ;
3. Le segment est placé sur la chaîne cinématique après son antécédent $\mathbf{p}^r_a$, où a est l'antécédent du segment ℓ.

En résumé :

$$\mathbf{p}^r_\ell = \frac{\mathbf{p}^h_\ell - \mathbf{p}^h_a}{\|\mathbf{p}^h_\ell - \mathbf{p}^h_a\|} \, l^r_\ell + \mathbf{p}^r_a \tag{16}$$

À cause du nombre limité de DoF du robot, certains points sont mobiles sur l'humain mais immobiles sur le robot. C'est le cas par exemple des mouvements associés à la colonne vertébrale illustrés sur la figure 29 : les positions articulaires humaines (en noir) sont mises à l'échelle pour obtenir les positions articulaires équivalentes sur le robot humanoïde (en bleu). Dans le cas du torse (rigide pour le robot), les distances hanches-épaules doivent être maintenues constantes après la mise à l'échelle. Un segment rigide allant de *MidHip* à *MidShoulder* est superposé à la mise à l'échelle, préservant ainsi la symétrie.

La mise à l'échelle est réalisée à chaque pas de temps pendant l'imitation. Aucune connaissance *a priori* n'est nécessaire sur les dimensions corporelles de l'acteur humain car les positions articulaires sont utilisées directement (données par l'acquisition du mouvement). Cette méthode est donc adaptées à tout utilisateur et les variations de longueur des segments d'un utilisateur à un autre n'influencent pas le résultat. Cette mise à l'échelle ne respecte pas les limites articulaires du robot ni n'assure son équilibre. Elle ne sert qu'à faire correspondre les dimensions humaines à celles du robot.

La spécification de tâches additionnelles sous forme de contraintes d'égalité ou d'inégalité, et leur hiérarchisation en vue de les prendre en compte dans le modèle cinématique inverse d'un système redondant est principalement utilisée pour des robots sériels industriels [6, 58]. Le nombre de tâches additionnelles dépend du degré de redondance du système. Soit

une tâche précise j définie par une contrainte d'égalité :

$$\dot{\mathbf{q}}_j = \mathbf{J}_j^+ \dot{\mathbf{X}}_j, \tag{17}$$

et une tâche de minimisation k définie par une contrainte d'optimisation :

$$\dot{\mathbf{q}}_k = \kappa_k \nabla_q f_k(\mathbf{q}). \tag{18}$$

où J_j définit la marice Jacobienne associée à la tâche X_j ; κ_k est une pondération fixée en fonction de l'importance de la tâche et $\nabla_q f_k(\mathbf{q}$ est le gradient de la fonction f_k par rapport au vecteur q. Le processus itératif considère les N contraintes d'égalité associées à leurs priorités respectives et est synthétisé ci-après, pour $j = 0..N$.

$$\dot{\mathbf{q}}_0 = 0 \tag{19}$$

$$\dot{\mathbf{q}}_{j+1} = \dot{\mathbf{q}}_j + (\mathbf{J}_{j+1}\mathbf{P}_j^a)^+(\dot{\mathbf{X}}_{j+1} - \mathbf{J}_{j+1}\dot{\mathbf{q}}_j) \tag{20}$$

où $\dot{\mathbf{q}}_j$ est le vecteur des vitesses généralisées permettant de réaliser les contraintes d'égalité 0 à j. $\mathbf{P}_j$ et $\mathbf{P}_j^a$ sont les projections sur les Kernels des matrices Jacobiennes $\mathbf{J}_j$ et $\mathbf{J}_j^a$ respectivement :

$$\mathbf{P}_j = \mathbf{I} - \mathbf{J}_j^+ \mathbf{J}_j \tag{21}$$

$$\mathbf{P}_j^a = \mathbf{I} - (\mathbf{J}_j^a)^+ \mathbf{J}_j^a \tag{22}$$

$\mathbf{I}$ est la matrice identité ; $\mathbf{J}_j^a$ correspond à la matrice Jacobienne augmentée, elle est définie comme la concaténation des matrices $\mathbf{J}_1$ à $\mathbf{J}_j$. Considérons M contraintes d'optimisation, nous obtenons l'équation suivante.

$$\dot{\mathbf{q}}_M = \dot{\mathbf{q}}_N + \mathbf{P}_N^a \sum_{k=1}^{M} \kappa_k \nabla_q f_k(\mathbf{q}) \tag{23}$$

Nous pouvons ajouter autant de tâches que désiré, sous forme de contraintes d'égalité ou d'inégalité, tant que la redondance du robot est suffisante pour les réaliser. Nous nous concentrons ci-après sur les quatre tâches que nous avons utilisé pour l'imitation en temps réel.

1. **Suivi des trajectoires Cartésiennes :** Le vecteur tâche $\mathbf{X}_t$ contient les positions des effecteurs du robot, au plus 6 coordonnées (3 translations, 3 rotations) pour chaque effecteur suivi. Les effecteurs classiquement suivis sont les mains, les pieds, la tête et la taille, mais n'importe quel autre repère clé caractérisant les actions de l'humain peut être suivi. Soit n_r la taille du vecteur q (dof du robot), pour m_t coordonnées suivies, la dimension de la Jacobienne $\mathbf{J}_t$ correspondante est $n_r \times m_t$.
2. **Conservation de l'équilibre :** Le vecteur tâche $X_c' = [x_c\ y_c]^t$ contient la position absolue du CoM du robot projetée sur le plan horizontal. J_c correspond à la matrice Jacobienne de dimension $n_r \times 2$, qui transforme le vecteur des vitesses opérationnelles du CoM en vecteur des vitesses généralisées. Dans notre approche, nous avons contraint la projection du CoM à une position de référence fixe sur la semelle du robot.

3. **Évitement des limites articulaires :** Cette tâche est fondamentale pour réaliser une imitation performante, car si la solution n'est pas contenue dans les limites articulaires du robot, l'équilibre ne pourra pas être maintenu. Cette contrainte est définie par minimisation :

$$f_\ell = \sum_{i=1}^{n_r} \left(\frac{q^r(i) - \bar{q}^r(i)}{q^r_{\max}(i) - q^r_{\min}(i)} \right)^2 \tag{24}$$

où $q^r(i)$ est la i-ème composante du vecteur q^r, $\bar{q}^r = \frac{1}{2}(q^r_{\max} + q^r_{\min})$, $q^r_{\max}$ et $q^r_{\min}$ sont les limites articulaires respectivement maximale et minimale de l'articulation i. Pour garantir que les valeurs articulaires restent dans les limites autorisées, une boucle de *clamping* [6] est utilisée. Après la résolution de l'inverse cinématique, une vérification est effectuée pour s'assurer que toutes les valeurs sont dans les limites articulaires. Pour celles qui ne le sont pas, leurs valeurs sont fixées à la limite et les valeurs de la colonne correspondante dans la Jacobienne sont mises à zéro. L'inverse cinématique est à nouveau résolue avec un nombre inférieur de dof. Cette opération est répétée jusqu'à ce que toutes les valeurs articulaires soient compatibles avec les limites du robot.

4. **Suivi des trajectoires articulaires humaines :** Le robot suit les trajectoires articulaires qui correspondent à ses dof, la tâche est réalisée par une contrainte d'inégalité résolue par un processus de minimisation. Soit $q^{h'}$ le vecteur des coordonnées généralisées humain dont la dimension correspond à celle du vecteur des coordonnées généralisées du robot q^r.

$$f_h = \sum_{i=1}^{n^r} (q^r(i) - q^{h'}(i))^2 \tag{25}$$

L'imitation en temps réel a d'abord été testée pour l'équilibre sur 2 pieds du robot NAO, puis l'équilibre sur 1 pied [105], puis pour le changement de support [91]. Les mouvements humains étaient captés par une Kinect (Microsoft). Dans le cas de l'équilibre sur 1 pied, le vecteur des coordonnées opérationnelles contenait les positions des 3 effecteurs contrôlés : les deux mains et le pied libre. Le paramètre κ_ℓ (limites articulaires) a été fixé suffisamment haut pour que la contrainte associée soit choisie prioritairement, afin que le suivi de trajectoires et le calcul de l'équilibre soient fait sur des trajectoires admissibles pour le robot. Les expérimentations avec différents sujets ont montré de bons résultats, comme illustré sur la Figure 30, où on peut suivre les trajectoires humaines mises à l'échelle (bleu) et les trajectoires humanoïdes réalisées en temps réel (rouge). L'erreur en trajectoire reste faible sur l'ensemble de l'échantillon, représentatif de l'ensemble des expérimentations. Les valeurs cartésiennes étaient synchronisées en temps, ce qui signifie que 1) les vitesses de réalisations étaient identiques pour le robot et pour l'humain, et 2) la coordination du mouvement humain était respectée.

Toutes les tâches optimisées étaient dans le noyau de la dernière Jacobienne, donc leurs priorités respectives étaient équivalentes. La seule possibilité de modifier cette priorité

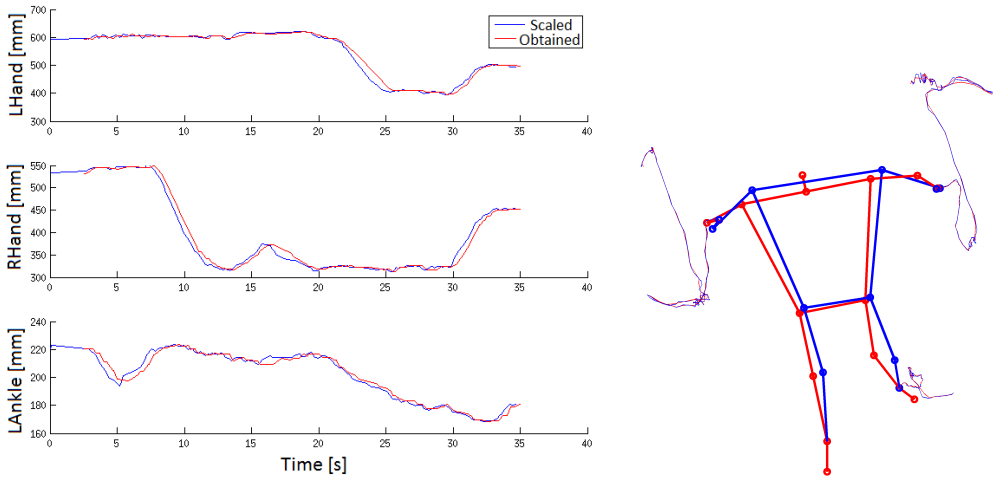


FIGURE 30 – Trajectoires cartésiennes des 2 mains et du pied libre, humaines mises à l'échelle et humanoïdes réalisées en temps réel (gauche). [105].

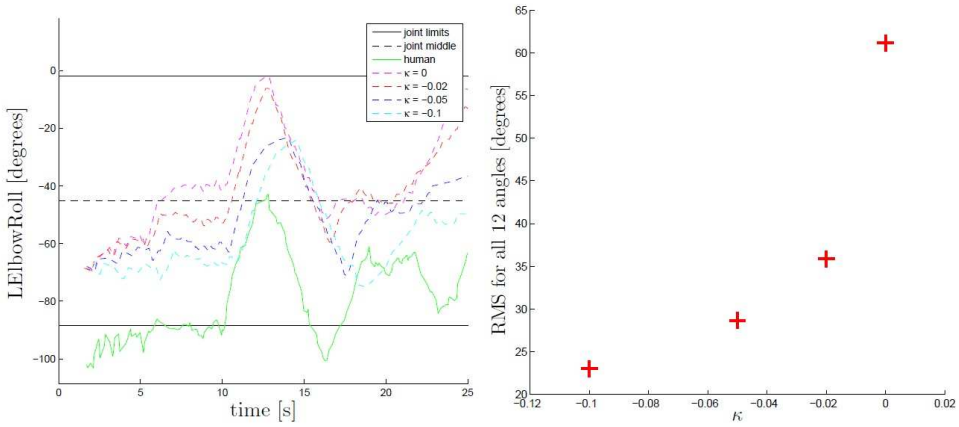


FIGURE 31 – Influence du gain κ_h sur la manière de réaliser le mouvement. Exemple sur le roulis du coude (gauche) et RMSE pour différentes valeurs de κ_h pour les 23 trajectoires articulaires suivies (droite) [105].

était le réglage des deux gains $\kappa_\ell = -0.1$ et $\kappa_h = -0.02$. On peut aussi observer que les deux tâches optimisées : rester loin des limites articulaires et être aussi près que possible des trajectoires humaines, pouvaient être en contradiction. Un compromis a été fixé en tenant compte que le respect des limites articulaires était la contraintes la plus importante. Pour évaluer d'une manière globale la performance de l'imitation, nous avons utilisé la *root mean square error* (RMSE) pour les articulations contrôlées entre les trajectoires humaines de référence mises à l'échelle et les trajectoires humanoïdes réalisées pendant l'imitation en temps réel. L'influence du gain κ_h est illustré par la figure 31. Le choix final de ce gain permettait de rester proche de l'essentiel des trajectoires désirées.

9.3 Imitation en temps différé (dynamique)

Les études sur l'imitation en temps différé sont basées sur l'optimisation paramétrique et sur la commande en suivi. Leur objectif est de mener une réflexion sur les possibilités de conversion incluant les contraintes d'équilibre (caractéristiques dynamiques) et comparant l'approche principale existante (optimisation des trajectoires articulaires) avec des alternatives (modification du temps de réalisation de ces trajectoires). Trois approches sont présentées, comparées et analysées ci-après : l'optimisation de trajectoires articulaires, l'optimisation temporelle et l'optimisation mixte trajectoires-temporelle (dite hybride). Par la suite, les mêmes sont analysées en utilisant la commande en suivi (trajectoire, temporel et hybride).

9.3.1 Optimisation des trajectoires articulaires

Classiquement, les trajectoires articulaires $q^*(t)$: sont définies paramétriquement sous forme de polynômes d'interpolation ou de splines cubiques et fonction du temps [70, 72, 69, 71].

$$q_i^*(t_j) = b_0^i + b_1^i\ t_j + b_2^i\ {t_j}^2 + b_3^i\ {t_j}^3 \tag{26}$$

où $j = 1, N$. $t_j \in [t_0, T_f]$ est le temps de référence, N est le nombre total de pas de temps. Cette définition assure leur continuité, leur dérivabilité, et la continuité de leurs dérivées jusqu'à l'accélération. L'optimisation consiste donc à déterminer les paramètres fixes $[b_0^i\ b_1^i\ b_2^i\ b_3^i]$ associés à ces trajectoires. Nous présentons deux manières de formuler le problème d'optimisation sous contrainte d'équilibre : soit sous la forme d'une optimisation multicritères, où les variables d'optimisation sont les trajectoires articulaires et la trajectoire du ZMP garantissant l'équilibre, soit sous la forme d'une optimisation uniquement des trajectoires, et la contrainte de conserver le ZMP dans la surface de support du pied. Deux méthodes peuvent être utilisées pour l'optimisation des trajectoires articulaires : l'optimisation multicritère (trajectoire + ZMP) dans laquelle un gain est à régler pour assurer une optimisation prenant convenablement en compte les deux critères, ou une optimisation monocritère (trajectoire) en considérant le ZMP comme une contrainte.

Le problème d'optimisation multicritères peut être exprimé de la manière suivante :

$$\text{Trouver } \mathbf{q}^* \text{ Minimisant} \tag{27}$$

$$F(\mathbf{q}^*) = \sum_{j=1}^{N} w_1(\mathbf{q}(t_j) - \mathbf{q}^*(t_j))^2 + w_2(\mathbf{zmp}(t_j)/l_p - \mathbf{zmp}^*(t_j)/l_i)^2 \tag{28}$$

$$\text{avec } \ 0 \leq w1 \leq 1 \ \text{ et } \ w_2 = 1 - w_1 \tag{29}$$

soumis aux contraintes d'inégalités qui regroupent essentiellement les contraintes mécaniques du systèmes, $(\forall t_j \in [t_0, t_N])$

$$\text{Pas de décollement} \quad \rightarrow \quad R_y^j > 0 \tag{30}$$

$$\text{Pas de glissement} \quad \rightarrow \quad \mu R_y^j \geq \mid R_x^j \mid \tag{31}$$

$$q_i^{\min} \leq q_i \leq q_i^{\max} \tag{32}$$
$$| \dot{q}_i | \leq \dot{q}_i^{\max} \tag{33}$$
$$| \tau_i | \leq {\tau_i}^{\max} \tag{34}$$

où $\mathbf{R}_j = [R_x^j, R_y^j]$ est la force de réaction du sol à l'instant t_j ; μ est le coefficient de friction ; $q_i^{\max}$ et $q_i^{\min}$ sont les limites articulaires supérieure et inférieure pour l'articulation i ; $\dot{q}_i^{\max}$ Vitesse max de l'articulation i ; ${\tau_i}^{\max}$ Couple max de l'articulation i.

Il y a $4 \times n$ coefficients à déterminer, où n est le nombre d'articulations. En cas de mouvements complexes, ou s'il est nécessaire de passer par des points spécifiques comme c'est souvent le cas pour les mouvements humains, le temps pourra être divisé en p intervalles (splines) et ajouter des conditions de continuité entre les intervalles.
Le problème d'optimisation mono-critère peut être exprimé de la manière suivante :

$$\text{Trouver } \mathbf{q}^* \text{ Minimisant } F(\mathbf{q}^*) = \sum_{j=1}^{N} (\mathbf{q}(t_j) - \mathbf{q}^*(t_j))^2 \tag{35}$$

soumis aux contraintes d'inégalités qui regroupent contrainte d'équilibre et contraintes mécaniques du systèmes, $(\forall t_j \in [t_1, t_N])$

$$X_{zmp} \leq 0 \tag{36}$$
$$-L_p - X_{zmp} \leq 0 \tag{37}$$
$$Y_{zmp} - \frac{\ell_p}{2} \leq 0 \tag{38}$$
$$-\frac{\ell_p}{2} - Y_{zmp} \leq 0 \tag{39}$$
$$-{F_d}^p \cdot z_s \leq 0 \tag{40}$$
$$\|{F_d}^f\| - \mu |{F_d}^p \cdot z_s| \leq 0 \tag{41}$$
$$-\dot{s} \leq 0 q_i^{\min} - q_i \leq 0 \tag{42}$$
$$q_i - q_i^{\max} \leq 0 \tag{43}$$
$$| \dot{q}_i | - \dot{q}_i^{\max} \leq 0 \tag{44}$$
$$| \tau_i | - {\tau_i}^{\max} \leq 0 \tag{45}$$

Nous avons capturé les trajectoires d'acteurs réalisant un coup de pied. Cet exemple "simple" génère une forte dynamique, qui fera tomber le robot si les trajectoires sont simplement reproduites. Par conséquent, les angles des articulations et leurs dérivées doivent être modifiés dans le processus d'optimisation sous contraintes d'équilibre et satisfaisant les limites physiques du robot. Les trajectoires résultantes du ZMP sont représentées Figure 32. On peut remarquer que l'optimisation permet convenablement de respecter l'équilibre du robot en contraignant la trajectoire du ZMP dans la zone de support. Les

résultats des deux méthodes sont quasiment identiques, nous avons représenté ici l'optimisation monocritère. Dans le cas multicritère, une frontière de Pareto a permis la détermination optimale du paramètre w_1.

