Stabilité Posturale d'un Exosquelette Actif de Jambes

Vaiyee Huynh

▶ **To cite this version:**

Vaiyee Huynh. Stabilité Posturale d'un Exosquelette Actif de Jambes. Automatique / Robotique. École centrale de Nantes, 2017. Français. NNT : 2017ECDN0035 . tel-01714461v2

HAL Id: tel-01714461
https://theses.hal.science/tel-01714461v2

Submitted on 6 Jun 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE BRETAGNE LOIRE

CENTRALE NANTES

Thèse de Doctorat

Vaiyee HUYNH

Mémoire présenté en vue de l'obtention
du grade de Docteur de l'École Centrale de Nantes
sous le sceau de l'Université Bretagne Loire

École doctorale : Mathématiques et Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication

Discipline : Automatique, productique et robotique
Unité de recherche : Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes

Soutenue le 23/11/2017

Stabilité Posturale d'un Exosquelette Actif de Jambes

JURY

Président :	**Philippe FRAISSE**, Professeur des universités, Université de Montpellier
Rapporteurs :	**Philippe SOUERES**, Directeur de Recherche CNRS, LAAS, Toulouse
	Samer MOHAMMED, Maître de Conférences HDR, UPEC, Vitry-sur-Seine
Examinateur :	**Alain MICAELLI**, Chargé de recherche CEA, CEA-LIST LSI, Gif-sur-Yvette
Directeur de thèse :	**Christine CHEVALLEREAU**, Directrice de Recherche, Ecole Centrale de Nantes, Nantes
Co-encadrant de thèse :	**Catherine BIDARD**, Chargée de recherche CEA, CEA-LIST LSI, Gif-sur-Yvette

Mots-Clés : *Exosquelette - Contrôle d'Équilibre - Point de Capture Instantané - Répartition des efforts - Sous-actionnement - Assistance*

Key words : *Exoskeleton - Balance Control - Instantaneous Capture Point - Leg Distribution - Underactuation- Assistance*

Résumé

Quel que soit le type d'exosquelettes de jambes (médical, militaire ou civil), la question de stabilité posturale (ou équilibre) du système est très importante, puisqu'il s'agit de robots physiquement attachés à l'utilisateur. Dans le but de respecter au maximum la volonté de l'utilisateur ainsi que ses mouvements, on se doit d'étudier cet aspect. Cette thèse a donc pour objectif de développer des stratégies de commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette de jambes pour des applications civiles et industrielles tel que le travail statique. Il s'agit alors d'assister l'équilibre du système couplé $\{$ utilisateur valide $+$ exosquelette $\}$, en gérant l'équilibre de l'exosquelette soumis à l'action de l'utilisateur. La commande de gestion d'équilibre proposée s'inspire des commandes développées par le $\mathrm{CEA\text{-}LIST}$ sur les exosquelettes Hercule et des stratégies de récupération d'équilibre observées chez l'humain. Elle est essentiellement basée sur le concept du point de capture instantané. En effet, le point de capture instantané est un bon outil qui englobe aussi bien le cas statique que le cas dynamique et surtout, qui contient une information sur la direction de mouvement, ce qui nous permet d'anticiper certaines actions comme l'action de faire un pas.

La première contribution de cette thèse est l'application d'une commande classique basée sur le point de capture instantané à un exosquelette d'assistance. L'intention de l'utilisateur est détectée à travers la position du point de capture instantané. Suivant sa position dans le polygone de sustentation, l'action de l'exosquelette sur l'utilisateur n'est pas la même : cela va de la simple compensation de gravité à l'assistance au pas. On définit trois modes de commande. L'exosquelette réagit alors en fonction de l'utilisateur en appliquant un effort de correction d'équilibre sur lui et on suppose que l'utilisateur se laisse guider par le robot sans opposer de résistance. La deuxième contribution concerne les coefficients de répartition des efforts sur les deux jambes de l'exosquelette. L'expérience de la commande « Maître-Esclave » du CEA-LIST nous apprend que l'une des difficultés pour l'utilisateur, est de gérer le transfert du poids du robot pour lever la jambe et faire un pas. On propose alors une nouvelle répartition des efforts basée sur la position du point de capture instantané et capable d'anticiper les perturbations et le pas de l'utilisateur : l'exosquelette anticipe le transfert de charge d'une jambe à l'autre pour faciliter la levée de la jambe de l'utilisateur lorsqu'il veut se déplacer. Enfin, la dernière contribution est la gestion du sous-actionnement (toutes les articulations ne sont pas motorisées) en phase de double support via un calcul d'optimisation qui a pour objectif de suivre la répartition des efforts désirée et de maîtriser les forces d'interaction entre l'utilisateur et l'exosquelette.

Seule la répartition des efforts sur les deux jambes a été testé sur l'exosquelette EMY-Balance du CEA-LIST qui est un exosquelette sous actionné. Ceci a permis de partiellement valider expérimentalement l'approche proposée dans cette thèse.