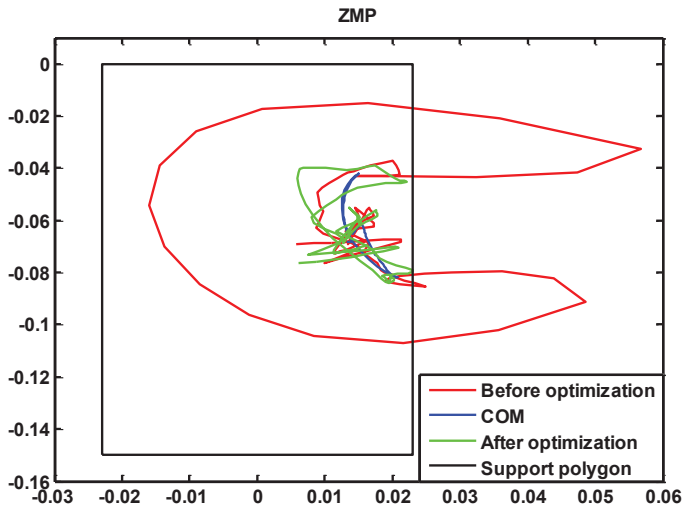


FIGURE 32 – Les trajectoires du ZMP avant et après optimisation des trajectoires articulaires.

Plusieurs remarques sont à extraire de cette expérimentation : 1) La modification éventuelle des trajectoires s'effectue trajectoire par trajectoire, c'est-à-dire que la synchronisation du mouvement initial n'est pas respectée. 2) Il n'est pas nécessaire d'optimiser toutes les trajectoires du robot. Dans le cas du maintien de l'équilibre, les seules trajectoires des jambes peuvent être considérées (surtout les *pitch*). Cela simplifie le problème d'optimisation et accélère la vitesse de résolution. Une attention particulière est nécessaire dans la pose du problème afin qu'un nombre suffisant de trajectoires soient incluses pour assurer la détermination d'une solution. 3) De la même façon, le degré des polynômes est à déterminer, suffisamment haut pour assurer la continuité des trajectoires et de leurs dérivées, et suffisamment bas pour éviter la sur-complexité des solutions. 4) Cette approche ne peut pas être étendue au cas temps réel, puisque l'ensemble du mouvement est nécessaire pour l'optimisation. 5) Bien que plus implicite, l'optimisation multicritère demande un réglage de gains (utilisation d'une frontière de Pareto par exemple) supplémentaire et n'offre pas de grande différence de résultat avec l'optimisation mono-critère.

Nous allons aborder le problème de la synchronisation des mouvements dans la méthode suivante, en modifiant non pas les trajectoires de manière indépendante, mais le temps auquel toutes les trajectoires sont soumises.

9.3.2 Optimisation temporelle

Le *Time scaling* consiste à modifier la distribution temporelle d'un mouvement. Les trajectoires individuelles ne sont pas modifiées dans ce *process*, donc la synchronisation initiale est respectée. Cette approche a été utilisée pour stabiliser une commande cyclique, accélérant ou décélérant le mouvement, dont pour des robots bipèdes [16, 24, 40], ou encore pour synchroniser des espaces de travail à plusieurs robots [1, 39, 45, 52, 66, 67]. Outre le respect de la synchronisation des trajectoires, cette approche présente l'avantage majeur de pouvoir être implémentée en temps différé comme en temps réel.

Soit $s(t)$ une fonction spline polynomiale du temps de référence, appelée *facteur d'échelle* [70, 71]. Soient $q^p(t)$ et $q^i(t)$ les trajectoires associées respectivement à la référence (humain) et à l'imitateur (robot). Nous pouvons écrire :

$$\begin{aligned} q^i(t) &= q^p(s(t)) \\ \dot{q}^i(t) &= \frac{dq^p(s)}{ds}\dot{s}(t) \\ \ddot{q}^i(t) &= \frac{dq^p(s)}{ds}\ddot{s}(t) + \frac{d^2q^p(s)}{d^2s}\dot{s}(t)^2 \\ \begin{bmatrix} \mathbf{f} \\ \tau \end{bmatrix}^i &= f(q^p(s), \dot{q}^p(s,\dot{s}), \ddot{q}^p(s,\dot{s},\ddot{s})) \end{aligned} \tag{46}$$

Le problème d'optimisation s'écrit alors :

$$\text{Trouver } s(t) \text{ Minimisant } F(s(t)) = \sum_{j=1}^{N}(t_j - s(t_j)^2 \tag{47}$$

soumis aux contraintes d'inégalités ($\forall t_j \in [t_1, t_N]$)

$$X_{zmp} \leq 0 \tag{48}$$

$$-L_p - X_{zmp} \leq 0 \tag{49}$$

$$Y_{zmp} - \frac{\ell_p}{2} \leq 0 \tag{50}$$

$$-\frac{\ell_p}{2} - Y_{zmp} \leq 0 \tag{51}$$

$$-{F_d}^p \cdot z_s \leq 0 \tag{52}$$

$$\|{F_d}^f\| - \mu|{F_d}^p \cdot z_s| \leq 0 \tag{53}$$

$$t - s(t) \leq 0 \tag{54}$$

$$-\dot{s} \leq 0 \tag{55}$$

$$\mid \dot{q}_i \mid -\dot{q}_i^{\max} \leq 0 \tag{56}$$

$$\mid \tau_i \mid -{\tau_i}^{\max} \leq 0 \tag{57}$$

Le résultat de l'optimisation est illustré par la Figure 33, où on peut voir à gauche que la trajectoire du ZMP après optimisation est bien contenue tout le long du mouvement dans

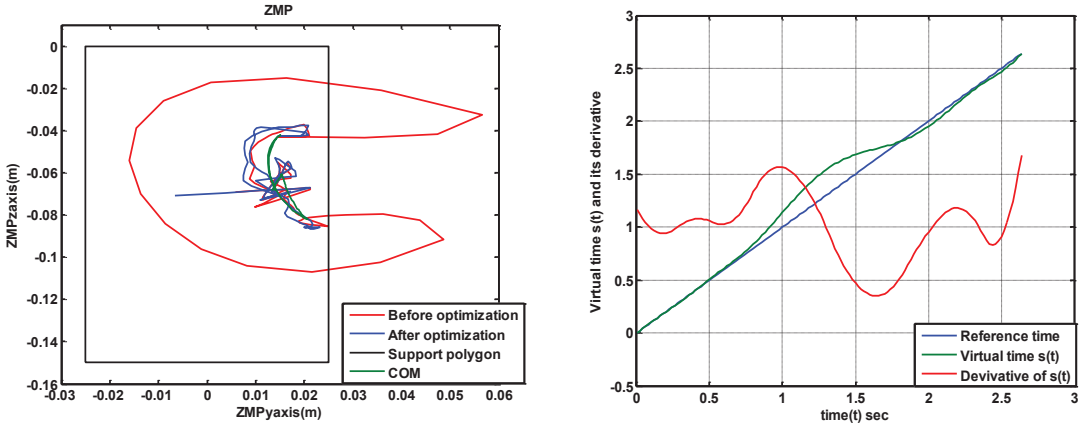


FIGURE 33 – Trajectoire du ZMP avant et après optimisation (gauche) ; Facteur d'échelle temporelle et sa dérivée (droite).

la surface de support. A droite, la ligne de temps est représentée par une droite d'équation 1, et le temps localement modifié est représenté par la courbe verte. Une pente de cette courbe supérieure à 1 correspond à une accélération locale du temps ; le mouvement réalisé par l'imitateur est alors en avance par rapport au mouvement de référence. Une pente inférieure à 1 correspond à un ralentissement du mouvement, ce qui dans le cas illustré permet de se resynchroniser temporellement avec la trajectoire de référence.

Cette approche se montre extrêmement performante dans le cadre de l'imitation, quand les gestes de l'ensemble du corps doivent rester synchronisés, ce qui correspond à la plupart des imitations orientées tâche. Il y a cependant des cas où elle trouve des limites : 1) Les limites articulaires peuvent ne pas être respectées. 2) Dans certains cas, on peut avoir une situation de saturation des vitesses articulaires, particulièrement lorsque les vitesses articulaires sont proches de zéro et le GCOM hors du polygone de sustentation. Dans cette situation, le robot tombe. 3) Le mouvement de l'imitateur peut terminer largement en avance du mouvement référence, ou largement en retard si la stabilité dynamique n'est pas rapidement restaurée.

Nous désirons par la suite conserver les avantages du *Time scaling* tout en s'affranchissant de ses inconvénients. Une solution mixte temporelle / trajectoires est proposée.

9.3.3 Optimisation hybride

Nous nous proposons ici de mélanger les deux précédentes approches. Nous retrouvons une optimisation multicritère, et le problème d'optimisation peut être formulé de la manière

suivante :

$$\text{Trouver } q^* \text{ et } s \text{ minimisant } F(p_1,p_2) = \sum_{k=0}^{T_f}(q(t_k) - q^*(p_1,s_k))^2 + \sum_{k=0}^{T_f}(0.1)^\alpha (t_k - s(p_2,t_k))^2 \tag{58}$$

soumis aux contraintes d'inégalités suivantes ($\forall t_j \in [t_0, t_N]$) :

$$X_{zmp} \leq 0 \tag{59}$$
$$-L_p - X_{zmp} \leq 0 \tag{60}$$
$$Y_{zmp} - \frac{\ell_p}{2} \leq 0 \tag{61}$$
$$-\frac{\ell_p}{2} - Y_{zmp} \leq 0 \tag{62}$$
$$-{F_d}^p \cdot z_s \leq 0 \tag{63}$$
$$\|{F_d}^f\| - \mu|{F_d}^p \cdot z_s| \leq 0 \tag{64}$$
$$-\dot{s} \leq 0 q_i^{\min} - q_i \leq 0 \tag{65}$$
$$q_i - q_i^{\max} \leq 0 \tag{66}$$
$$\mid \dot{q}_i \mid -\dot{q}_i^{\max} \leq 0 \tag{67}$$
$$\mid \tau_i \mid -{\tau_i}^{\max} \leq 0 \tag{68}$$

Comme dans le problème multicritère précédent, une frontière de Pareto est utilisée pour déterminer la valeur des gains associés à chaque critère, elle est illustrée sur la figure 34 (gauche). Une valeur de $\alpha = -2$ correspond à l'optimisation des trajectoires seules, la valeur $\alpha = 1$ semble offrir le meilleur compromis entre les deux critères. Pour ces deux valeurs et pour $\alpha = 5$, les variations du facteur d'échelle sont comparées au temps de référence sur la même figure, à droite.

L'effet de la variation de α est d'avantage observable sur les trajectoires articulaires modifiées suite à l'optimisation, ces trajectoires sont illustrées sur la figure 35 pour six articulations. Si certaines articulations sont peu affectées, d'autres montrent un profil radicalement différent, avec des conséquences directes sur les couples articulaires et donc la consommation énergétique.

Enfin, nous pouvons observer le comportement de la trajectoire du ZMP suite à l'optimisation sur la Figure 36. Celle-ci reste confinée à la zone de support pour tous les cas, et est un peu plus éloignée de la limite de support dans le cas $\alpha = 1$.

Pour conclure cette partie, l'optimisation mixte offre de nombreux avantages, issus de l'optimisation des trajectoires et de celle du temps. Ainsi, l'équilibre du robot est conservé suite à cette optimisation et un compromis est obtenu entre l'accélération et la décélération du système d'une part, la modification d'une trajectoire spécifique d'autre part.

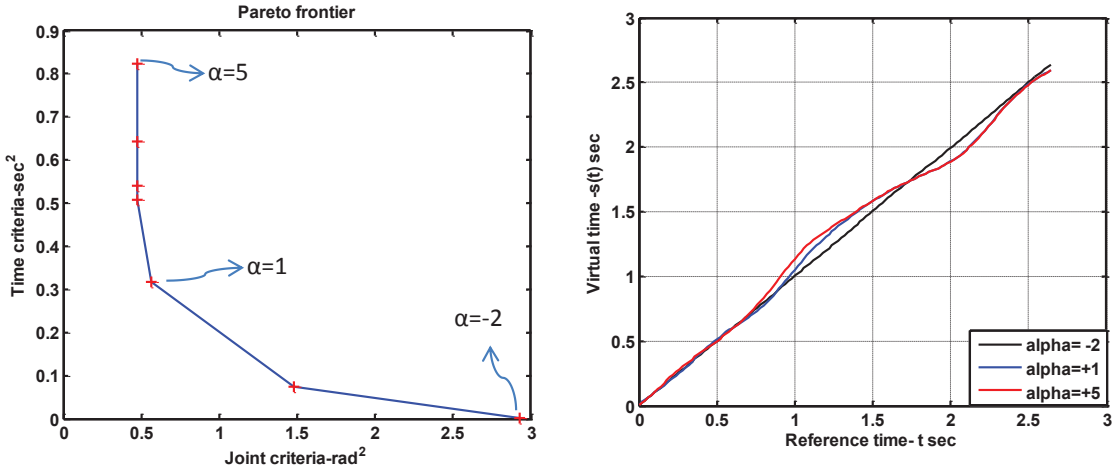


FIGURE 34 – Limite de Pareto pour $\alpha \in [-2, 5]$ (gauche). Facteur d'échelle temporelle (droite).

Dans les cas extrêmes où le *Time scaling* atteignait ses limites, une modification locale de trajectoire permet de retrouver une stabilité fiable. La coordination des mouvements de référence est globalement reproduite.

L'approche par optimisation traite un mouvement complet, dans son ensemble. Elle peut donc anticiper des mouvements futurs dont elle a connaissance *a priori*, moyennant des besoins en temps de calcul élevés. Lorsque la durée du mouvement augmente, plus de variables d'optimisation sont nécessaires pour le décrire, ou alors il doit être séquencé en sous-mouvements. Pour ces raisons, l'optimisation est d'une part limitée hors ligne, d'autre part à des mouvements de relativement courte durée.

9.3.4 Commande en suivi

La modification de la configuration du système influence la position du CoM et du ZMP, mais la position du ZMP est également directement influencée par les accélérations articulaires. Le principe de l'approche est de modifier l'accélération articulaire pour satisfaire la contrainte sur le ZMP. La commande en suivi peut être utilisée pour des applications en temps réel tout en conservent les caractéristiques du mouvement. Aucune anticipation sur le mouvement futur n'est faite, et le temps de calcul est beaucoup plus bas que pour l'optimisation. Comme dans le cas de l'optimisation, la commande est appliquée dans trois situations : pour la modification des trajectoires articulaires, pour la modification du facteur d'échelle de temps et dans le cas hybride modification des trajectoires et du temps.

La position du ZMP dans un repère lié au pied (voir la Figure 37) peut être écrite comme

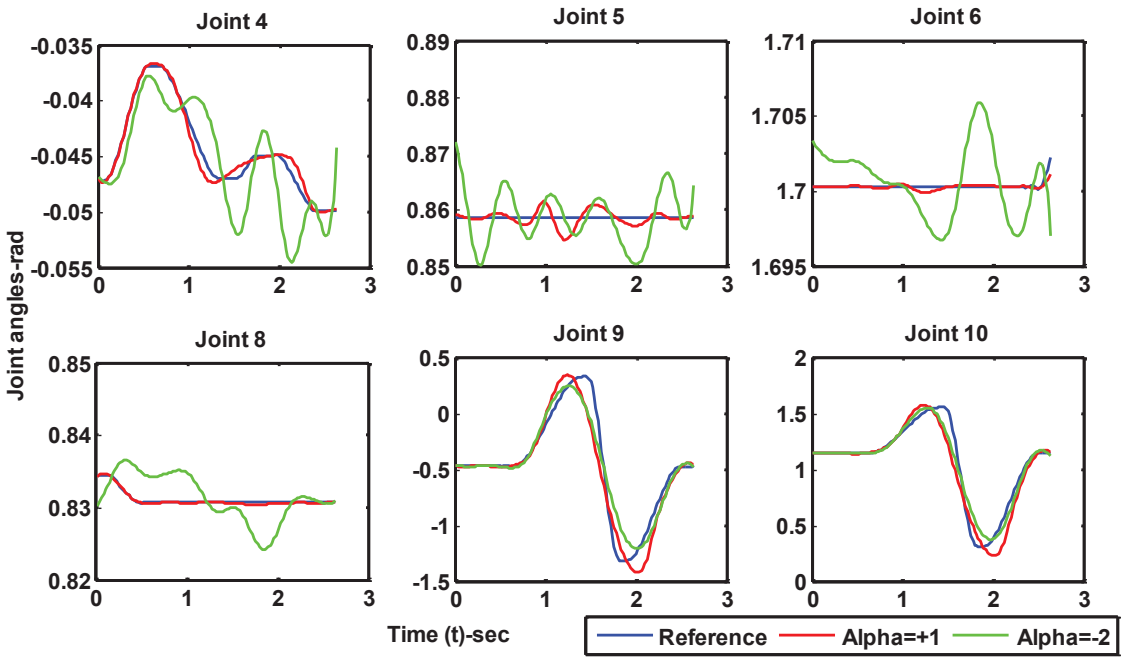


FIGURE 35 – Modification des trajectoires articulaires après optimisation avec $\alpha = 1$.

suit.

$$\ell_z = \frac{M_y}{f_x} \quad \text{and} \quad \ell_y = -\frac{M_z}{f_x} \tag{69}$$

où (ℓ_y, ℓ_z) désigne la position du ZMP sur le sol et $\mathbf{F} = [f_x \ f_y \ f_z \ M_x \ M_y \ M_z]$ désigne le vecteur des forces et des moments par rapport à la trame de référence (0) située au pied du robot. Les composantes f_x, M_y et M_z peuvent être obtenues à partir du modèle dynamique. Ces éléments ont la propriété d'être affines par rapport à l'accélération articulaire. En conséquence, à partir d'une accélération désirée $\ddot{q}^d$, on obtient la force et le couple et donc une position du ZMP. Si l'accélération est modifiée par : $\ddot{q}^d + e_q \Delta\ddot{q}$ où e_q est une matrice colonne contenant des uns et des zéros, alors le ZMP sera modifié de la façon suivante :

$$\ell_z = \frac{M_y^m \ddot{q} + M_y^0}{f_x^m \ddot{q} + f_x^0} \tag{70}$$

$$\ell_y = -\frac{M_z^m \ddot{q} + M_z^0}{f_x^m \ddot{q} + f_x^0} \tag{71}$$

où f_x^m, M_z^m et M_y^m sont les vecteurs qui définissent respectivement la variation de la force de réaction et du moment en raison d'un changement d'accélération articulaire. Ces vecteurs peuvent être calculés en fonction du modèle dynamique du système d'imitation qui sera expliqué plus tard. Pour assurer l'équilibre et le contact avec le pied à plat sur

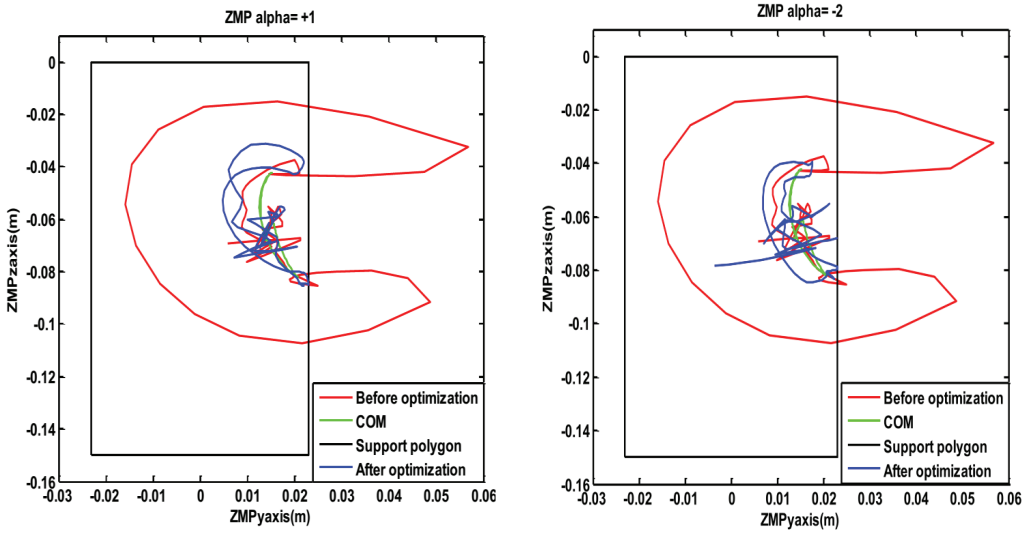


FIGURE 36 – ZMP obtenu pour $\alpha = -2$ (gauche) et $\alpha = 1$ (droite).

le sol, selon la figure 37, la position du ZMP doit être dans le polygone de support et le couple τ_i associé à l'articulation i doit être dans ses limites :

$$\ell_y \in [\ell_{ymin}, \ell_{ymax}] \tag{72}$$

$$\ell_z \in [\ell_{zmin}, \ell_{zmax}] \tag{73}$$

$$\mid \tau_i \mid \leq \tau_i^{\max} \tag{74}$$

La commande repose sur les deux équations (70) et (71) et les contraintes sur ℓ_y, ℓ_z et τ_i. L'accélération souhaitée ne sera appliquée que si elle est compatible avec la contrainte d'équilibre, sinon la contrainte d'équilibre est considérée comme plus importante qu'un bon suivi du mouvement de référence. Une modification appropriée $\Delta\ddot{q}$ de l'accélération sera définie pour satisfaire l'équilibre. En conséquence, une erreur peut exister entre le mouvement de référence et le mouvement de l'imitateur. L'accélération souhaitée n'est donc pas l'accélération du mouvement de référence mais $\ddot{q}^d$,

$$\ddot{q}^d = \ddot{q}^r - K_v(\dot{q}^r - \dot{q}) - K_p(q^r - q), \tag{75}$$

qui permet de rejoindre les trajectoires de référence dès que la contrainte sur l'équilibre n'est plus active. Les gains K_p et K_v sont choisis pour avoir un retour suffisamment rapide au mouvement de référence si possible, et pour éviter une accélération rapide qui peut créer des difficultés supplémentaires pour la contrainte d'équilibre.

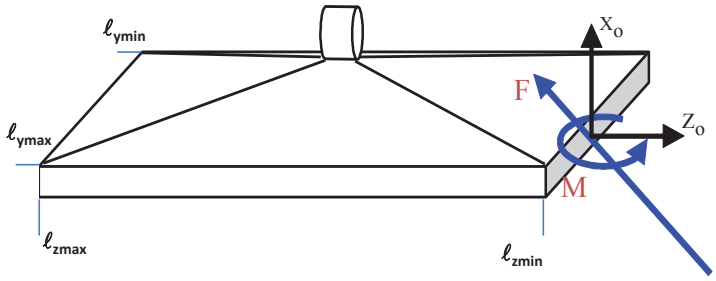


FIGURE 37 – Repère de référence et représentation des efforts extérieurs résultants sur le pied.

Modification des trajectoires articulaires

L'accélération articulaire peut être modifiée pour un ensemble de N DoF de la structure $[q_1\ q_2\ ..\ q_N]$. Si le système d'imitation ne peut pas maintenir son équilibre en effectuant $\ddot{q}^d$, la nouvelle accélération sera calculée de la manière suivante.

$$\ddot{q} = \ddot{q}^d + e_q \Delta \ddot{q}_i \tag{76}$$

où les $\Delta\ddot{q}_i$ sont des variables de contrôle pour chaque articulation i pour laquelle la modification du mouvement articulaire est acceptée. La matrice colonne e_q contient des zéros et des uns et permet de sélectionner les articulations à modifier.

Le modèle dynamique inverse pour le système d'imitation calculé à l'aide de la formulation récurrente de Newton-Euler peut être écrit comme suit :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{F} \\ \tau \end{bmatrix}^0 = NE(q, \dot{q}, \ddot{q}^d) \tag{77}$$

où q est le vecteur de configuration articulaire, $\dot{q}$ regroupe les vitesses articulaires et $\ddot{q}^d$ est l'accélération souhaitée. Le vecteur τ regroupe les couples articulaires du robot (figure 37). Ainsi, les expressions de la force f_x et des moments M_y et M_z sont données par les première, quatrième et cinquième lignes de la partie gauche de l'équation 77, et nous l'écrirons comme suit :

$$\begin{bmatrix} f_x^0 \\ M_y^0 \\ M_z^0 \end{bmatrix} = NE_3(q, \dot{q}, \ddot{q}^d) \tag{78}$$

Pour déterminer la contribution de la variable de contrôle $\Delta\ddot{q}_i$ à la force et aux moments de la réaction, nous avons calculé

$$\begin{bmatrix} f_x^i \\ M_y^i \\ M_z^i \end{bmatrix}^i = NE_3(q, \dot{q}, \ddot{q}^d + e_i) \tag{79}$$

où e_i est la matrice dont la composante i est 1 et tous les autres éléments sont zéro. Basé sur les calculs des équations 77 et 79, la force et le couple peuvent être déduits pour toute variation de l'accélération selon la direction e_i. nous avons :

$$\begin{bmatrix} f_x^{mi} \\ M_y^{mi} \\ M_z^{mi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x^i \\ M_y^i \\ M_z^i \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} f_x^0 \\ M_y^0 \\ M_z^0 \end{bmatrix} \tag{80}$$

Selon le changement d'accélération $\Delta\ddot{q}_i$, la force de réaction et les moments peuvent donc être écrits comme suit.

$$f_x = \sum_{i=1}^{N} f_x^{mi}\Delta\ddot{q}_i + f_x^0, \tag{81}$$

$$M_y = \sum_{i=1}^{N} M_y^{mi}\Delta\ddot{q}_i + M_y^0; \quad M_z = \sum_{i=1}^{N} M_z^{mi}\Delta\ddot{q}_i + M_z^0 \tag{82}$$

où les coefficients f_x^{mi}, f_x^0, M_y^{mi}, M_y^0, M_z^{mi} et M_z^0 sont calculés grâce aux équations de la dynamique inverse. Reportons ces expressions dans l'équation 69, nous obtenons :

$$\ell_z = \frac{\sum_{i}^{N} M_y^{mi}\Delta\ddot{q}_i + M_y^0}{\sum_{i}^{N} f_x^{mi}\Delta\ddot{q}_i + f_x^0} \tag{83}$$

$$\ell_y = -\frac{\sum_{i}^{N} M_z^{mi}\Delta\ddot{q}_i + M_z^0}{\sum_{i}^{N} f_x^{mi}\Delta\ddot{q}_i + f_x^0} \tag{84}$$

Lorsque le ZMP $[\ell_y^r, \ell_z^r]$ est calculé avec l'accélération souhaitée $\ell_y^r = -\frac{M_z^0}{f_x^0}$, $\ell_z^r = \frac{M_y^0}{f_x^0}$, deux cas peuvent être réalisés : soit le ZMP reste dans le polygone de support et l'accélération souhaitée est inchangée, soit le ZMP est en dehors du polygone de support et nous choisissons le ZMP souhaité dans les limites de support $[\ell_z^{\min}, \ell_z^{\max}]$ le long de l'axe **z** et $[\ell_Y^{\min}, \ell_y^{\max}]$ le long de l'axe des **y** de sorte que :

$$\begin{cases} \ell_y = \ell_y^r & \text{si } \ell_y^{\min} < \ell_y^r < \ell_y^{\max} \\ \ell_y = \ell_y^{\min} & \text{si } \ell_y^r < \ell_y^{\min} \\ \ell_y = \ell_y^{\max} & \text{si } \ell_y^r > \ell_y^{\max} \end{cases} \tag{85}$$

et

$$\begin{cases} \ell_z = \ell_z^r & \text{si } \ell_z^{\min} < \ell_z^r < \ell_z^{\max} \\ \ell_z = \ell_z^{\min} & \text{si } \ell_z^r < \ell_z^{\min} \\ \ell_z = \ell_z^{\max} & \text{si } \ell_z^r > \ell_z^{\max} \end{cases} \tag{86}$$

Lorsque la position ZMP souhaitée (ℓ_y, ℓ_z) est connue par l'Equation 86, $\Delta\ddot{q}_i$ peut être obtenu de sorte que :

$$\begin{aligned} &\sum_{i=1}^{N}(f_x^{mi}\ell_z - M_y^{mi})\Delta\ddot{q}_i + f_x^0\ell_z - M_y^0 = 0 \\ &\sum_{i=1}^{N}(f_x^{mi}\ell_z + M_z^{mi})\Delta\ddot{q}_i + f_x^0\ell_y + M_z^0 = 0 \end{aligned} \tag{87}$$

De la même manière que pour les limites du ZMP, Les couples articulaires peuvent être contraints dans les limites désirées. L'écriture générale de l'équation est la suivante.

$$\tau = \sum_{i=1}^{N} \tau^{mi}\Delta\ddot{q}_i + \tau^0 \tag{88}$$

$$\sum_{i=1}^{N} \tau^{mi}\Delta\ddot{q}_i + \tau^0 - \tau = 0 \tag{89}$$

Le couple désiré τ doit être restreint dans sa valeur de saturation $[\tau^{\min}, \tau^{\max}]$ en utilisant l'équation suivante. Le couple de référence τ^r est obtenu lorsqu'un mouvement de référence est appliqué ($\tau^r = \tau^0$).

$$\begin{cases} \tau = \tau^r & \text{si } \tau^{\min} < \tau^r < \tau^{\max} \\ \tau = \tau^{\min} & \text{si } \tau^r < \tau^{\min} \\ \tau = \tau^{\max} & \text{si } \tau^r > \tau^{\max} \end{cases} \tag{90}$$

Nous pouvons donc récrire l'équation du ZMP et des couples articulaires sous une formulation matricielle.

$$J\Delta\ddot{q}_i + H = 0 \tag{91}$$

Et, pour toute articulation de i à N, nous pouvons récrire les équations issues de (87) et (89) sous une forme matricielle.

$$J = \left[\begin{array}{cccc} f_x^{mi}l_z - M_y^{mi} & f_x^{m(i+1)}l_z - M_y^{m(i+1)} & . \; . & f_x^{mN}l_z - M_y^{mN} \\ f_x^{mi}l_z + M_z^{mi} & f_x^{m(i+1)}l_z + M_z^{m(i+1)} & . \; . & f_x^{mN}l_z + M_z^{mN} \\ \hline \tau_i^{mi} & \tau_i^{m(i+1)} & . \; . & \tau_i^{mN} \\ . & . \; . \; . & & . \\ \tau_N^{mi} & \tau_N^{m(i+1)} & . \; . & \tau_N^{mN} \end{array}\right] \tag{92}$$

$$H = \begin{bmatrix} -f_x^0 l_z + M_z^0 \\ f_x^0 l_y + M_z^0 \\ \hline \tau_i - \tau_i^0 \\ . \\ \tau_N - \tau_N^0 \end{bmatrix} \tag{93}$$

De plus, si $i \geq 2$, et est tel que J est de rang plein, la solutions minimale pour $\Delta\ddot{q}_i$ est donnée par :

$$\Delta\ddot{q}_i = -J^+ H \tag{94}$$

Grâce à cette équation, les accélérations articulaires qui maintiendront le ZMP dans la zone désirée peuvent être déterminées. Le processus complet est résumé sur le diagramme de la figure 38.

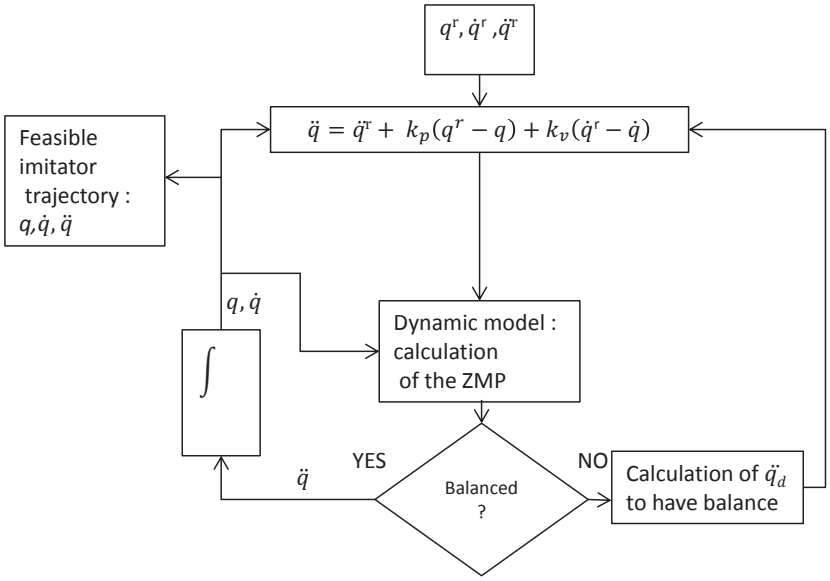


FIGURE 38 – Diagramme associé à l'algorithme de contrôle pour la modification des accélérations articulaires.

La commande modifie l'accélération articulaire directement pour obtenir un mouvement réalisable du système imitateur. Le ZMP reste à l'intérieur du polygone support comme illustré dans la figure 39 (gauche) qui compare la trajectoire de référence (rouge) à celle modifiée (bleue). On peut remarquer que la nature de la modification est très différente que dans le cas d'une optimisation : la trajectoire de référence est suivie jusqu'au bord du domaine non contraint. Elle suit ensuite le bord du domaine, puis rattrape son retard lorsque la trajectoire de référence permet à nouveau un suivi respectant les contraintes. Les contraintes sur les couples sont respectées de la même manière, comme on peut le voir sur la figure 39 (droite) : les couples suivent le mouvement de référence jusque à la limite acceptable, suivent cette limite tant que la référence est à l'extérieur, puis suivent

à nouveau le mouvement de référence à l'intérieur de la limite.

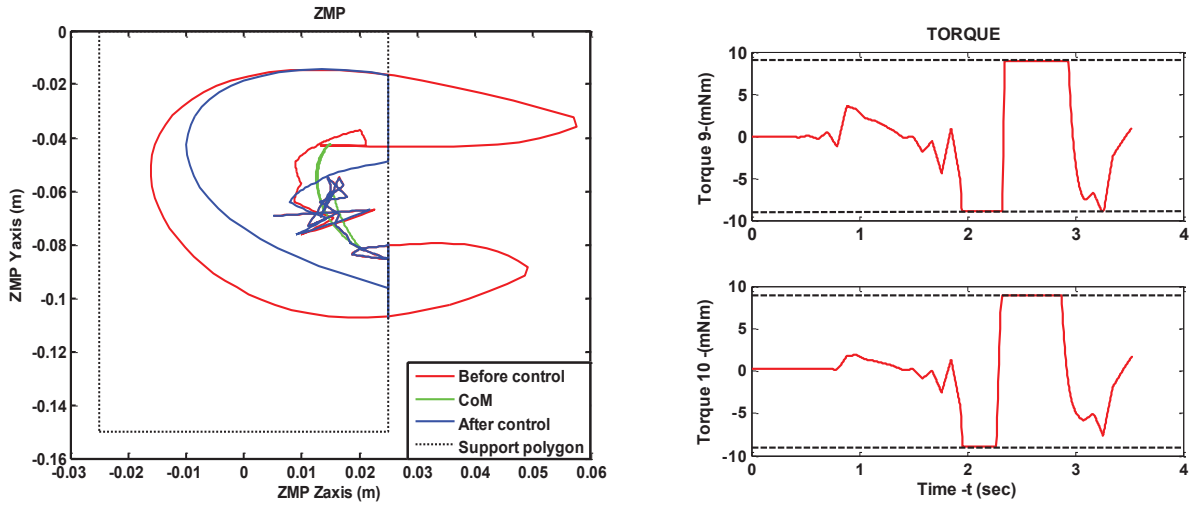


FIGURE 39 – Modification de la trajectoire du ZMP par la commande en suivi articulaire (gauche). Exemples de couples résultant de cette modification (droite).