Abstract

The postural stability (or balance) of leg exoskeletons, no matter their purposes (medical, military or civil), is a real issue since the user is fastened to them. Indeed, in order to respect the will of the user and his movements to the maximum, we have to study the system balance. Therefore, the purpose of this thesis is to develop balance strategies for a leg exoskeleton designed for industrial applications such as static work. It is about assisting the balance of the coupled system { user + exoskeleton } by dealing with the exoskeleton's balance subjected to the user's action.

We present a balance control which is inspired by control methods developed by CEA-LIST for the Hercule exoskeleton, as well as by human balance strategies. It is mainly based on the instantaneous capture point concept. This concept is an efficient tool that can be used in both static and dynamic situations. But its most interesting characteristic is that it gives an information about the direction of the movement and this, in turn, helps anticipate some actions like stepping.

The first contribution of this thesis is the application of a classical instantaneous capture point control scheme to a leg exoskeleton that assists a user. The user's intention is first detected through the position of the instantaneous capture point. Then, depending on the location of this point within the support polygon, the assistance provided by the exoskeleton differs : we defined three control modes that goes from a simple weight compensation to a stepping assistance. It means that the exoskeleton adapts its behaviour to the user's, and we suppose that the user lets himself be guided by the robot. The second contribution focuses on how we can distribute the effort to the legs. The experience of the « Master-Slave » control of CEA-LIST showed that the main difficulty, for a user, is to handle the weight transfer in order to take the swing leg off and make a step. We suggest a new leg distribution, based on the instantaneous capture point, that is able to anticipate perturbations or a step. The exoskeleton transfers the load from one leg to the other, thus easing the movement for the user. The last contribution is related to the underactuation of the exoskeleton (not all the joints are motorized) in the double support phase. We propose an optimization algorithm that aims at following the desired leg distribution, and at managing the interaction forces between the user and the exoskeleton.

Only the leg distribution part was tested on the exoskeleton EMY-Balance of the CEA-LIST which is an underactuated exoskeleton. This allowed to partially validate experimentally the approach proposed in this thesis.

Remerciements

Je tiens à remercier ma directrice de thèse, Christine Chevallereau, qui m'a accompagné tout au long de ma thèse, bien que nous ne nous soyons pas beaucoup vues, mais avec qui les échanges ont été très riches : elle a su mettre de l'ordre dans mes idées et apporter de la rigueur à mes calculs. Je souhaite aussi remercier Catherine Bidard de m'avoir donné l'opportunité de travailler sur un sujet qui me plaît et qui a été une encadrante bienveillante et qui m'a soutenue dans les moments difficiles.

Je remercie Yann Perrot, chef du Laboratoire de Robotique Interactive du CEA-LIST, de m'avoir accueillie et permise de finir cette thèse dans les meilleures conditions. Je remercie l'ensemble de mes collègues du CEA-LIST, en particulier Benoît et Thomas pour avoir monté, réparé et re-réparé EMY-Balance toutes les fois où la commande est allée un peu trop loin, et Boris qui m'a accompagnée tout au long de l'implémentation en C++ (bien qu'il soit parti beaucoup trop tôt). C'est en grande partie grâce à eux que j'ai pu présenter des résultats expérimentaux dans ce manuscrit.

Je remercie mes collègues du Laboratoire de Simulation Interactive, de m'avoir aider à résoudre les mystères de XDE (et encore !). Je remercie François qui a eu le courage de lire et corriger mon manuscrit. Je tiens particulièrement à remercier Paul, sans qui toute cette thèse ne se serait pas faite. Il m'a accordé sa confiance lors de mon stage de fin d'études, alors que mon CV était un peu léger en robotique, et il m'a appris énormément de choses.

Je remercie BMI pour son culot et surtout pour m'avoir supportée, aidée et donnée confiance durant cette fin de thèse. Sans lui, je n'aurais pas pu faire tenir EMY-Balance debout.

Je souhaite remercier tous mes amis du CEA-LIST qui ont créé une superbe ambiance au laboratoire, je pense notamment à Nolwenn, Marie-Charlotte, Selma, Émeline, José, Djibril, Katleen, Jérémy, Laura, Susana, Titouan, Alexandre, Davinson, Juan-Miguel, Élodie et j'en oublie certainement plein d'autres !

Je souhaite remercier particulièrement Alex et Anthony avec qui j'ai partagé LE bureau 10, bureau qui a accueilli les débats les plus animés, et qui sont aujourd'hui de très bons amis.

Je tiens à remercier mes amis, ma famille, mes sœurs et ma mère qui n'ont pas toujours bien compris ce que je faisais et pourquoi j'ai fait une thèse, mais c'est bien grâce à eux que j'en suis arrivée là. J'ai une pensée pour mon père qui aurait sûrement été très fier de moi. Enfin, je remercie Julien d'avoir été aux petits soins avec moi, notamment pendant toute la période de rédaction, et qui m'a toujours soutenue, peu importe la situation.