Des angles articulaires spécifiques ont été sélectionnés, ceux qui influencent considérablement la position du COM pendant le mouvement. Pour le robot NAO, nous avons choisi les articulations de la cheville, du torse (roulis et tangage des hanches) et le tangage du genou gauche comme variables de contrôle. Les autres angles articulaires ne sont pas directement modifiés. La figure 40 montre la trame de toutes les articulations choisies en comparaison avec la référence.

Modification de la distribution temporelle

Similairement à l'algorithme d'optimisation, nous appliquons la commande à la modification de la distribution temporelle qui affecte l'ensemble des trajectoires du robot, dans le même objectif de respecter la synchronisation des mouvements de référence. Cette approche présente l'avantage de ne pas modifier les trajectoires de référence, donc le mouvement de référence sera reproduit exactement.

Le mouvement du système d'imitation $(q(t), \dot{q}(t), \ddot{q}(t))$ peut être exprimé en fonction du mouvement de référence $(q^r(s(t)), \dot{q}^r(s(t)), \ddot{q}^r(s(t)))$ par le biais d'un facteur d'échelle temporelle noté $s(t)$.

$$\begin{aligned} q(t) &= q^r(s(t)) \\ \dot{q} &= \frac{\partial q^r}{\partial s}\ \dot{s} \\ \ddot{q} &= \frac{\partial q^r}{\partial s}\ \ddot{s} + \frac{\partial^2 q^r}{\partial^2 s}\ \dot{s}^2 \end{aligned} \tag{95}$$

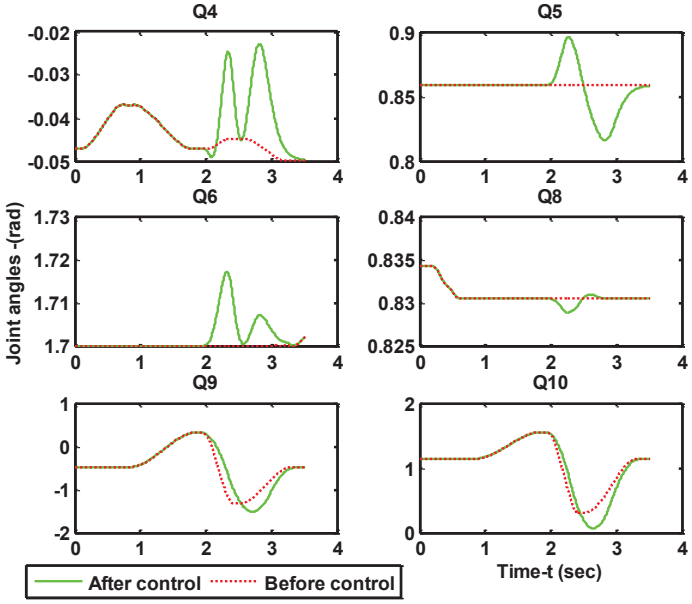


FIGURE 40 – Exemples de trajectoires articulaires modifiées par l'algorithme de commande articulaire.

Le mouvement de référence est obtenue pour $s(t) = t$, $\dot{s} = 1$, $\ddot{s} = 0$. $\ddot{s}$ pourra être modifié pour satisfaire la contrainte sur le ZMP. Si nous considérons le changement d'accélération par $\Delta\ddot{s}$, nous utilisons la même façon d'écrire l'effet sur la force de réaction et le moment.

$$\begin{bmatrix} f_x^b \\ M_y^b \\ M_z^b \end{bmatrix} = NE_3(q, \dot{q}, \ddot{q}(s, \dot{s}, \ddot{s})) \tag{96}$$

où $\ddot{q}(s, \dot{s}, \ddot{s})$ est défini par l'équation (95) et l'équation de contrôle PD décrite par la suite. La seconde itération est réalisée avec $\Delta\ddot{s} = 1$. Nous obtenons :

$$\begin{bmatrix} f_x^c \\ M_y^c \\ M_z^c \end{bmatrix} = NE_3(q, \dot{q}, \ddot{q}(s, \dot{s}, \ddot{s} + 1)) \tag{97}$$

Comme les efforts sont affines par rapport à l'accélération, nous avons :

$$\begin{bmatrix} f_x^a \\ M_y^a \\ M_z^a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x^c \\ M_y^c \\ M_z^c \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} f_x^b \\ M_y^b \\ M_z^b \end{bmatrix} \tag{98}$$

En utilisant ces deux calculs du modèle dynamique, la position du ZMP pour toute modification de $\Delta\ddot{s}$ peut être extraite. Nous pouvons maintenant exprimer l'équation ZMP de

l'imitateur comme fonction du facteur d'échelle $s(t)$ et ses dérivés. La variable de contrôle que nous choisissons est $\ddot{s}$. En remplaçant (95) dans (69), on obtient $\ddot{s}$ en fonction de la position ZMP.

Notre objectif est de fixer $s(t)$ le plus près possible de t. Par conséquent, l'erreur est définie par $e(t) = s(t) - t$ et sa dérivée est $\dot{e}(t) = \dot{s}(t) - 1$. Soient K_{ps} et K_{vs} les gains proportionnels et dérivés correspondants, le comportement en boucle fermée souhaité pour l'erreur est le suivant.

$$\ddot{e} + K_{vs}\dot{e} + K_{ps}e = 0 \tag{99}$$

$$\ddot{s}_d = -K_{vs}(\dot{s}(t) - 1) - K_{ps}(s(t) - t) \tag{100}$$

La position du ZMP en fonction de la variable de contrôle $\ddot{s} = \ddot{s}_d + \Delta\ddot{s}$ peut être exprimée de la manière suivante.

$$\ell_y = -\frac{M_z^a \Delta\ddot{s} + M_z^b}{f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b} \tag{101}$$

$$\ell_z = \frac{M_y^a \Delta\ddot{s} + M_y^b}{f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b} \tag{102}$$

où f_x^a, f_y^b, M_y^a, M_y^b, M_z^a et M_z^b sont calculés par l'équation 98. Quand le ZMP $[\ell_y^r, \ell_z^r]$ est calculé avec l'accélération désirée $\ddot{s}^d$, $\ell_y^r = -\frac{M_z^b}{f_x^b}$, $\ell_z^r = \frac{M_y^b}{f_x^b}$, deux cas peuvent apparaître : soit le ZMP reste dans le polygone de support et l'accélération désirée est inchangée ; soit le ZMP est à l'extérieur du polygone de support.

Ce dernier cas est difficile à résoudre car une variable $\Delta\ddot{s}$ unique doit être déterminée satisfaisant les deux conditions (87). En utilisant les équations (101) et (102), nous obtenons :

$$\ell_y^{\min} < -\frac{M_z^a \Delta\ddot{s} + M_z^b}{f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b} < \ell_y^{\max} \tag{103}$$

$$\ell_z^{\min} < \frac{M_y^a \Delta\ddot{s} + M_y^b}{f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b} < \ell_z^{\max} \tag{104}$$

La force verticale est au dénominateur de ces équations, et cette force doit rester positive pour éviter le décollement. Nous avons donc :

$$\begin{array}{l} \ell_y^{\min}(f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b) < -M_z^a \Delta\ddot{s} - M_z^b < \ell_y^{\max}(f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b) \\ \ell_z^{\min}(f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b) < M_y^a \Delta\ddot{s} + M_y^b < \ell_z^{\max}(f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b) \\ f_x^a \Delta\ddot{s} + f_x^b > 0 \end{array} \tag{105}$$

ou encore

$$\begin{array}{l} (\ell_y^{\min} f_x^a + M_z^a)\Delta\ddot{s} < -M_z^b - \ell_y^{\min} f_x^b \\ (\ell_y^{\max} f_x^a + M_z^a)\Delta\ddot{s} > -M_z^b - \ell_y^{\max} f_x^b \\ (\ell_z^{\min} f_x^a - M_y^a)\Delta\ddot{s} < M_y^b - \ell_z^{\min} f_x^b \\ (\ell_z^{\max} f_x^a - M_y^a)\Delta\ddot{s} > M_y^b - \ell_z^{\max} f_x^b \\ f_x^a \Delta\ddot{s} > -f_x^b \end{array} \tag{106}$$

Les limites de couples articulaires $(\tau^{\min}, \tau^{\max})$ doivent aussi être considérées.

$$\tau^{\min} < \tau^a \Delta\ddot{s} + \tau^b < \tau^{\max} \tag{107}$$

$$\frac{\tau^{\min} - \tau^b}{\tau^a} < \Delta\ddot{s} < \frac{\tau^{\max} - \tau^b}{\tau^a} \tag{108}$$

En fonction du signe du facteur d'échelle $\ddot{s}$, plusieurs cas peuvent être rencontrés. Par exemple, dans le cas où tous les facteurs sont positifs :

$$d_{min} < \Delta\ddot{s} < d_{max} \tag{109}$$

avec

$$d_{max} = min(\frac{-M_z^b - \ell_y^{\min} f_x^b}{\ell_y^{\min} f_x^a + M_z^a}, \frac{M_y^b - \ell_z^{\min} f_x^b}{\ell_z^{\min} f_x^a - M_y^a}, \frac{\tau^{\max} - \tau^b}{\tau^a}) \tag{110}$$

$$d_{min} = max(\frac{-f_x^b}{f_x^a}, \frac{M_y^b - \ell_z^{\max} f_x^b}{\ell_z^{\max} f_x^a - M_y^a}, \frac{-M_z^b - \ell_y^{\max} f_x^b}{\ell_y^{\max} f_x^a + M_z^a}, \frac{\tau^{\min} - \tau^b}{\tau^a}) \tag{111}$$

Si $d_{\min} > d_{\max}$ alors aucune solution n'existe, ce cas sera considéré dans l'approche hybride décrite par la suite. Dans les autres cas, la valeur adaptée de $\Delta\ddot{s}$ est :

$$\begin{cases} \Delta\ddot{s} = 0 & \text{if } d_{\min} < 0 < d_{\max} \\ \Delta\ddot{s} = d_{\min} & \text{if } 0 < d_{\min} \\ \Delta\ddot{s} = d_{\max} & \text{if } 0 > d_{\max} \end{cases} \tag{112}$$

Le premier cas ne se produit pas car il signifie que la position du ZMP pour l'accélération souhaitée se trouve dans la zone de support et $d_{\min}$ et $d_{\max}$ ne sont pas calculés. Tous les autres cas sont traités selon le signe du facteur de $\Delta\ddot{s}$: si a, b et c sont trois variables, alors si $a < b$ et si c est positif, alors $ac < bc$ et si c est négatif alors $ac > bc$.

Cet algorithme n'a pas donné une solution réalisable dans le cas du mouvement de coup de pied considéré dans les applications précédentes. Pour illustrer ses effets, nous avons considéré deux chaînes cinématiques ouvertes 2D, à quatre liaisons, posées sur un pied, dont les caractéristiques dynamiques diffèrent, dont l'une fait office de système de référence et l'autre de système d'imitation [72]. L'exemple de mouvement choisi est tel que le système d'imitation n'est pas en mesure de reproduire directement le mouvement de référence sans perdre l'équilibre.

La Figure 42 (gauche) compare la trajectoire ZMP de référence à celle obtenue suite au traitement par l'algorithme de contrôle du facteur d'échelle de temps. L'algorithme permet bien au ZMP de rester dans la surface de soutien représentée par les deux lignes horizontales, pendant toute la durée du mouvement. On remarque encore le comportement de l'approche commande : la trajectoire de référence est suivie tant qu'elle permet au système imitant de respecter les contraintes. Lorsque ces contraintes sont violées, l'algorithme les traite prioritairement. Le suivi continue mais additionné des contraintes

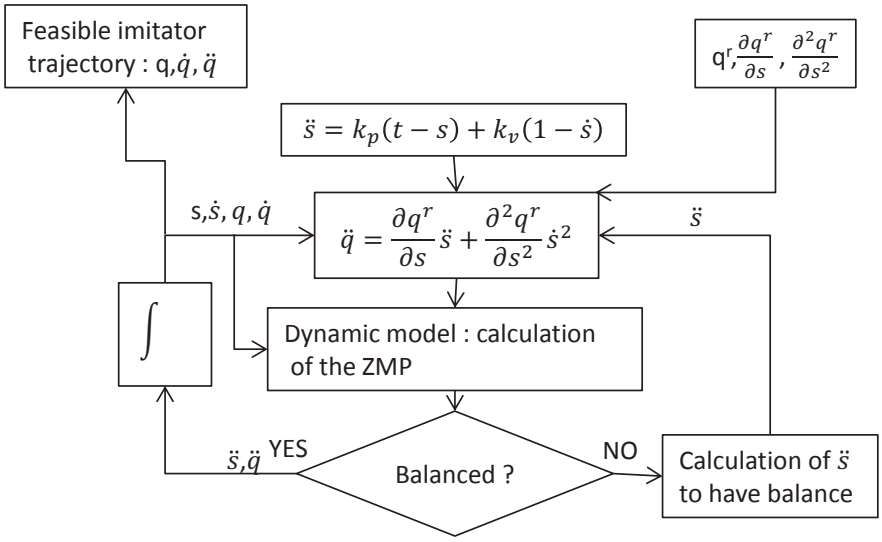


FIGURE 41 – Diagramme de l'algorithme de contrôle du facteur d'échelle temporelle.

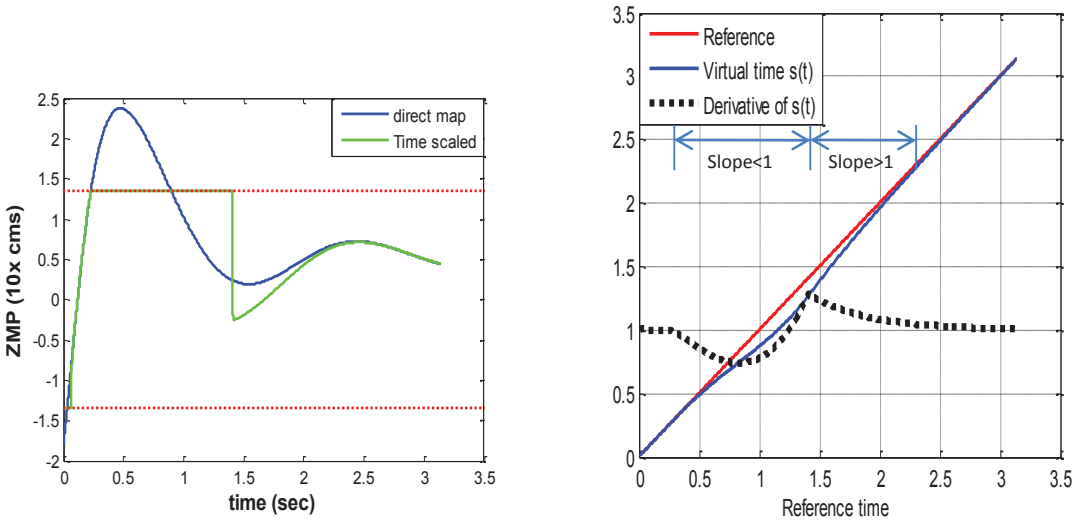


FIGURE 42 – Gauche : Trajectoires du ZMP de référence et modifiées par la commande en suivi temporel. Les deux lignes horizontales représentent les limites du polygone de support. Droite : Temps de référence, facteur d'échelle temporel et sa dérivée.

formulées. Les conséquences observables résultent en une trajectoire qui longe la limite du polygone de support jusqu'à ce que la trajectoire de référence propose à nouveau une solution réalisable. Le suivi classique reprend alors. Le respect des contraintes est assuré par une modification de l'échelle temporelle, c'est-à-dire des accélérations articulaires modifiées (pas les trajectoires : le mouvement et sa coordination sont parfaitement reproduits).

La Figure 42 (droite) montre le temps virtuel (courbe bleue) et le temps de référence (courbe rouge). Les gains K_{ps} et K_{vs} ont été choisis afin d'assurer une synchronisation rapide et sous la condition que le temps virtuel soit toujours inférieur au temps de référence. Compte tenu du temps mis à l'échelle, on peut souligner trois cas :

Cas 1 : Pente de la courbe < 1 : Le mouvement de l'imitateur est ralenti par rapport à la référence afin de compenser la violation de la contrainte du ZMP.
Cas 2 : Pente de la courbe $= 1$: Les mouvements de l'imitateur et de l'interprète se déroulent à la même vitesse lorsque $s(t) = t$.
Cas 3 : Pente de la courbe > 1 : L'imitateur accélère son mouvement pour rattraper le mouvement de référence et, en même temps, la contrainte ZMP est satisfaite. En observant ce cas sur la figure 42 (gauche), on peut observer que le temps virtuel est en retard par rapport au temps de référence lorsque le ZMP est proche de la limite du polygone de support. Lorsque le ZMP est à l'intérieur du polygone de support, le mouvement tend à accélérer pour réduire l'erreur entre les deux courbes.

Cette approche offre de nombreux avantages, précédemment mentionnés : respect de la coordination du mouvement, capacité d'être appliquée en temps réel parmi les plus grands. Dans le cas proposé, le système imitant parvient à retrouver le mouvement de référence à la fin de la simulation, tout en conservant son équilibre. Par contre, quelques inconvénients peuvent aussi être remarqués.