Notations

$\mathbf{r}$	Vecteur position 2D
$\mathbf{X}$	Vecteur position 3D
$\dot{\mathbf{X}}$	Vecteur vitesse 3D
$\ddot{\mathbf{X}}$	Vecteur accélération 3D
$\mathbf{q}$	Vecteur positions articulaires
$\dot{\mathbf{q}}$	Vecteur vitesses articulaires
$\boldsymbol{\tau}$	Vecteur couples articulaires
$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} \mathbf{F} & \mathbf{M} \end{bmatrix}^t$	Torseur d'effort 6D $= \begin{bmatrix} \text{Force} & \text{Moment} \end{bmatrix}^t$
$\mathbf{T}$	Torseur cinématique 6D
$\mathbf{Ad}$	Matrice adjointe
$\mathbf{J}$	Matrice jacobienne
$(.)^t$	Matrice transposée
$(.)^+$	Matrice pseudo-inverse de Moore-Penrose

Principaux acronymes

COM (point G)	Centre de masse
GCOM (point G')	Projection verticale du centre de masse sur le sol
COP (point P)	Centre de pression
ICP (point C)	Point de capture instantané
SZ	Zone de stabilité
SP	Polygone de sustentation

Table des matières

1 Introduction **1**

1.1 Contexte . . . 1

1.1.1 Les exosquelettes de jambes dans le domaine médical . . . 2

1.1.2 Les exosquelettes de jambes dans les domaines industriel et militaire . . . 7

1.2 Différents types de commande . . . 11

1.2.1 Commande en position . . . 11

1.2.2 Commande en effort . . . 11

1.3 Équilibre de l'exosquelette couplé à un utilisateur . . . 11

1.3.1 Constat . . . 11

1.3.2 Problématique et objectifs . . . 13

1.4 Robot expérimental : EMY-Balance . . . 14

1.5 Plan du mémoire . . . 15

2 Présentation de la commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette d'assistance **17**

2.1 Objectifs . . . 19

2.2 Introduction aux outils d'analyse de l'équilibre . . . 20

2.2.1 Polygone et points de référence . . . 20

2.2.2 Quelques termes importants . . . 22

2.3 Équilibre . . . 22

2.3.1 Définition . . . 22

2.3.2 Équilibre statique . . . 23

2.3.3 Équilibre dynamique . . . 24

2.3.4 Marge de stabilité . . . 28

2.4 Marche bipède . . . 28

2.4.1 Cycle de marche stable . . . 28

2.4.2 Équilibre pendant la marche . . . 30

2.5 Notion de capturabilité . . . 31

2.5.1 Point de capture instantané (ICP) . . . 31

2.5.2 Région de capture . . . 32

2.5.3 La marche via le point de capture . . . 32

2.5.4 Positionnement . . . 34

2.6 Commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette d'assistance . . . 35

2.6.1 Assistance apportée par l'exosquelette . . . 36

2.6.2 Modèles utilisés . . . 37

2.6.3 Vue d'ensemble et principes de la commande . . . 40

2.7 Conclusion . . . 42

3 Equilibre du système global : Commande du point de capture instantané 43
3.1 Point de capture instantané . . . 44
3.1.1 Modèle simple du pendule inversé linéarisé . . . 44
3.1.2 Point de capture instantané pour un exosquelette couplé à un utilisateur . . . 46
3.2 Gestion d'une situation de déséquilibre . . . 47
3.2.1 Condition d'équilibre . . . 47
3.2.2 Différents modes de correction . . . 48
3.3 Commande du point de capture instantané . . . 49
3.3.1 Point de capture instantané désiré . . . 49
3.3.2 Loi de commande et centre de pression associé . . . 51
3.3.3 Torseur de correction . . . 52
3.4 Équilibre global du système . . . 53
3.4.1 Prise en compte des contraintes sur le torseur de réaction du sol . . . 53
3.4.2 Garantie du contact pieds/sol . . . 56
3.5 Simulations . . . 57
3.5.1 Le mode « correction d'équilibre sans changement de support » . . . 58
3.5.2 Les trois modes de reprises d'équilibre . . . 60
3.6 Conclusion . . . 62