– Un délai peut apparaître entre les mouvements de référence et de l'imitateur lorsque l'imitateur n'a pas le temps de rattraper le mouvement de référence. Cela se produit lorsque la trajectoire de ZMP de l'imitateur est très proche de la limite du polygone de support. Si le mouvement de référence s'arrête à ce moment, le système imitant tombe. La commande PD minimise l'erreur entre le temps de référence et le temps virtuel de synchronisation, aussi le cas mentionné peut arriver exceptionnellement.
– Une incohérence peut apparaître et une solution possible peut ne pas être obtenue dans certains cas qui impliquent une violation du ZMP le long des axes **y** et **z**. C'était le cas du coup de pied de référence (pas de solution trouvée).
– La mise à l'échelle du temps est efficace en particulier lorsque le mouvement implique des accélérations élevées, et si les deux conditions sur le ZMP selon les axes **y** et **z** sont compatibles. Cependant, si le ZMP et la projection du CoM sont en dehors du polygone de support et que la vitesse du mouvement tend vers zéro, alors la mise à l'échelle du temps n'a aucun effet sur l'équilibre et le système tombe inévitablement. C'est l'inconvénient majeur de l'approche de mise à l'échelle de temps.

Pour contrer ces inconvénients, nous proposons l'approche hybride impliquant la combinaison des deux approches de commande en suivi des valeurs articulaires et temporelles précédemment décrites pour générer un mouvement imitant réalisable et admissible.

Modification des distributions articulaire et temporelle

Dans cette approche hybride, les angles des articulations sont modifiés pour retrouver l'équilibre du robot uniquement lorsque la modification temporelle ne trouve pas de solution réalisable. Les variables de contrôle sont $\ddot{q}$ et $\ddot{s}$.

$$\ddot{q} = \frac{\partial q^r(s)}{\partial s}\ddot{s} + \frac{\partial^2 q^r}{\partial^2 s}\dot{s}^2 - K_v(\frac{\partial q^r(s)}{\partial s}\dot{s} - \dot{q}) - K_p(q^r - q) \quad (113)$$

$$\ddot{s} = -K_{vs}(\dot{s} - 1) - K_{ps}(s - t) \quad (114)$$

où K_v, K_p, K_{ps} et K_{vs} sont des gains positifs, dont le réglage permettra de satisfaire les contraintes sur les articulations (K_v, K_p) et sur le temps virtuel ($K_{ps} = 4$, $K_{vs} = 2$) tout en assurant une synchronisation rapide. Comme précédemment, les contraintes sur le facteur d'échelle concernent la monotonie du temps virtuel (la dérivée du temps virtuel doit toujours être positive) et les mouvements de l'imitateur ne doivent pas être en avance sur le mouvement de référence. Les contraintes articulaires concernent une convergence rapide à une erreur nulle lorsque la situation de la modification articulaire se pose.

Il n'est pas nécessaire, dans la phase de modification des articulations, de modifier tous les angles articulaires du robot. Nous nous concentrerons sur la modification de seulement les articulations les plus influentes pour l'équilibre : la cheville (roulis et tangage) et la hanche (roulis, tangage et lacet). Le schéma fonctionnel détaillé de l'approche hybride est illustré dans la figure 43.

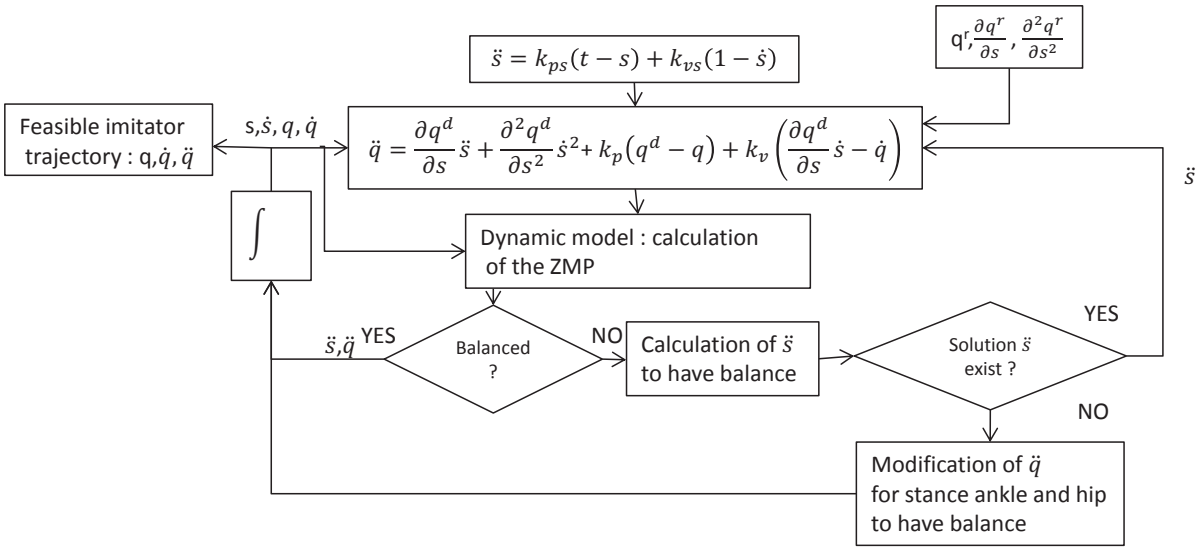


FIGURE 43 – Algorithme de la commande hybride.

Nous appliquons cet algorithme au cas du coup de pied humain réalisé par le robot humanoïde NAO. Un mouvement réalisable a cette fois-ci été obtenu, comme l'illustre la

figure 44 (gauche). Lorsque la mise à l'échelle du temps 44 (droite) ne permet pas de fournir de solution, l'algorithme modifie les articulations choisies pour contraindre le ZMP à l'intérieur du polygone de support, comme illustré par la Figure 45. En outre, nous devons restreindre la valeur de $\ddot{s}$ avec la valeur de saturation pour limiter les couples articulaires dans leurs limites, dans notre cas expérimental $|\ddot{s}| = 20$.

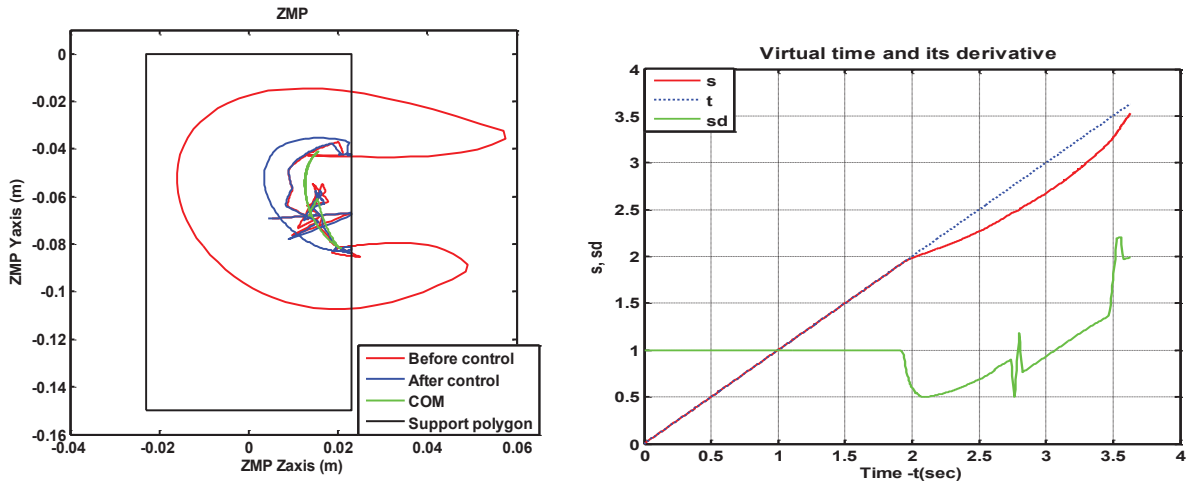


FIGURE 44 – Gauche : trajectoire du ZMP de référence et du ZMP modifié. Droite : Temps de référence, facteur d'échelle temporel et sa dérivée.

Le facteur de mise à l'échelle du temps et sa dérivée sont représentés sur la figure 44 (droite). Le facteur d'échelle est modifié entre 1,5 et 2s pour assurer la condition d'équilibre. Cependant, le système se retrouve dans une situation où aucune solution n'est trouvée par la seule modification du facteur d'échelle, et permettant de respecter la contrainte sur le ZMP, ce qui nous avait empêché de réaliser le mouvement avec la seule modification du facteur d'échelle. Dans le cas hybride, le contrôle des trajectoires articulaires prend le relais et permet de proposer une solution réalisable. Les trajectoires articulaires sélectionnées sont donc modifiées comme illustré par la figure 45, les autres trajectoires articulaires restant inchangées (ou seulement par le facteur d'échelle). Sur cette figure, les trajectoires de référence et les trajectoires réalisées du robot sont affichées par rapport au temps de référence (non superposés par rapport au temps virtuel), afin d'observer la variation du mouvement des articulations due à la modification articulaire seule dans l'approche de contrôle hybride.

Le facteur de mise à l'échelle du temps réduit uniformément la vitesse et l'accélération de toutes les articulations du robot simultanément, et permet ainsi de respecter la coordination du mouvement de référence. Le mouvement ralentit lorsque $\dot{s} < 1$ et accélère pour rattraper le mouvement de référence lorsque $\dot{s} > 1$ (figure 44 droite). Le robot et

le mouvement de référence évoluent à la même vitesse si $\dot{s} = 1$. On peut observer sur la figure 44 (droite) que le temps final du mouvement de référence et celui réalisé ne sont pas identiques. Le mouvement du robot est retardé et le ZMP a évolué de telle sorte que le robot n'a pas pu rattraper son retard au dernier moment du mouvement de référence. Si le mouvement avait pu être prolongé, le temps virtuel se serait resynchronisé avec le temps réel.

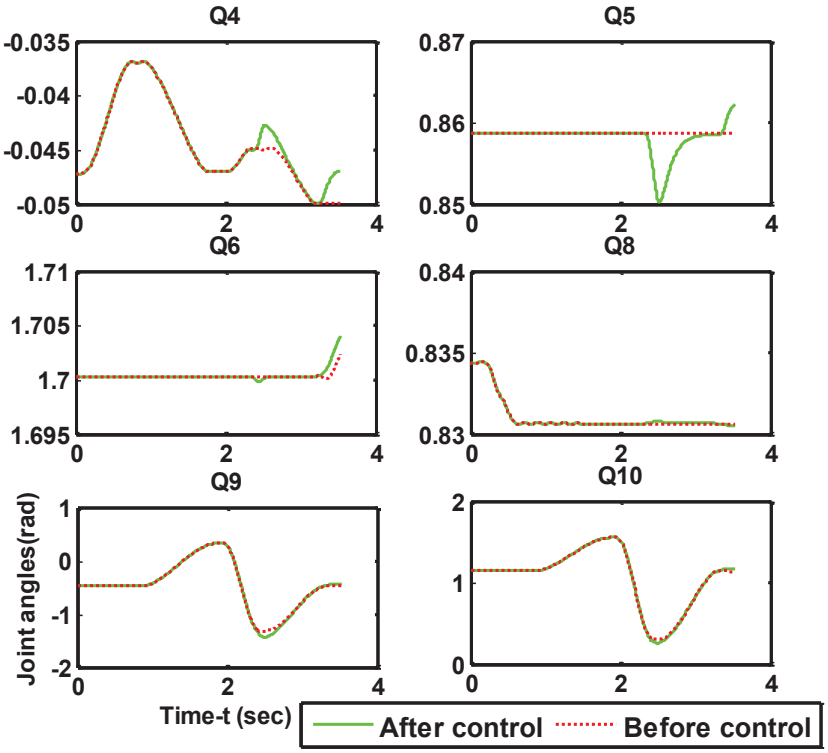


FIGURE 45 – Trajectoires articulaires de référence et modifiées de la hanche et de la cheville.

Nous illustrons enfin les modifications effectuées sur les deux couples articulaires dont les limites sont dépassées si application du mouvement de référence. La figure 46 montre que les limites de couple des moteurs ne sont pas violées pour le robot NAO sur l'ensemble de son mouvement.

Pour résumer les travaux sur la commande en suivi, l'approche développée est destinée à l'imitation de mouvement en temps réel, expérimenter cette méthode en temps réel est donc une perspective immédiate à ce travail. L'algorithme recherche une solution lorsqu'il existe une violation du ZMP, et modifie les articulations ou le facteur de mise à l'échelle du temps pour obtenir la solution réalisable instantanément. L'avenir du mouvement n'est

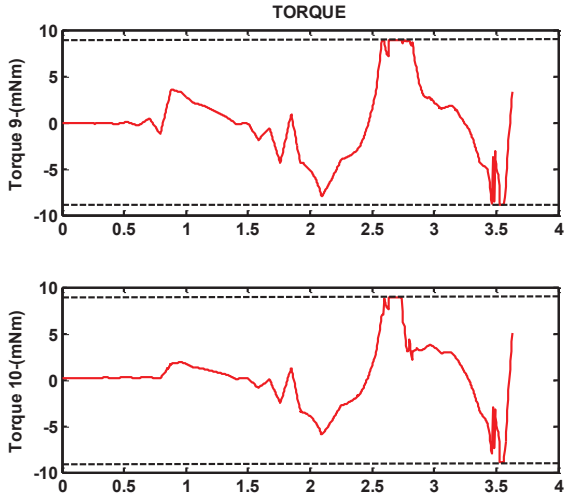


FIGURE 46 – Couples articulaires de la hanche et du genou.

pas considéré : le mouvement présent du système dépend du passé et des données de mouvement d'entrées actuelles. Cependant, les articulations et le facteur de mise à l'échelle du temps sont modifiés uniquement pour conserver le ZMP à l'intérieur du polygone de support, minimiser l'erreur dans les variables de contrôle et respecter les contraintes du système mécatronique (les limites des couples articulaires dans notre cas). La commande PD est utilisée pour minimiser l'erreur des variables de contrôle pendant le mouvement. L'algorithme de contrôle a été analysé pour tous les cas possibles de violation de ZMP et la valeur correspondante des variables de contrôle est choisie pour un mouvement conservant l'équilibre. Les gains des contrôleurs PD sont réglés pour garantir que le temps virtuel ne soit jamais supérieur au temps de référence (en vue d'une utilisation temps réel) et la dérivation du temps virtuel est toujours positive, de sorte que l'inversion de temps peut être évitée.

Nous favorisons la modification du facteur d'échelle temporel plutôt que la modification des trajectoires articulaires dans le cadre de l'imitation, car la modification temporelle permet de conserver la coordination des mouvements de référence. Cependant, cette dernière ne permet pas toujours d'extraire une solution réalisable, et une modification articulaire permet de s'affranchir de cette contrainte. Les approches hybrides temps / trajectoires offrent une bon compromis entre le respect de la coordination du mouvement de référence et les contraintes du système imitant : équilibre, limites de débattement articulaires et des couples moteurs.

Dans les limites de cette approche, le respect du temps de l'imitation n'est pas garanti, en effet la modification de la trajectoire du ZMP créé un délais. Le temps final du robot (et donc sa configuration) obtenu à partir du contrôle hybride peut être différent du temps

final de référence. Les gains de la boucle PD influencent le rattrapage des erreurs associées aux délais créés, mais n'assurent pas le zéro final. Cette contrainte devra être considérée par l'utilisateur dans le protocole d'utilisation de cette méthode.

10 Robotique et société

Mes travaux sur l'utilisation de robots dans la société ont été initiés en 2014, dans le cadre d'un projet associatif (association *Robots !*). Le projet associatif consiste à diffuser l'information robotique auprès du grand public, et mettre à disposition compétences et matériel, faire un lien entre recherche, public et entreprises. L'association dispense trois activités régulières (conférences publiques sur les robots et la robotique, ateliers de formation à la programmation robotique et événements à base de robots) ainsi qu'accompagne la mise en place de projets de recherche. Une de ses missions est de répondre à une question d'apparence simple : *comment, dès aujourd'hui, les robots peuvent améliorer notre quotidien ?* Des questions sociétales sont abordées, des réponses proposées et mises en œuvre (validées). Les robots peinent à être mis sur le marché du grand public, bien qu'ils soient très attendus. La complexité de ces machines très particulières en est la cause, avec quelques points encore mal clarifiés, comme la sécurité, l'éthique ou le droit (les capteurs pourraient surveiller les populations et retransmettre des informations, qui est responsable si un robot provoque un accident, etc.).

Historiquement, le premier aspirateur robotique grand public a été proposé par la compagnie Suédoise Elextrolux. Une démonstration publique est faite en 1996, et la mise sur le marché en 2001. En 2009, la seule marque *iRobot* annonçait 5 millions d'aspirateurs *Roomba* vendus, et aujourd'hui des dizaines de marques de par le monde en commercialisent. En 2009, le premier robot humanoïde NAO (Softbank Robotics) était mis sur le marché. Les voitures autonomes sont testées sur le terrain en situation réelle, même si un humain reste en permanence aux commandes du véhicule, et les drones volants livrent des produits au domicile des particuliers même si un pilote compétent surveille attentivement leurs courses. Si l'humain est encore très présents dans la boucle (sécurité), il va disparaître peu à peu pour laisser ces machines agir en toute autonomie. Nous allons assister à un remplacement de l'humain dans la réalisation de tâches de plus en plus complexes.
s Et c'est bien la question abordée ici : comment la société va-t-elle évoluer dans ce remplacement, et surtout que fait-on des humains dont les actions sont remplacées, en attendant la stabilisation de notre civilisation à un nouvel équilibre technologique ? Comment peut-on accompagner cette mutation, la rendre fluide et confortable pour tous ? Il est certain que la définition même du travail comme on la conçoit aujourd'hui, va changer. Le travail de recherche sociétale réalisé ici est communiqué sur trois réseaux : le réseau scientifique qui atteste et garantit la qualité scientifique des études menées ; le réseau public, qui permet au grand public de s'impliquer et participer à la réflexion ; enfin le réseau industriel qui pourra bénéficier des solutions proposées pour faire évoluer sa réflexion, son éthique

et ses produits. En 2014, la question posée concernait l'accompagnement thérapeutique utilisant les robots sociétaux, et a débouché sur les projets Rob'Autisme (adolescents autistes) et Rob'Zheimer (maladie d'Alzheimer stade intermédiaire). En 2017, nous abordons le problème des métiers et du soi-disant remplacement des humains par les machines. Ces deux projets abordent cependant la même question de fond : comment les robots vont-ils affecter notre rapport au monde dans les années qui viennent ?

Nous présentons ci-après trois projets d'avancement inégal, mis en place dans le cadre proposé ci-avant : Rob'Autisme, Rob'Bar et Danseurs d'Ombres.

Notre référence des robots sociétaux est construite dans les films de science fiction, et dans tous les films de science fiction, les robots sociétaux sont présentés comme des humains artificiels, dotés des mêmes comportements et caractéristiques, ainsi que de capacités supérieures (accès à des bases de données infinies, capacité calculatoires très supérieures, capteurs plus précis ou spécifiques). Le robot compagnon –très à la mode aujourd'hui, s'inspire de cette culture. Les difficultés de programmation, afin de doter ce "compagnon" d'initiatives, d'aléatoires et de pertinences, et le faire correspondre à ce que notre imagination espère, sont nombreuses. Mais les efforts pour l'obtenir mobilisent de nombreuses équipes de recherche et sociétés professionnelles, aussi nous pouvons espérer disposer d'un modèle fiable d'ici les 10 prochaines années.

Ce n'est pas ici la démarche technologique qui est pointée du doigt, le challenge est tentant. Mais la philosophie à la source de cette démarche mérite d'être discutée : à quel objectif sociétal répondons-nous en créant un robot compagnon ? La recherche d'un remplacement de l'humain défaillant, ou absent dans le cercle familial, du fait de l'explosion géographique ou du vieillissement des populations ? Une image de notre perfection idéalisée ? Les réponses sont généralement confuses et peu claires, et les propositions les plus intéressantes ne viennent ni des philosophes, ni des sociologues, mais des créateurs cinématographiques, qui semblent eux-mêmes en perte d'inspiration. Il semble raisonnable de penser qu'un tel robot serait parfait pour "remplacer" l'humain, puisqu'il est doté des mêmes caractéristiques sociétales, moins certaines faiblesses.

Un tel robot serait idéal pour intervenir dans des milieux hostiles dédiés aux humains : zones irradiées (sous réserve de régler le problème des composants actifs, sensibles aux radiations), exploration spatiale : terraformation, construction des complexes où les humains évolueront, etc. Mais le robot, comme les autres créations technologiques, est embarqué dans la course à la performance, qui ne donne pas le temps d'établir une stratégie sociétale rigoureuse. Le résultat est catastrophique : la peur des robots au sein de la population est croissante, voire se transforme en phobie. Le sentiment d'inutilité de l'humain dans la société est croissant, voire l'illégitimité d'appartenance à la société. Parallèlement aux industries technologiques qui explorent avec tant de succès et tant de vitesse, devraient opérer des industries qui expliquent et stabilisent les nouveautés. Mais comment stabiliser

dans une telle tornade de révolutions ? La première solution a été de dissimuler les progrès et leur mise en place. Il existe déjà des usines robotiques où les robots sont fabriqués par des robots, où l'humain est absent ou discret. La machine est actuellement au service du système, et non des citoyens.

Les programmes de réflexion, de discussion et de proposition de solutions sociétales présentés ci-après tentent d'aborder les aspects défaillants de la réflexion mentionnés précédemment. Utiliser le robot au service du citoyen, améliorer son quotidien, l'impliquer dans la révolution en cours, tenir compte de son ressenti, de ses désirs et de ses besoins, toutes ces actions pourraient apaiser les tensions actuelles face à l'arrivée de la machine. Cette réflexion pourrait aussi donner un sens à l'explosion technologique que nous vivons actuellement, la sortir d'une impression de simple démonstration technologique. Les applications sont encore peu nombreuses, mais avec un peu de temps, de plus en plus de sujets fondamentaux et difficiles seront abordés : comment aider les défaillances humaines grâce à la machine, ces mêmes défaillances que nous, en tant que société, culture ou individu, tentons de dissimuler au quotidien.

10.1 Accompagnement thérapeutique : Rob'Autisme

Le programme Rob'Autisme a été initié en 2014 et implique quatre partenaires : l'École Centrale de Nantes (LS2N), l'association *Robots !*, le CHU de Nantes et le centre culturel Stereolux. Aujourd'hui porté par l'association *Robots !* en partenariat avec Centrale Nantes, il est actuellement par *Softbank Robotics*, la MAIF, l'EPSI, AG2R La Mondiale, Fondation Bouygues (Terre Plurielle), Sopra Banking, AND'Ouest, le Lion's Club et le Comité national Coordination Action Hadicap (CCAH). Il utilise les robots humanoïdes NAO (*SoftBank Robotics*) comme outils de médiation dans l'accompagnement thérapeutique de jeunes autistes. Nous exposons par la suite le caractère inédit de l'approche utilisée, utilisant le robot comme une extension de communication pour le jeune autiste et non comme un compagnon (l'approche classique depuis 1990). Les résultats obtenus ont été qualifiés de spectaculaires par les familles, les soignants et les instructeurs qui entourent les six adolescents autistes observés, par rapport à la progression de leur communication. L'accompagnement se déroule en 20 séances de 1 heure, utilise 3 robots, et fait programmer les jeunes sujets.

10.1.1 L'autiste et le robot compagnon - Contexte et interprétation

C'est dans les années 1990 qu'une chercheuse britannique, Kerstin Dautenhahn (*University of Hertfordshire, School of Computer Science*), partant du constat que le jeune autiste a un attrait "naturel" pour l'électronique, décide d'utiliser un robot comme médiateur dans la thérapie de l'autisme. Elle construit alors le robot KASPAR, avec l'apparence humanoïde d'un jeune garçon, puis concrétise le projet Européen AURORA (1998), dans lequel l'approche *robot-compagnon* est proposée, développée, diffusée et validée internatio-

nalement. Cette approche consiste à programmer le robot et le doter d'une personnalité, afin qu'il sollicite le jeune autiste pour faire des exercices. Cette approche est immédiatement adoptée par tous les chercheurs qui ont suivi, car elle est plus efficace que toutes les autres thérapies existantes pour solliciter les sujets (animaux, jeux informatiques, musicologie, etc.). En remettant ces études dans le contexte technologique, AURORA était une des rares plate-formes à disposer de quatre robots, construits sur mesure : deux robots de formes humanoïdes (représentant un garçon et une fille) et deux robots à roues.

De nombreux chercheurs ne disposant pas des moyens d'avoir leur propre robot se sont donc joint au travail de K. Dautenhahn, et ont adopté son approche en diversifiant ses applications par le développement de nouveaux exercices. D'autres robots sont apparus depuis, d'apparences variées (pas seulement humanoïdes) et de fonctions variées (réaction à la voix, ou à la musique, ou au contact, etc.) afin d'étudier des interactions spécifiques dans un environnement contrôlé. De ces études, menées dans les vingt dernières années, plusieurs points importants ressortent : l'autiste est extrêmement réactif au robot, d'autant plus si sa forme se rapproche d'une forme humanoïde. Plusieurs mois après une exposition régulière à un robot, des progrès peuvent être observés : plus de facilité à communiquer, une attention à l'autre plus grande. Les résultats observés dépendent du sujet et de ses symptômes, du cadre et des exercices pratiqués. Chaque article scientifique traite d'un exercice particulier, avec un objectif local à valider (par exemple, le temps de concentration, ou l'attention, ou la capacité à communiquer verbalement, etc.). Dans les expérimentations, le contexte est toujours identique et se rapporte à deux situations : soit l'enfant est seul face au robot, et le robot le sollicite sur un exercice. Par exemple, trois images sont placées sur le table entre l'enfant et le robot, représentant une pomme, une voiture et un avion. Le robot demande à l'enfant de lui montrer la pomme. L'enfant doit choisir et prendre une image et la placer face à la caméra du robot, qui le félicite dans le cas d'une réponse appropriée ou lui demande de recommencer en cas d'erreur. Deuxième situation, un robot seul est face à un groupe d'enfants. Le robot fait des gestes, et le groupe d'enfants doit l'imiter.

Cette approche du robot compagnon était la plus efficace, car des changements de comportement des jeunes autistes pouvaient être observés en dehors des séances thérapeutiques après plusieurs mois de traitement (durée varie en fonction du sujet, des exercices et du robot utilisé), alors que par d'autres méthodes non robotiques (animaux, musicologie, etc.), au moins une année (souvent plusieurs) est nécessaire pour les mêmes observations, au point qu'il est difficile de savoir si l'évolution du jeune sujet est liée à la thérapie ou à sa maturité. Cependant, les différentes méthodes n'ont pas été comparées dans le même cadre. Par ailleurs, des populations limitées à quelques enfants étaient étudiées dans le protocole expérimental : il est difficile au vu des résultats de généraliser, ou même de reproduire la même expérience (surtout qu'il fallait reconstruire le robot !). Troisième point limitant de cette approche du robot compagnon : le robot est doté d'une personnalité, d'un comportement en accord avec les règles sociétales du pays où l'expérience est conduite.

Sa communication (dans le cas de robots humanoïdes capables de parler) utilise un mode de communication commun aux adultes non autistes (la famille) qui entourent l'enfant, afin de pouvoir substituer facilement l'adulte au robot, en espérant obtenir les mêmes réactions de la part de l'enfant. Le programme du robot compagnon ne tient donc pas compte des différences de communication (interprétation) entre le sujet autiste et le sujet non autiste. Ce robot compagnon n'est donc en aucun cas destiné à faire s'exprimer le jeune autiste, mais à le faire répondre à une sollicitation et l'insérer dans le monde non autiste. Il a souvent été observé que le sujet s'enfermait à nouveau lorsque la sollicitation s'arrêtait. Nous voyons là une réaction normale, car même un sujet non autiste, lorsque trop sollicité, perd peu à peu son autonomie décisionnelle et ne répondra plus qu'au sollicitations, oubliant ses initiatives.

Cette approche robotique présente donc de nombreux inconvénients, tout en étant la plus efficace existante pour capter l'attention du sujet observé. En 2009, un des inconvénient majeurs –la nécessité de construire un robot spécifique pour l'étude, disparaît avec la commercialisation à coût raisonnable du robot NAO de la société Aldebaran Robotics (15.000 euros, puis 12.000 euros en 2010, puis 6.000 euros en 2012). De quelques chercheurs isolés utilisant l'approche robotique jusqu'à 2009, de nombreuses nouvelles équipes de travail apparaissent après 2009, équipées du robot NAO. Les études deviennent alors réellement comparables, car le robot utilisé est identique : l'apparence n'influe pas sur les résultats observés. L'approche ne prend pas en France, principalement du fait du coût encore trop élevé pour les centres et institutions. Le logiciel *robot compagnon* semble trop difficile à utiliser par les soignants, et les équipes de recherche robotique s'y intéressent peu. Au niveau international, de toutes les nouvelles équipes adoptant l'approche robotique, leur modèle est basé sur celui proposé par K. Dautenhahn (robot compagnon). Des sociétés informatiques commencent à développer des logiciels de robots compagnons, afin de faciliter l'interaction de non roboticiens avec cette nouvelle génération de robots : les robots sociétaux.

10.1.2 L'approche Rob'Autisme : le robot extension

Rob'Autisme est basé sur l'approche du robot extension, et non du robot compagnon précédemment décrite. C'est l'autiste qui programme le robot, et agit ainsi sur le monde par l'intermédiaire de ce médiateur en lui faisant faire et dire tout ce qu'il veut ou presque, dans les limites des contraintes technologiques de la machine. La proposition de cette approche a soulevé de nombreuses questions, voire des oppositions. Les deux plus importantes sont les suivantes : 1) L'intrusion du robot dans l'environnement médical génère une méfiance importante de la part des soignants (particulièrement les pédopsychiatres), qui craignent de se faire remplacer par des robots. Cette méfiance s'est amplifiée au vu des excellents résultats obtenus grâce à ce médiateur, chaque séance thérapeutique étant équivalente à trois années de thérapie classique comme une mère l'a mentionné, et comme les pédopsychiatres ont confirmé, qualifiant cette méthode de formidable accélérateur thérapeutique.

2) Les pédopsychiatres *savaient* que le jeune autiste serait incapable de programmer le robot. Ce "savoir" a été contredit par l'expérience.

Le projet Rob'Autisme a commencé par 12 heures de formation des soignants (trois infirmiers et un orthophoniste) à l'utilisation des robots NAO (*SoftBank Robotics*). Six adolescents autistes âgés de 11 à 14 ans (5 garçons, 1 fille) ont bénéficié du programme initial, tous étaient suivis à l'hôpital de jour Samothrace (CPGEA) du CHU de Nantes, et partiellement scolarisés. Leurs notions de lecture et d'écriture sont inégales, faibles pour la plupart, et un des jeunes n'utilise pas la parole pour communiquer. Une description précise des sujets est faite dans [15]. Nous nous concentrons ici sur ce qui a motivé les différents choix scientifiques et thérapeutiques qui ont permis la mise en place de l'approche. En première remarque, la première année de ce programme était destinée à répondre à une question simple : les robots sont-ils dignes d'intérêt dans la thérapie de l'autisme ? Pour le contexte, ces six adolescents étaient déjà suivis par le CHU dans les années antérieures, et bénéficiaient d'ateliers sonores dont l'effet était proche de la musicothérapie. Les ateliers robotiques viendraient donc s'inscrire dans ces ateliers sonores, et l'exercice consistait à créer un lien entre les ateliers sonores précédents et le nouveau programme. Seconde remarque, le CPGEA axait l'essentiel de son approche thérapeutique sur l'amélioration de la communication par le partage et la collaboration. Il fallait donc que le nouveau programme s'inscrive dans cette directive autant que possible. Nous avions donc deux contraintes majeures pour construire les séances robotiques : 1) investir l'espace sonore et utiliser les ateliers sonores, 2) se concentrer sur le partage entre les différents participants.

L'approche mise en place a donc consisté à faire raconter une histoire aux jeunes, enregistrer leurs voix (fichiers .wav), les faire rejouer par les robots. Les ateliers robotiques seraient donc destinés à programmer les gestes des robots accompagnant la narration. pour la seconde contrainte, l'espace a été pensé de la façon suivante : a) l'espace de travail est au centre de la pièce, de manière à ce que toute personne travaillant dans cet espace voit les autres ; b) chaque robot est partagé par deux adolescents, un infirmier assiste le binôme pour l'aider à se concentrer sur l'exercice, lui rappeler où trouver les fonctions recherchées, etc. ; c) à la fin de chaque exercice, une pause est réalisée afin que chacun puisse montrer à tous ce qu'il a programmé, et ainsi partager son travail (cela force aussi à regarder le travail de l'autre). L'objectif global de ces séances de travail est une restitution finale devant un public partiellement constitué de personnes inconnues des jeunes. Le programme est organisé en vingt sessions de travail, alternant dix sessions préparatoires et dix sessions de programmation robotique. Pendant les sessions préparatoires, les jeunes discutent des robots et de sujets autour, comme la sécurité, leur ressenti, les difficultés rencontrées, etc., ils enregistrent la narration, les effets sonores, réalisent les décors, préparent les gestes et émotions qu'ils vont programmer. Pendant les séances de programmation, ils exécutent les gestes, définissent les couleurs des yeux du robot (traduisant les émotions), jouent à faire parler le robot.

La prise en main des robots par les jeunes s'est faite assez facilement, malgré l'environnement logiciel en anglais. Pour la première séance (prise de contact), le logiciel Chorégraphe était ouvert sur les trois ordinateurs, les trois robots étaient allumés et connectés aux ordinateurs, la fonction *say* ("dire") dans l'interface de programmation, connectée au robot. Ils avaient donc juste à envoyer l'instruction au robot, puis changer le texte pour lui faire dire ce qu'ils voulaient, et à nouveau envoyer l'instruction. Ils ont passé l'heure à jouer avec la synthèse vocale. Leur progression au cours de l'heure était intéressante, puisque leur première utilisation était pour faire ce qu'on leur demandait (tour de table pour montrer aux autres et voir ce que les autres ont fait), leur seconde utilisation répondait à leur curiosité : ils étaient intrigués (tour de table pour montrer aux autres et voir ce que les autres ont fait), leur troisième utilisation était destinée à faire pour montrer aux autres l'objet de leur création. Ici, l'orientation du groupe est prise en fonction de la création qui fait le plus rire les autres. Dans le cadre du premier groupe (2014-15), la première séance s'est terminée sur un concours d'insultes et de grossièretés par robots interposés, et dans le cadre du second groupe (2016-17), un concours de celui qui ferait faire le son le plus bizarre à la synthèse vocale (type rap, bégaiements, etc.). Le mouvement du robot est découvert à partir de la seconde séance avec les mouvements pré-enregistrés. Le tableau 5 synthétise la progression proposée au cours de l'ensemble des vingt sessions pour les deux années de programme suivies par un même groupe.

10.1.3 Résultats

La progression des 6 adolescents, en terme de communication, ont été spectaculaires de par leur rapidité. Pour faire court, le programme a affecté leurs temps de concentration (5 minutes la première séance robotique, 1 heure à la quatrième séance), l'expression verbale (un des jeunes ne parlait pas du tout en début de programme), la communication volontaire, le contact (yeux, présence), le soin aux autres et aux objets, la diminution conséquente des crises d'angoisse, de l'automutilation, etc. [104]. A la rentrée scolaire après une année de programme, une institutrice a mentionné en parlant du jeune qu'elle accueillait, qu'il ne s'agissait tout simplement plus de la même personne, et la mère voit son fils jouer au ballon dans la cours de l'école avec d'autres jeunes, sorti de son retrait.

Les progrès ont continué à la même vitesse la seconde année, menant l'essentiel du groupe vers des comportements toujours décalés (on ne guérit pas l'autisme...) mais acceptables en sociétés, avec des concentrations suffisantes pour tenir des conversations évoluées sur des temps long, avec des répliques adaptées et convenablement placées. Il est à remarquer que 6 mois séparaient les deux programmes, et aucun recul dans le comportement n'a été observé dans ce laps de temps, ce qui suggérerait que les effets de cet accompagnement thérapeutique durent dans le temps [106, 103, 29, 15].