4 Equilibre du système bipède : Répartition des efforts sur les deux jambes 63
4.1 Équilibre du système bipède . . . 64
4.2 Différents coefficients de répartition des efforts . . . 68
4.2.1 Répartition des efforts suivant la position du COM . . . 68
4.2.2 Répartition des efforts suivant la position du COP . . . 69
4.2.3 Répartition imposée par l'utilisateur . . . 70
4.2.4 Récapitulatif . . . 71
4.3 Nouvelle répartition en fonction de la position de ICP . . . 71
4.3.1 Distance aux chevilles . . . 72
4.3.2 Distance aux bords . . . 75
4.3.3 Coefficients de répartition des efforts . . . 76
4.4 Centres de pression locaux . . . 78
4.4.1 Calcul des centres de pression locaux . . . 78
4.4.2 Choix du critère à optimiser . . . 80
4.4.3 Limites de la méthode . . . 86
4.5 Conséquences sur le centre de pression global . . . 86
4.6 Calcul des couples articulaires pour un système entièrement actionné . . . 88
4.6.1 Récapitulatif . . . 88
4.6.2 Modèle dynamique du système multi-corps . . . 89
4.6.3 Méthode itérative de calcul . . . 91
4.7 Passage du double support en simple support . . . 93
4.8 Simulations . . . 95
4.8.1 Influence de la répartition sur la correction sur le centre de pression global . . . 96
4.8.2 Commande de la gestion d'équilibre . . . 98

4.8.3 Comparaison des différentes distributions . . . 100
4.9 Conclusion . . . 103

5 Actionnement **105**
5.1 Système sous-actionné . . . 106
5.1.1 Actionnement d'EMY-Balance . . . 106
5.1.2 Étude du système {une jambe} : cas du simple support . . . 107
5.1.3 Étude du système {deux jambes} : cas du double support . . . 110
5.1.4 Problématique . . . 111
5.2 Calcul des couples articulaires des axes actifs . . . 112
5.2.1 Projection sur l'espace des articulations actives . . . 112
5.2.2 Optimisation : suivre la répartition gauche/droite désirée . . . 112
5.2.3 Optimisation : prise en compte des forces d'interaction . . . 115
5.2.4 Ajustement des couples articulaires par méthode itérative . . . 119
5.3 Simulations . . . 121
5.3.1 Méthode « projection » VS méthode d'optimisation . . . 122
5.3.2 Comparaison des différents critères d'optimisation . . . 123
5.4 Conclusion et discussion . . . 127

6 Expérimentations **128**
6.1 Cadre expérimental . . . 128
6.1.1 Installation . . . 128
6.1.2 Instrumentation de EMY-Balance . . . 129
6.1.3 Architecture logicielle . . . 130
6.2 Objectif . . . 130
6.3 Déroulement . . . 131
6.3.1 Phase d'initialisation . . . 131
6.3.2 Commande . . . 131
6.3.3 Simplifications et paramètres . . . 132
6.4 Résultats expérimentaux . . . 132
6.4.1 Plan latéral . . . 132
6.4.2 Plan sagittal . . . 135
6.5 Conclusion . . . 139

7 Conclusion générale **140**
7.1 Contributions . . . 140
7.1.1 Commande du point de capture instantané appliquée à un exosquelette actif avec utilisateur valide . . . 141
7.1.2 Coefficients de répartition des efforts anticipant le pas de l'utilisateur . . . 142
7.1.3 Gestion du sous-actionnement de l'exosquelette . . . 142
7.2 Perspectives . . . 143
7.2.1 Point de capture instantané . . . 143
7.2.2 La répartition des efforts . . . 145
7.2.3 Analyse du coût énergétique de l'utilisateur . . . 145

A Introduction à la mécanique du solide (et par extension, aux mécanismes) **148**

B Le simulateur physique XDE **150**

Bibliographie **152**

Chapitre 1

Introduction

Sommaire

1.1 Contexte 1
1.1.1 Les exosquelettes de jambes dans le domaine médical 2
1.1.1.1 La rééducation et l'assistance à la marche 2
1.1.1.2 Les exosquelettes pour personnes à mobilité réduite 4
1.1.2 Les exosquelettes de jambes dans les domaines industriel et militaire . . 7
1.1.2.1 Le BLEEX et les autres exosquelettes de la DARPA 8
1.1.2.2 Les exosquelettes français 9
1.2 Différents types de commande 11
1.2.1 Commande en position 11
1.2.2 Commande en effort 11
1.3 Équilibre de l'exosquelette couplé à un utilisateur 11
1.3.1 Constat 11
1.3.2 Problématique et objectifs 13
1.4 Robot expérimental : EMY-Balance 14
1.5 Plan du mémoire 15

1.1 Contexte

Un exosquelette, par définition, est un squelette externe servant à supporter et à protéger un animal tel un insecte ou un crustacé. On s'inspire alors de la nature pour développer des exosquelettes mécaniques (non motorisés) et mécatroniques (motorisés) pour protéger, assister, renforcer l'humain. Les objectifs de telles machines sont (a) la rééducation, (b) l'amplification ou l'optimisation des performances de l'utilisateur, (c) l'immersion dans un environnement virtuel ou augmenté, notamment grâce au retour d'effort et (d) la téléopération. Il en existe sous de nombreuses formes [1], que ce soit pour les membres supérieurs (Able, CEA-LIST (France)) ou inférieurs (The RoboKnee, Yobotics Inc. (États-Unis) ou HiBSO, EPFL (Suisse)), ou encore pour renforcer le dos (Atlas, Japet (France)) (cf. figure (1.1)). Certains sont partiels, d'autres englobent tout le membre.

FIGURE 1.1 – De la gauche vers la droite : - Able, CEA-LIST (France) - The RoboKnee, YOBOTICS INC. (États-Unis) [2] - HiBSO, EPFL (Suisse - http://lsro.epfl.ch/page-118584-en.html) - Atlas, JAPET (France - http://japet.eu)

Dans la suite, nous nous concentrerons sur les exosquelettes motorisés de jambes, en particulier ceux qui apportent une assistance sur l'ensemble des jambes, et non ceux qui travaillent sur un seul degré de liberté. Ce sont donc des robots qui se déplacent dans leur environnement et on qualifie leur base de « base flottante » (le torse de l'exosquelette). Les principales difficultés de mise en œuvre de ce type de machines sont leur poids, l'intégration du circuit énergétique (s'il s'agit de moteurs électriques, il faut prévoir de la place pour les batteries) et surtout, la prise en compte de l'utilisateur [3].

1.1.1 Les exosquelettes de jambes dans le domaine médical

C'est dans le domaine médical que la recherche est la plus intense. Redonner de la mobilité aux personnes qui présentent des faiblesses musculaires ou une paralysie partielle voire complète des jambes, est le premier objectif des chercheurs. En effet, permettre à ces personnes de trouver le rapport yeux dans les yeux avec leur entourage est bénéfique non seulement pour leur corps (amélioration de la circulation sanguine et diminution du nombre d'escarres) mais aussi pour leur mental. Il existe essentiellement deux types d'exosquelettes : les exosquelettes destinés à la rééducation et les exosquelettes restaurant les fonctions motrices du corps dont la marche.

1.1.1.1 La rééducation et l'assistance à la marche

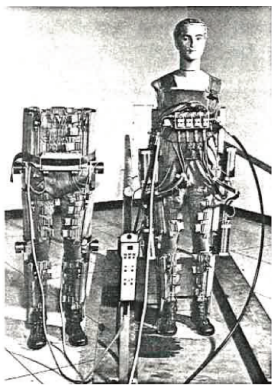
La rééducation de la marche par un thérapeute apporte de très bons résultats. Cependant, il est demandé au thérapeute d'avoir des compétences élevées et une bonne condition physique. Ainsi pour un seul patient, plusieurs thérapeutes sont nécessaires. Pour toutes ces raisons, la communauté scientifique a commencé à développer des exosquelettes ou des systèmes robotiques pour la rééducation de la marche et le renforcement musculaire [4]. L'un des premiers exosquelettes destinés à la rééducation a été développé par l'équipe de RABISCHONG en 1983 [5] (cf. figure (1.2.a)). Il s'agissait de mettre en place deux exosquelettes travaillant en **maître-esclave** : une personne saine et valide enfile l'exosquelette maître et la personne à rééduquer, l'exosquelette esclave. La commande de l'exosquelette esclave permettait alors de reproduire les mouvements de l'exosquelette maître de manière précise. La difficulté lorsqu'il s'agit de rééducation est la diversité de l'humain tant dans la morphologie que dans la pathologie.

L'un des exosquelette de rééducation les plus connus est le Lokomat de HOCOMA (Suisse) [6] (cf. figure (1.2.b)). Il s'agit d'un tapis de course permettant de rééduquer les personnes à la marche de manière intensive et dont la base est fixe (le poids du système et les batteries ne sont plus des problèmes). Le Lokomat présente un système de contre-poids afin de décharger partiellement le patient de son poids, en plus de sa structure fixe qui reprend les différents poids du système, ce qui permet d'avoir un contrôle des jambes plus efficace. La commande peut faire du simple **contrôle en position** des articulations afin de suivre des trajectoires de références, mais aussi de la **commande en impédance**. Cette commande en impédance permet de modifier les paramètres de raideur et d'amortissement afin de libérer certains mouvements du patient en fonction de la phase du cycle de marche [7].

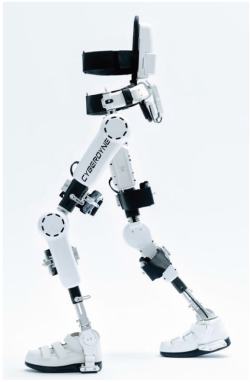
Dans la même catégorie, on trouve l'exosquelette LOPES (*LOwer-extremity Powered ExoSkeleton*) de l'UNIVERSITÉ DE TWENTE au Pays-Bas. Pour améliorer la rééducation de la marche, les auteurs cherchent à diminuer le nombre d'attaches de l'utilisateur et à s'adapter davantage aux mouvements de l'utilisateur que le Lokomat, notamment en augmentant le nombre de degrés de liberté [8][9].