Nous nous sommes interrogés de cette surprenante évolution, car si en effet nous nous attendions à de bons résultats, comme mentionné par les auteurs utilisant déjà des robots

PROGRAMME des séances préparatoires (*) et robotiques		
Séance	**Première année**	**Seconde année**
1*	Dessiner un robot	Dessiner un robot
2	Explications rapides (sécurité) Faire parler (taper le texte, envoyer)	Rappels : allumer / éteindre le robot, utiliser la librairie, parler, *timeline*
3*	Première lecture de l'histoire Aborder la sécurité / fragilité du robot	Premier recueil de thèmes
4	Faire parler / bouger (utiliser la librairie)	Discussion interactive (capteurs tête)
5*	Enregistrement voix 1 Jouer le rôle avec les gestes	Choix des personnages, présentations (écriture des premiers textes)
6	Faire parler puis bouger (librairie), bouger puis parler, bouger en parlant	Dialogues (1) : présentation des quatre personnages
7*	Enregistrement voix 2 Jouer le rôle avec les gestes	Choix d'une action (secourir quelqu'un) Ecriture dialogues (2)
8	Allumer/éteindre le robot Programmer des mouvements (*timeline*) Expliquer configurations / mouvement	Dialogues (2) Paramètres des voix
9*	Enregistrement voix 3 Jouer le rôle avec les gestes	Description des super pouvoirs Ecriture dialogues (fin)
10	Jouer l'enregistrement voix 1 (1) Programmer les gestes voix 1 (1)	Dialogues (3)
11*	Enregistrement voix 4 Jouer le rôle avec les gestes	Paysage sonore (1) : la plage Enregistrement voix off (1)
12	Jouer l'enregistrement voix 1 (2) Programmer les gestes voix 1 (2)	Mouvements (1) *Timeline*
13*	Ecouter voix 3 et 4 Discuter ton, gestes et émotions	Paysage sonore (2) : super pouvoirs Enregistrement voix off (2)
14	Jouer l'enregistrement voix 2 Programmer les gestes voix 2	Mouvements (2) *Timeline*
15*	Ecouter voix 3 et 4, modifier Discuter ton, gestes et émotions	Paysages sonore (3) : la fête Enregistrement voix off (3)
16	Jouer l'enregistrement voix 3 Programmer les gestes voix 3	Mouvements (3) Programmer une boucle (danse finale)
17*	Associer couleurs des yeux / émotions Décors spectacle (1)	Décors spectacles (1)
18	Jouer l'enregistrement voix 4 Programmer les gestes voix 4 Changer la couleur des yeux	Mouvements (4) : super pouvoirs Jouer un fichier son (super pouvoirs)
19*	Dessiner un robot Décors spectacle (2)	Décors spectacles (2)
20	Couleur des LEDs (émotions)	Couleurs des LEDs (émotions)
	Restitutions publiques	

TABLE 5 – Synthèse de la progression au cours des deux années de programme, à raison de vingt sessions par an conclues par une restitution publique.

dans la médiation thérapeutique de l'autisme, aucun n'avait mentionné de transformations si rapides chez les sujets observés. Les effets de l'accompagnement étaient effectivement observables en dehors des séances après seulement quelques semaines, alors que les auteurs utilisant le robot compagnon mentionnent quelques mois. L'utilisation d'un robot comme prothèse en communication se montre beaucoup plus efficace, relevant une contradiction à la base même de la mise en place de sollicitations thérapeutiques. En effet, lorsqu'une personne est sollicitée, elle répond. Lorsque la sollicitation s'arrête, la personne retrouve son état précédent. Elle n'interagira pas avec la personne qui a effectué la sollicitation, sauf si celle-ci réitère. Baser une thérapie sur des sollicitations organisées et volontaires, loin de motiver l'indépendance des patients (quel que soit leur âge et la cause de leur souffrance), génère en fait de la dépendance. Rob'Autisme a mis en évidence que la démarche en communication provenait non pas de personnel médical mais des patients eux-mêmes, encourageant leur désir d'indépendance.

Le robot, utilisé comme extension, a permis de reconstruire la limite entre le soi et le monde de ces adolescents, réparant d'une seul coup tous les symptômes associés à la défaillance de cette limite (générant principalement des angoisses trop grandes pour permettre de vivre). Nos travaux analysent plus avant ces observations afin de les systématiser et pouvoir les appliquer à toute personne souffrant d'une dégradation de cette limite aux êtres et au monde environnants. Des expérimentations commenceront en janvier appliquées à la maladie d'Alzheimer (Rob'Zheimer), et en septembre 2018 sur un groupe d'autistes plus jeunes (5-7 ans) afin de les accompagner dans l'apprentissage de la lecture et de l'écriture dès leur scolarisation. L'évaluation quantifiée sera cette fois utilisée afin de mieux placer cette approche par rapport à celle du robot compagnon.

10.1.4 Valorisation

Ce projet a été scientifiquement mis en valeur par 2 conférences internationales (MESROB 2016 et ICSR 2017), un article de journal international (*International Journal of Mechanical, Aerospace, Industrial, Mechatronic and Manufacturing Engineering*, 2017) et 1 national (Tétralogiques, 2017) et un chapitre dans un ouvrage collectif orchestré par Serge Tisseron (Dunod éd., 2017). Il a aussi profité d'un très fort rayonnement médiatique local, national et international (presse écrite et internet, radios, télévisions). Le projet a aussi été présenté au grand public par cinq conférences dont une conférence TEDx (Rennes, 2016, 1100 personnes). Toutes ces informations, ainsi que les liens vers les médias, sont disponibles à partir de la page internet dédiée au projet sur le site de l'association *Robots !* : www.association-robots.com

10.2 L'Homme remplacé ?

En 2017 commencent une nouvelle étude sociétale, menée comme le précédent projet c'est-à-dire en proximité des populations concernées, avec analyse d'un problème, proposition d'une solution, validation expérimentale. Le sujet abordé touche cette fois l'ensemble de la population, car il concerne le remplacement des travailleurs par des robots. Sociologues et journalistes dispensent à ce propos des paroles cauchemardesques et fanfaronnes, basées principalement sur les films de science fiction (Terminator, Matrix, etc.). Dans la réalité, notre société ne fait que passer une révolution technologique supplémentaire. Nous avons donc décidé de définir ce que seraient les métiers de demain, en "remplaçant" deux d'entre eux : le barman et l'enseignant.

Notre réflexion ici porte sur la définition de la place de l'Homme professionnel en présence d'un robot capable d'effectuer un certains nombre de tâches associées à la profession étudiée. Dans chaque cas, nous distinguons les utilisateurs (les clients ou les élèves) et leurs attentes, des opérateurs (le barman ou le professeur) et leurs attentes. Dans la première étude sur les utilisateurs, il s'agit d'améliorer les systèmes robotiques mis en place pour répondre aux attentes du métier. Dans la seconde étude concernant les opérateurs, il s'agit d'extraire l'apport humain et l'apport robotique dans l'exécution d'une tâche, et de proposer une collaboration efficace permettant d'une part de mieux opérer le service (évalué par les utilisateurs), et d'autre part de soulager l'opérateur de la pression de l'exercice de son activité. A titre d'exemple, pour l'enseignant : qu'apporte un enseignant humain, qu'apporte un enseignant robotique, et comme augmenter la cybernétique entre ces deux intervenants pour améliorer le message pédagogique ?

Le bar est en assemblage et une première version sera inaugurée en décembre 2017 (projet Rob'Bar). L'enseignant robotique est actuellement programmé, il sera inauguré au printemps 2018 (projet Danseur d'Ombres).

11 Conclusion

Je suis enseignante-chercheuse de formation et de profession depuis 1997, année d'entrée en thèse. Mon parcours international m'a permis de faire une thèse en robotique à Paris 6, un post-doc de 2 années à l'AIST au Japon pour me spécialiser en robotique humanoïde, puis d'exercer mon métier comme maître de conférences à l'Université de Poitiers depuis 2005 où j'ai acquis des compétences dans la dynamique humaine. J'ai pu être professeur invité pendant une année à l'IIT en Italie en 2006-07, où j'ai mis en place les premières briques d'un projet de recherche portant sur l'imitation des mouvements humains par un robot humanoïde, et donc liant la dynamique humaine, la dynamique humanoïde et la cybernétique du mouvement humain-humanoïde. En 2010, j'ai été intégrée à l'IRCCyN comme chercheur associé, position rendue permanente deux années plus tard. Plusieurs événements se sont produits en 2014 : mon recrutement comme chargée de mission CNRS

à l'INSIS en robotique, pour effectuer une évaluation nationale de candidats, projets et unités, ainsi que participer à la mise en place de la politique scientifique nationale. En 2014 aussi, j'ai fondé une association 1901 destinée à dispenser un savoir sur les robots et sur leur utilisation auprès du grand public.

Mes compétences et centre d'intérêts scientifiques, en tant que chercheuse, touchent les domaines suivants, entre l'humain et l'humanoïde :
- la biomécanique humaine, pour une meilleure compréhension de l'équilibre dynamique, particulièrement au cours de la marche ;
- la robotique humanoïde, pour une meilleure écriture des modèles générant la marche et consommant moins d'énergie, ainsi que pour une meilleure maîtrise de la manipulation impliquant des mouvemets de l'ensemble des corps constituant le robot ;
- la cybernétique du mouvement humain-humanoïde, pour une imitation en temps réel des mouvements humains transcrit pour être réalisés par un robot humanoïdes. Des études hors-ligne (optimisation) sont aussi mené pour une meilleure compréhension de la gestion de la dynamique lors de l'imitation ;
- les sciences humaines, pour une bonne utilisation des robots dans notre quotidien, avec des premiers résultats dans le cadre d'accompagnement thérapeutique de jeunes autistes ou de personnes âgées. D'autres activités sont menées afin de former le grand public à l'utilisation des robots et d'accompagner la mutation de la société actuellement en cours, ou simplement les familiariser à leur présence.

Les trois premiers points utilisent mes compétences de mécanicienne spécialisée en dynamique multi-corps, matière que j'enseigne depuis 1997.

Une valorisation scientifique des travaux accomplis a été réalisée, mais aussi un très fort rayonnement médiatique local, national et international. Ces rayonnements mettent en avant la maturité des projets menés, leur stabilité ainsi que leur visibilité. Ils ont permis la mise en place de collaborations nationales et internationales de qualité.

Mes compétences en tant qu'enseignante universitaire sont principalement en mécanique du solide (dynamique multicorps, déformations linéaires) appliquée aux systèmes complexes rigides (robots, robotique) ou supposés rigides (humains, biomécanique dont pratique : capture des mouvements humains). Cependant j'ai eu aussi l'occasion d'enseigner de manière non négligeable d'autres matières à tous niveaux, comme la robotique, les mathématiques, les méthodes variationnelles, la programmation (dont C++, Fortran, Matlab, graphset et langage machine). J'ai pu mettre en place des formations, dont à l'Ecole Centrale de Nantes où j'enseigne depuis 2012 la modélisation dynamique des mécanismes multicorps articulés pour la biomécanique humaine dans le cadre du master EMARO.

Troisième partie
Perspectives

Les apports en terme de recherche présentés dans la partie précédente sont extrêmement riches en terme de cybernétique, et proposent des solutions inédites dans les différents milieux de recherche abordés. Ces travaux continueront afin de systématiser les approches, que ce soit en terme de conversion du mouvement humain vers le mouvement robotique, ou en terme de robotique sociétale. La systématisation passe par la validation expérimentale sur le terrain, afin de proposer des applications adaptées et de créer les usages concernés par ces technologies.

Concernant la **conversion du mouvement**, l'impact sociétal à terme est fondamental : cette approche pourra être utilisée pour une programmation interprétée des plus simples de systèmes robotiques, auxquels on demandera de reproduire et d'adapter leur comportements. Une autre application, médicale, est la conception de prothèses robotiques autonomes, qui permettront de reproduire les caractéristiques morphologiques et physiologiques du porteur.

Plusieurs étapes sont encore à franchir pour y parvenir : 1) étendre l'imitation en temps réel au cas dynamique (non linéaire), afin de gérer l'équilibre du système robotique d'une manière d'apparence naturelle et dans des temps acceptables pour l'utilisateur ; 2) Mettre en place des interface utilisateur pour une conversion sûre, c'est-à-dire améliorer la qualité du mouvement capturé (exosquelettes par exemple) ; 3) Se concentrer sur les problèmes associés au changement d'échelle, afin de vérifier que l'intégrité de l'opérateur n'est pas en danger (éthique) ; 4) déterminer de façon systématique les paramètres optimaux qui permettront de réduire la consommation énergétique des systèmes robotiques à leur minimum. Cette réduction de la consommation énergétique, en parallèle avec l'amélioration des technologies (batteries plus performantes), permettra d'envisager l'autonomie des système sur des journées entières et donc de faciliter leur intégration sociétale.

Concernant la *robotique sociétale*, l'évolution des ressentis du public (opérateurs de demain), des mœurs et des usages permettront une meilleure adaptation des systèmes élaborés dans les laboratoires de recherche et donc une évolution plus rapides de ces systèmes. Le projet Rob'Autisme a montré la pertinence de l'utilisation de robots dans un cadre thérapeutique spécifique avec des résultats très prometteurs. Il a été pour le moment appliqué à 12 adolescents. Ce programme sera généralisé sur le même type de population d'une part, puis étendu à d'autres populations : publics ASD plus jeunes (5-8 ans) afin qu'ils se familiarisent avec l'écriture dès l'entrée à l'école et ainsi n'accumulent pas de retard trop conséquent, et publics atteints d'Alzheimer aussi en situation de dépendance mais en résidence dans un milieu statique.

D'autres projets sociétaux sont déjà à l'étude : le cas de la perte des emplois humains du fait de l'arrivée des robots ("remplacement de l'humain"), avec le remplacement de deux métiers clés de notre civilisation : barman d'une part, enseignant d'autre part.

Références

[1] S. Akella and J. Peng. Time-scaled coordination of multiple manipulators. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2004.

[2] N Alexander, J Mollo, B Giordani, Ashton-Miller J, A Schultz, J Grunawalt, and N Foster. Maintenance of balance, gait patterns, and obstacle clearance in alzheimer's disease. *Neurology, 45(5) : 908*, 1995.

[3] R Alexander. Energy-saving mechanisms in walking and running. *Journal of Experimental Biology, 160(1) : 55*, 1991.

[4] R Alexander. A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B : Biological Sciences, 338(1284) : 189*, 1992.

[5] P Azad, T Asfour, and R Dillmann. Toward an unified representation for imitation of human motion on humanoids. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 2558–2563, 2007.

[6] P. Baerlocher and R. Boulic. An inverse kinematic architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels. *The Visual Computer, 20 : 402–417*, 2004.

[7] J.P. Bandera, R. Marfil, L. Molina-Tanco, J.A. Rodrìguez, A. Bandera, and F. Sandoval. Robot learning of upper-body human motion by active imitation. In *IEEE/RSJ International Conference on Humanoid Robots*, 2006.

[8] J.P. Bandera, L. Molina-Tanco, R. Marfil, and F. Sandoval. A model-based humanoid perception system for real-time human motion imitation. In *IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics*, volume 1, pages 324–329, 2004.

[9] A Billard and MJ Mataric. Learning human arm movements by imitation : Evaluation of a biologically-inspired connectionist architecture. *Robotics and Autonomous Systems*, 37(2-3) :145–160, 2001.

[10] Luc Boutin. *Biomimetism, generation of trajectories for humanoid robots from human motions*. PhD thesis, University of Poitiers, 2009.

[11] Cynthia Breazeal and Brian Scassellati. Robots that imitate humans. *Trends in Cognitive Sciences*, 6(11) :481–487, 2002.

[12] G Cavagna, H Thys, and A Zamboni. The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology, 262(3) : 639*, 1976.

[13] G. Cerruti, D. Chablat, D. Gouaillier, and S. Sakka. Design method for an anthropomorphic hand able to gesture and grasp. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pp. 3660–3667*, 2015.

[14] G. Cerruti, D. Chablat, D. Gouaillier, and S. Sakka. Alpha : A hybrid self-adaptable hand for a social humanoid robot. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2016.

[15] Thierry Chaltiel, Rénald Gaboriau, Sophie Sakka, Laura Sarfaty, Annie Barreau, Mélanie Legrand, Cécile Liège, Sonia Navarro, Gwénaëlle Parchantour, Jean Picard, and Edwina Redois. *Un robot en institution pour adolescents autistes : une aventure collective*, chapter 7, pages 167–197. Dunod, 2017.

[16] Christine Chevallereau. Time-scaling control for an underactuated biped robot. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(2) :362 – 368, 2003.

[17] C.K Chow and D.H Jacobson. Studies of human locomotion via optimal programming. 10(3–4) :239–306, April 1971.

[18] B Dariush, M Gienger, A Arumbakkam, C Goerick, and K Fujimura. Online and markerless motion retargeting with kinematic constraints. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2008.

[19] A Dasgupta and Y Nakamura. Making feasible walking motion of humanoid robots from human motion capture data. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 2, pages 1044–1049, 1999.

[20] U. Della Croce, P.O. Riley, J.L. Lelas, and D.C. Kerrigan. A refined view of the determinants of gait. *Gait & Posture*, 14(2) :79–84, 2001.

[21] E Demircan, L Sentis, VD Sapio, and O Khatib. Human motion reconstruction by direct control of marker trajectories. *Advances in Robot Kinematics : Motion in Man and Machine, 3 : 283–292*, 2008.

[22] S. Devie and S. Sakka. Effects of the rolling mechanism of the human foot on the inverted pendulum representation for normal walking gait. In *International Workshop on Medical and Service Robots (MESROB)*, 2015.

[23] Sylvain Devie and Sophie Sakka. Effects of the rolling mechanism of the stance foot on the generalized inverted pendulum definition. *New Trends in Medical and Service Robots, pp.297-308*, 2016.

[24] D. Djoudi and C. Chevallereau. Feet can improve the stability property of a control law for a walking robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2006.

[25] Martin Do, Pedram Azad, Tamim Asfour, and Rüdiger Dillmann. Imitation of human motion on a humanoid robot using non-linear optimization. In *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (HUMANOIDS)*, 2008.

[26] J Donelan, R Kram, and A Kuo. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology, 205(23) : 3717*, 2002.

[27] C Farley and D Ferris. Biomechanics of walking and running : center of mass movements to muscle action. *Exercise and sport sciences reviews, 26 : 253*, 1998.

[28] W Fenn. Work against gravity and work due to velocity changes in running : Movements of the center of gravity within the body and foot pressure on the ground. *American Journal of Physiology, 93(2) : 433*, 1930.

[29] R Gaboriau and S Sakka. Le robot comme médiateur thérapeutique : une expérience auprès de jeunes autistes. *Tétralogiques* **22** *: 249–262*, 2017.

[30] Mariano Garcia, Anindya Chatterjee, Andy Ruina, and Michael Coleman. The simplest walking model : Stability, complexity, and scaling. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 1 :1–16, 1998.

[31] Steven A. Gard and Dudley S. Childress. The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait & Posture*, 5(3) :233–238, 1997.

[32] Steven A. Gard and Dudley S. Childress. The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(1) :26–32, 1999.

[33] Steven A. Gard and Dudley S. Childress. What determines the vertical displacement of the body during normal walking ? *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 13(3) :64–69, 2001.

[34] C Hayot. *Analyse biomécanique 3D de la marche humaine : comparaison des modèles mécaniques*. PhD thesis, University of Poitiers, 2010.

[35] C Hayot, S Sakka, and P Lacouture. Analyses cinématique et dynamique de la théorie des déterminants de la marche. In *20ème Congrès Français de Mécanique*, 2011.

[36] C Hayot, S Sakka, and P Lacouture. Kinematic and dynamic analysis of gait determinants theory c hayot, s sakka, p lacouture. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 14 (1), pp. 153-154*, 2011.

[37] Chris Hayot, Sophie Sakka, and Patrick Lacouture. Eip-3d : An extended 3d inverted pendulum model to represent normal human walking cycle. *Gait & Posture*, submitted :., 2010.

[38] Chris Hayot, Sophie Sakka, and Patrick Lacouture. Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Human movement science*, submitted :., 2013.

[39] John M. Hollerbach. Dynamic scaling of manipulator trajectories. In *American Control Conference*, 1983.

[40] J.K. Holm, Dongjun Lee, and M.W. Spong. Time-scaling trajectories of passive -dynamic bipedal robots. In *EEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2007.

[41] Humanoid Animation Working Group (H-Anim). http ://hanim.org/.

[42] T. Inamura, Y. Nakamura, H. Ezaki, and I. Toshima. Imitation and primitive symbol acquisition of humanoids by the integrated minesis loop. In *IEEE, International Conference on Robotics & Automation*, pages 4208–4213, 2001.

[43] Verne T. Inman, H. Ralston, F. Todd, and J. Lieberman. *Human walking*. Williams & Wilkins Baltimore, 1981.

[44] S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Fujiwara, K. Harada, K. Yokoi, and H. Hirukawa. Resolved momentum control : Humanoid motion planning based on the linear and angular momentum. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1644–1650, 2003.

[45] S. Kawamura and N. Fukao. A time-scale interpolation for input torque patterns obtained through learning control on constrained robot motions. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 1995.

[46] T Kepple, K Siegel, and S Stanhope. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture, 6(1), pp. 1–8*, 1997.

[47] D. Casey Kerrigan, Patrick O. Riley, J.L. Lelas, and Ugo Della Croce. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(2) :217–220, 2001.

[48] Seungsu Kim, ChangHwan Kim, and Bum-Jae You. Whole-body motion imitation using human modeling. In *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, ROBIO '09, pages 596–601, Washington, DC, USA, 2009. IEEE Computer Society.

[49] Seungsu Kim, ChangHwan Kim, Bumjae You, and Sangrok Oh. Stable whole-body motion generation for humanoid robots to imitate human motions. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2009.

[50] Sung-Kyun Kim, Seokmin Hong, Doik Kim, Yonghwan Oh, Bum-Jae You, and Sang-Rok Oh. Online footprint imitation of a humanoid robot by walking motion parameterization. In *IEEE-RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2692–2697, 2010.

[51] Jonas Koenemann and Maren Bennewitz. Whole-body imitation of human motions with a nao humanoid. In *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2012.

[52] Istvan komlosi and Balint Kiss. *Mobile Robots - Control Architectures, Bio-Interfacing, Navigation, Multi Robot Motion Planning and Operator Training*, chapter Motion Planning for Multiple Mobile Robots Using Time-Scaling, pages InTech, DOI : 10.5772/28104. 2011.

[53] T. Kozuki, H. Mizoguchi, Y. Asano, M. Osada, T. Shirai, U. Junichi, Y. Nakanishi, K. Okada, and M. Inaba. Design methodology for the thorax and shoulder of human mimetic musculoskeletal humanoid kenshiro -a thorax structure with rib like surface -. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2012 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 3687–3692, Oct 2012.

[54] D Kulic, Dongheui Lee, C Ott, and Y Nakamura. Incremental learning of full body motion primitives for humanoid robots. In *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (HUMANOIDS)*, 2008.

[55] Arthur D. Kuo. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy : A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, 26(4) :617–656, 2007.

[56] C Lee and C Farley. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *Journal of Experimental Biology, 201(21) : 2935*, 1998.

[57] M Lopes and J Santos-Victor. Visual learning by imitation with motor representations. part b : Cybernetics. *IEEE Transactions on Systems, Man & Cybernetics, 35(3) : 438–449*, 2005.

[58] Nicolas Mansard and Fran¸cois Chaumette. Task sequencing for high-level sensor-based control. *IEEE Transactions on Robotics, 23(1) :60–72*, 23(1) :60–72, 2007.

[59] T. McGeer. Passive walking with knees. In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 3, pages 1640–1645, 1990.

[60] T McGeer. Passive walking with knees. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1990.

[61] Tad McGeer. Passive dynamic walking. *International Journal of Robotics Research*, 9(2) :62 – 82, 1990.

[62] S Mochon and T McMahon. Ballistic walking. *Journal of Biomechanics, 13(1) : 49–57*, 1980.

[63] M. Moltedo and S. Sakka. Improving skin artifacts compensation for knee flexion/extension and knee internal/external rotation. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2014.

[64] Puente Montecillo, M. Sreenivasa, and Jean-Paul Laumond. On real-time whole-body human to humanoid motion transfer. In *International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, pages 22–31, 2010.

[65] Javier Francisco Montecillo Puente. *Human motion transfer on humanoid robot.* PhD thesis, Université de Toulouse, 2010.

[66] S.B. Moon and S. Ahmad. Time scaling of trajectories for cooperative multi-robot systems. In *IEEE Conference on Decision and Control*, pages 1120–1125 vol.2, 1990.

[67] J. Morenon-Valenzuela. Tracking control of online time-scaled trajectories for robot manipulators under constrained torques. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2006.

[68] M Muhlig, M Gienger, Sven Hellbach, JJ Steil, and C Goerick. Task-level imitation learning using variance-based movement optimization. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2009.

[69] K. Munirathinam, C. Chevallereau, and S. Sakka. Offline imitation of a human motion by a humanoid robot under balance constraint. *New Trends in Medical and Service Robots, pp. 269–282*, 2014.

[70] K. Munirathinam, S. Sakka, and C. Chevallereau. Dynamic motion imitation of two articulated systems using nonlinear time scaling of joint trajectories. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2012.

[71] K. Munirathinam, S. Sakka, and C. Chevallereau. Using joint trajectories and time-scaling optimizat ion for humanoid motion imitation of human beings. In *International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*, 2014.

[72] Karthick Munirathinam, Sophie Sakka, and Christine Chevallereau. Importance of dynamic parameters in motion imitation using simple footage link. In *International Conference on Multibody System Dynamics*, 2012.

[73] S Nakaoka, A Nakazawa, K Yokoi, H Hirukawa, and K Ikeuchi. Generating whole body motions for a biped humanoid robot from captured human dances. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2003.

[74] Shinichiro Nakaoka, Atsushi Nakazawa, Fumio Kanehiro, Kenji Kaneko, Mitsuharu Morisawa, Hirohisa Hirusawa, and Katsushi Ikeuchi. Leg task models for reproducing human dance motions on biped humanoid robots [in japanese]. *Journal of the Robotics Society of Japan*, 24(3) :388–399, apr 2006.

[75] Nirut Naksuk and C. S. George Lee. Utilization of movement prioritization for whole-body humanoid robot trajectory generation. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.

[76] R Neptune, S Kautz, and F Zajac. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics, 34(11), pp. 1387–1398*, 2001.

[77] Van Vuong Nguyen and Joo-Ho Lee. Full-body imitation of human motions with kinect and heterogeneous kinematic structure of humanoid robot. In *IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)*, pages 93–98, 2012.

[78] K. Nishiwaki, S. Kagami, M. Kuniyoshi, M. Inaba, and H. Inoue. Online generation of desired walking motion on humanoid based on a fast generation method of motion pattern that follows desired zmp. In *19th Annual Conference on Robotics Society of Japan*, pages 985–986, 2001.

[79] K Nishiwaki, S Kagami, Y Kuniyoshi, M Inaba, and Hirochika Inoue. Online generation of humanoid walking motion based on a fast generation method of motion pattern that follows desired zmp. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2002.

[80] E. Ohashi, T. Aiko, T. Tsuji, H. Nishi, and K. Ohnishi. Collision avoidance method of humanoid robot with arm force. *IEEE Transactions on Industrial Electronics,*, 54(3) :1632–1641, 2007.

[81] E. Ohashi, T. Aiko, T. Tsuji, and K. Ohnishi. Collision avoidance method of humanoid robot with arm force. In *IEEE International Conference on Industrial Technology, 2004. IEEE ICIT '04. 2004*, volume 2, pages 1057–1062 Vol. 2, 2004.

[82] S. Omran, S. Sakka, and Y. Aoustin. Effects of the vertical com motion on e nergy consumption for walking humanoids. In *International Confer ence on Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*, 2014.

[83] S. Omran, S. Sakka, and Y. Aoustin. Using the generalized inverted pendulum to generate less energy-consuming trajectories for humanoid walking. In *ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics*, 2015.

[84] S. Omran, S. Sakka, and Y. Aoustin. Effects of com vertical oscillation on joint torques during 3d walking of humanoid robots. *International Journal of Humanoid Robotics, 13(04)*, 2016.

[85] Sahab Omran. *Génération de trajectoires de marche de robots humanoïdes établies sur les modèles pendulaires bio-inspirés de l'humain.* PhD thesis, Université de Nantes, 2013.

[86] Sahab Omran, Sophie Sakka, and Yannick Aoustin. Using the generalized inverted pendulum to generate less energy-consuming trajectories for humanoid walking. *Archive of Mechanical Engineering, 63(2) : 245–262*, 2016.

[87] C. Ott, Dongheui Lee, and Y. Nakamura. Motion capture based human motion recognition and imitation by direct marker control. In *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (HUMANOIDS)*, 2008.

[88] M Pandy. Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Philosophical Transactions B, 358(1437) : 1501*, 2003.

[89] M Pandy and N Berme. A numerical method for simulating the dynamics of human walking. *Journal of biomechanics, 21(12), pp. 1043–1051*, 1988.

[90] L Penna-Poubel. Whole body online motion imitation by a humanoid robot using task specification. master's thesis, ,. Master's thesis, Ecole centrale de Nantes, 2013.

[91] L. Penna-Poubel, S. Sakka, D. Cehajic, and D. Creusot. Support changes during online human motion imitation by a humanoid robot using task specification. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2014.

[92] Jacqueline Perry. *Gait analysis : normal and pathological function.* SLACK incorporated, 1992.

[93] N.S. Pollard, J.K. Hodgins, M.J. Riley, and C.G. Atkeson. Adapting human motion for the control of a humanoid robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1390–1397, 2002.

[94] Rajesh P. N. Rao, Aaron P. Shon, and Andrew N. Meltzoff. A bayesian model of imitation in infants and robots. In *In Imitation and Social Learning in Robots, Humans, and Animals*, pages 217–247. Cambridge University Press, 2004.

[95] Marcia Riley, Ales Ude, and Christopher G. Atkeson. Methods for motion generation and interaction with a humanoid robot : Case studies of dancing and catching. Technical report, Georgia Institute of Technology, GIT-GVU-00-22, 2000.

[96] Marcia Riley, Ales Ude, K. Wade, and Christopher G. Atkeson. Enabling real-time full-body imitation : a natural way of transferring human movement to humanoids. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 2, pages 2368–2374 vol.2, 2003.

[97] J Rose, J Gamble, and I Ovid Technologies. *Human walking*. Williams & Wilkins, 1994.

[98] Miti Ruchanurucks, Shinichiro Nakaoka, Shunsuke Kudoh, and Katsushi Ikeuchi. Humanoid robot motion generation with sequential physical constraints. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2649– 2654, 2006.

[99] Ryo Saegusa, Sophie Sakka, Giorgio Metta, and Giulio Sandini. Sensory prediction learning –how to model the self and environment–. In *Joint Symposium on "Man Science & Measurement" (IMEKO'08)*, 2008.

[100] Ryo Saegusa, Sophie Sakka, Francesco Nori, Giorgio Metta, and Giulio Sandini. Sensory prediction for autonomous robots. In *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 2007.

[101] Alla Safonova, Nancy S. Pollard, and Jessica K. Hodgins. Optimizing human motion for the control of a humanoid robot. In *International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines*, 2003.

[102] S. Sakka, D. Chablat, R. Ma, and F. Bennis. Predictive model of the human muscle fatigue : application to repetitive push-pull tasks with light external load. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation 5(1) : pp. 81–97*, 2015.

[103] S Sakka and R Gaboriau. A robotic 'puppet master' application to autism therapeutic support. In *International Conference on Social Robotics (ICSR)*, 2017.

[104] S Sakka, R Gaboriau, J Picard, E Redois, G Parchantour, L Sarfaty, S Navarro, and A Barreau. Rob'autism : how to change autistic social skills in 20 weeks. In *International Workshop on Medical and Service Robots*, 2016.

[105] S. Sakka, L. Penna-Poubel, and D. Cehajic. Tasks prioritization for whole-body realtime imitation of human motion by humanoid robots. In *Digital Intelligence (DI)*, 2014.

[106] Sophie Sakka and Rénald Gaboriau. A robotic "puppet master" application to asd therapeutic support. *World Academy of Science, Engineering and Technology, International Journal of Mechanical, Aerospace, Industrial, Mechatronic and Manufacturing Engineering*, 2017.

[107] Sophie Sakka, Chris Hayot, and Patrick Lacouture. A generalized 3d inverted pendulum model to represent human normal walking. In *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 2010.

[108] M. Saunders, Verne T. Inman, and Howard D. Eberhart. The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35 :543–558, 1953.

[109] Stefan Schall. Is imitation learning the route to humanoid robots ? *Trends in Cognitive Sciences*, 3 :233–242, 1999.

[110] D. Seth, D. Chablat, F. Bennis, S. Sakka, M. Jubeau, and A. Nordez. New dynamic muscle fatigue model to limit musculo-skeletal disorder. In *Laval virtual*, 2016.

[111] D. Seth, D. Chablat, F. Bennis, S. Sakka, M. Jubeau, and A. Nordez. Validation of a new dynamic muscle fatigue model and dmet analysis. *The International Journal of Virtual Reality, 16(1) : pp. 22–32*, 2016.

[112] D. Seth, D. Chablat, S. Sakka, and F. Bennis. Experimental validation of a new dynamic muscle fatigue model. In *International Conference on Digital Human Modeling and Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management, pp. 54–65*, 2016.

[113] Aaron P. Shon, Joshua J. Storz, and Rajesh P.N. Rao. Towards a real-time bayesian imitation system for a humanoid robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2847–2852, 2007.

[114] S Siegler, R Seliktar, and W Hyman. Simulation of human gait with the aid of a simple mechanical model. *Journal of Biomechanics, 15(6), pp. 415–425*, 1982.

[115] O. Stasse, A. Escande, N. Mansard, S. Miossec, P. Evrard, and A. Kheddar. Real-time (self)-collision avoidance task on a hrp-2 humanoid robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008.*, pages 3200–3205, 2008.

[116] H. Sugiura, M. Gienger, H. Janssen, and C. Goerick. Real-time collision avoidance with whole body motion control for humanoid robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007.*, pages 2053–2058, 2007.

[117] Wael Suleiman, Eiichi Yoshida, Fumio Kanehiro, Jean-Paul Laumond, and André Monin. On human motion imitation by humanoid robot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2008.

[118] S Tak, OY Song, and HS Ko. Motion balance filtering. *Computer Graphics Forum, 19 : 437–446*, 2000.

[119] M Townsend. Biped gait stabilization via foot placement. *Journal of biomechanics, 18(1) : 21–38*, 1985.

[120] Ales Ude, Christopher G. Atkeson, and Marcia Riley. Programming full-body movements for humanoid robots by observation. *Robotics and Autonomous Systems*, 47(2-3) :93–108, 2004.

[121] Miomir Vukobratović and Branislav Borovac. Zero moment point : thirty-five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics, 1(1) : 157–173*, 2004.

[122] F Wang, Cheng Tang, Yongsheng Ou, and Yangsheng Xu. A real-time human imitation system. In *10th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA)*, pages 3692–3697, 2012.

[123] M Whittle. *Gait analysis : an introduction.* Butterworth-Heinemann Medical.

[124] Michael W. Whittle. Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science*, 16(2-3) :347–355, 1997.

[125] K Yamane and J Hodgins. Simultaneous tracking and balancing of humanoid robots for imitating human motion capture data. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2009.

[126] Yuting Ye and C. Karen Liu. Optimal feedback control for character animation using an abstract model. *ACM Transactions on Graphics, 29(4)*, 2010.

[127] Wiebren Zijlstra and At L. Hof. Displacement of the pelvis during human walking : experimental data and model predictions. *Gait & Posture*, 6(3) :249–262, 1997.