Au Japon, SANKAI de l'Université de Tsukuba et son équipe mettent en place un exosquelette complet (bras + jambes) pour la rééducation, le HAL (*Hybrid Assistive Leg*) de CYBERDYNE (Japon) (cf. figure (1.2.c)). Il a pour fonction d'augmenter les couples au niveau des articulations des hanches, des genoux et des chevilles [10]. L'intention de l'utilisateur est détectée via des capteurs EMG placés sur l'utilisateur lui-même [11], ce qui permet alors de déclencher l'assistance d'amplification d'effort. La nouvelle version de HAL présentée sur le site de CYBERDYNE, assure bien le transfert de charge au sol contrairement aux anciennes versions (ce qui augmentait la charge sur les jambes de l'utilisateur). Cependant, peu d'information sont disponibles.

On peut citer l'exosquelette Autonomyo (en cours de développement) de EPFL (Suisse) conçu pour assister les personnes atteintes de déficiences musculaires et motrices afin de les rendre plus autonomes [12][13]. Il s'agit d'assistance à la marche pour des personnes myopathes ou âgées. Cet exosquelette est modulable pour s'adapter à toute morphologie et à toute difficulté musculaire (cf. figure (1.2.d)).

(a) 

(b)

(c) 

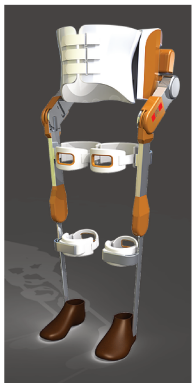
(d) 

FIGURE 1.2 – (a) Exosquelette Maître-Esclave de l'équipe de RABISCHONG (France) [5] - (b) Lokomat, HOCOMA (Suisse - https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/) - (c) HAL, CYBERDYNE (Japon - https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html) - (d) Autonomyo, EPFL (Suisse - http://www.autonomyo.ch/concept)

1.1.1.2 Les exosquelettes pour personnes à mobilité réduite

Les exosquelettes destinés aux personnes paraplégiques voire tétraplégiques (EMY, CEA-LIST (France), cf. figure (1.3.a)) sont des robots conçus pour porter l'utilisateur et pour faire les mouvements à sa place. On dit qu'ils sont en mode « robot ».

Les premiers travaux sur de telles machines datent des années 60/70 avec VUKOBRATOVIC ET AL. de l'Institut Mihailo Pupin de Belgrade. En 1974 [14], ils développent le premier prototype d'orthèse anthropomorphe (cf. figure (1.3.b)) capable de générer des mouvements de marche basés sur le concept du *zero-moment point* (cf. chapitre 2). Une orthèse est un appareillage externe, destiné à compenser une fonction absente ou déficitaire du corps humain et est fixé en parallèle du segment corporel concerné.

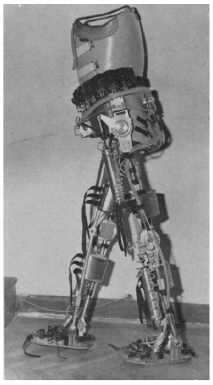
(a) (b) 

FIGURE 1.3 – (a) Exosquelette quatre membres EMY (*Enhanced MobilitY*), CEA-LIST (France) - (b) Prototype d'orthèse active développé par VUKOBRATOVIC (Serbie) [14]

Aujourd'hui, il existe plusieurs orthèses dont 4 sont commercialisées : ReWalk de REWALK ROBOTICS (Israël), EksoGT de EKSO BIONICS (États-Unis), Indego de PARKER HANNIFIN (États-Unis) et REX de REX BIONICS (Nouvelle-Zélande). Globalement, le principe de leur fonctionnement est le suivant :

1. l'intention de l'utilisateur est détectée par :
   - l'inclinaison du torse (liste non exhaustive) : ReWalk (cf. figure (1.4.a)) - EksoGT - Indego - eLEGS, BERKELEY BIONICS (États-Unis) (cf. figure (1.4.b)) - VariLeg, ETH ZURICH (Suisse) (cf. figure (1.4.c)) - TWIICE, EPFL (Suisse - en cours de développement) - Atalante, WANDERCRAFT (France - en cours de développement)
   - une télécommande ou un joystick : REX (cf. figure (1.4.d))
2. des schémas cycliques de marche prédéfinis dans le plan sagittal (cf. figure (1.5)), issus des études de biomécanique et de robotique bipède, sont alors générés. Ces cycles peuvent être des trajectoires à suivre ou des cycles de couples articulaires à jouer.
3. une **commande en position ou en couple** va permettre à l'exosquelette de suivre ces cycles prédéfinis.

Les exosquelettes cités ci-dessus présentent une structure qui permet de transférer la charge (dont le poids de la machine) directement au sol, mais il en existe dont la structure s'arrête aux chevilles de l'utilisateur comme le Vanderbilt exoskeleton de VANDERBILT UNIVERSITY (États-Unis) (cf. figure (1.4.e)) , dont quelques études ont été publiées par l'équipe de GOLDFARB [15][16]. L'ensemble du poids est alors repris par les jambes de l'utilisateur où on équipe l'utilisateur d'une orthèse de cheville pour réaliser le transfert du poids au sol. Cet exosquelette a été conçu pour fournir une assistance à la marche aux personnes paraplégiques. Comme la plupart des exosquelettes dédiés aux personnes paraplégiques, l'utilisateur utilise son torse afin de modifier sa posture (modification de son centre de pression cf. section 2.3.3) et ainsi d'apporter une information sur son intention. Une fois l'intention de l'utilisateur détectée, une machine d'états détermine alors les trajectoires articulaires à suivre. Aujourd'hui il existe une nouvelle version de cet exosquelette appelée Indego de la société PARKER.

Tous ces exosquelettes sont destinés aux personnes paraplégiques, qui n'ont plus de mobilité dans les jambes et doivent être le plus anthropomorphique possible - chacun des axes des articulations de

l'exosquelette intersecte les axes des articulations de l'humain - pour éviter de blesser l'utilisateur. Kwa et al. ont mis en place un exosquelette qui s'adapte aux différentes paralysies (partielle à totale) : grâce à leur architecture, ils peuvent cibler l'assistance à apporter (de personne saine à personne entièrement paraplégique en passant par différentes paralysies partielles) [17].

(a) (b) (c)

(d) (e)

Figure 1.4 – (a) ReWalk, ReWalk Robotics (Israël - http://rewalk.com/) - (b) eLEGS, Berkeley Bionics (États-Unis - http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs) - (c) VariLeg, ETH Zurich (Suisse - http://varileg.ch/) - (d) REX, Rex Bionics (Nouvelle-Zélande - https://www.rexbionics.com/) - (e) Vanderbilt exoskeleton, Vanderbilt University (États-Unis) [16]

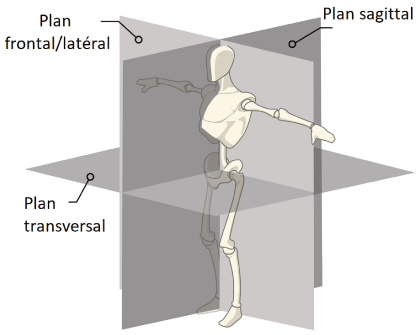


FIGURE 1.5 – Plans anatomiques (https://www.sci-sport.com/theorie/)

1.1.2 Les exosquelettes de jambes dans les domaines industriel et militaire

Dans l'industrie ou dans le domaine militaire, il est devenu intéressant de développer des exosquelettes ayant pour objectif de réduire la pénibilité du travail, d'augmenter les performances de l'utilisateur ou même d'accomplir des tâches physiquement irréalisables. La personne se trouvant à l'intérieur de l'exosquelette est alors valide et en bonne santé.

Le tout premier concept d'exosquelette présent dans la littérature est celui de YAGN en 1890 [18] (cf. figure (1.6.a)). Il avait alors imaginé un appareil constitué d'arcs et de ressorts qui travaillent en parallèle des jambes de l'utilisateur afin d'augmenter ses performances de course et de saut. Dans les années 60/70, GENERAL ELECTRIC RESEARCH sort le premier prototype d'exosquelette Hardiman (*Human Augmentation Research and Development Investigation*) quatre membres capable de décupler la force de l'utilisateur (25 :1) [19] (cf. figure (1.6.b)). C'était une machine hydraulique aux dimensions impressionnantes et malgré le manque de résultat sur la partie jambes, Hardiman a permis de mettre en évidence les difficultés de conception et de développement liées à l'énergie utilisée et à l'interaction homme/machine.

(a) (b)

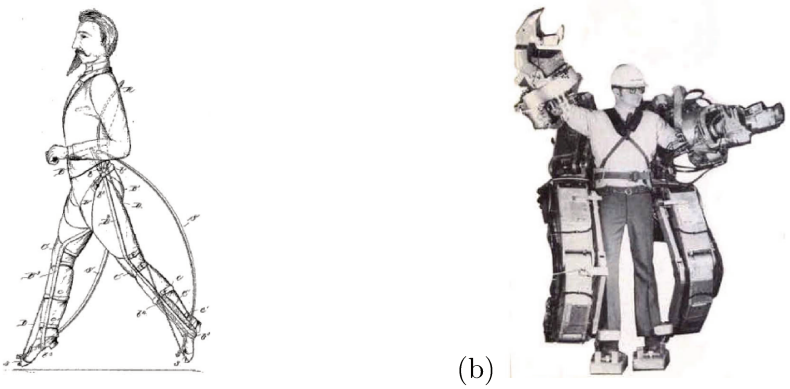


FIGURE 1.6 – (a) Premier concept d'exosquelette de YAGN (1890) [18] - (b) Hardiman de GENERAL ELECTRIC RESEARCH (1971) [19]

Les principaux exosquelettes d'assistance sont présentés ci-dessous mais on peut rapidement citer les études de CAO sur le couplage utilisateur/exosquelette avec un modèle linéaire du type masse-ressort. Elles ont montré que plus la liaison entre l'utilisateur et l'exosquelette est raide (l'utilisateur est bien attaché), plus le contrôle du système couplé est efficace (algorithmes testés sur l'exosquelette ELEBOT) [20].

1.1.2.1 Le BLEEX et les autres exosquelettes de la DARPA

La plupart des exosquelettes permettant d'augmenter les capacités de l'humain et connus du grand public sont les exosquelettes développés dans le cadre d'un programme intitulé *Exoskeletons for Human Performance Augmentation* de la DARPA (*Defense Advanced Research Projects*) aux États-Unis.

Le BLEEX

L'un des plus connus de ce programme est l'exosquelette hydraulique BLEEX (*Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*) [21], dirigé par KAZEROONI (cf. figure (1.7.a)). Le BLEEX a pour objectif d'augmenter la force et l'endurance de l'humain qui l'utilise. Il possède deux jambes anthropomorphiques de 7 degrés de liberté chacun, une unité de puissance et une structure type « sac-à-dos » pour y mettre la charge à porter [22][23]. Le principe est le suivant : l'humain fournit l'intelligence de contrôle pour guider et stabiliser le système et l'exosquelette apporte la force nécessaire pour porter la charge et pour la marche. La commande est une **commande en effort** conçue pour ne pas utiliser des mesures directes de l'humain et ou de l'interface homme-machine et elle fait en sorte que l'exosquelette suive le moindre mouvement de l'utilisateur. Dans ce but, l'équipe de KAZEROONI a mis en place une commande de dynamique inverse qui permet à l'exosquelette d'être très sensible à toutes les forces ou couples extérieurs, notamment ceux imposés par l'utilisateur [24]. Ce type de commande nécessite une très bonne connaissance du modèle dynamique mais cela implique que le système est moins robuste. Elle soutient alors l'idée que la fonction première du BLEEX est de suivre les mouvements de l'utilisateur afin de pouvoir lui apporter l'assistance en effort nécessaire et que la stabilisation du système dépend uniquement de l'utilisateur [25]. Ensuite pour gérer les phases de marche, ils contrôlent la jambe de support (contrôle en position) et la jambe de balancement (amplification) de manière découplée [26]. Ils annoncent avoir atteint lors des essais expérimentaux, jusqu'à 75 kg de charge et marchant à une vitesse de 0.9 m/s.

Les autres exosquelettes

Dans le même programme, deux autres exosquelettes ont été développés : le Sarcos Exoskeleton de THE SARCOS RESEARCH CORPORATION et le MIT exosquelette de l'équipe HERR.

- Le Sarcos Exoskeleton (cf. figure (1.7.b)) est un exosquelette hydraulique quatre membres, dédié au port de charge et à l'augmentation des capacités physiques de l'utilisateur. Très peu

d'information sont disponibles ; selon [3], il existe des rapports affirmant que les résultats expérimentaux ont montré que le Sarcos Exoskeleton pouvait porter 68 kg sur le dos et 23 kg sur les bras en marchant à une vitesse de 1.6 m/s .

- Le MIT Exoskeleton (cf. figure (1.7.c)) est un exosquelette ayant la caractéristique d'exploiter la dynamique passive de l'utilisateur lors de la marche, ce qui lui permet d'avoir une structure légère mais tout aussi efficace [27]. L'architecture est la suivante : - **un actionneur contrôlé en effort** à la hanche pour permettre d'assister l'utilisateur pour se déplacer avec la charge sur le dos, - **un mécanisme qui permet de faire varier l'amortissement** du genou afin de le rigidifier lors de la phase d'atterrissage du pied sur le sol, - et **un ressort passif à la cheville** afin d'emmagasiner de l'énergie puis de la libérer aux moments propices. On reporte alors les résultats expérimentaux donnant les valeurs de 36 kg de charge sur le dos marchant à une allure de 1 m/s [28][29].

(a) (b) (c)

FIGURE 1.7 – (a) BLEEX (*Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*) [21] - (b) Sarcos Exoskeleton de THE SARCOS RESEARCH CORPORATION - (c) MIT Exoskeleton [29]

1.1.2.2 Les exosquelettes français

Du côté français, le projet HERCULE débute en 2009 (cf. figure (1.8.a)) ayant pour objectif de réaliser un exosquelette dédié aux applications industrielles impliquant divers acteurs : RB3D, le CEA-LIST et l'école ESME SUDRIA. Cet exosquelette peut porter jusqu'à 40 kg et possède 14 degrés de liberté. Il a été imaginé pour être enfilé rapidement et pour qu'on puisse y greffer des outils ou des bras robotiques. Trois versions de cet exosquelette ont été développées et HV3 (HERCULE version 3, cf. figure (1.8.b)) a la particularité d'avoir sa base flottante à l'avant de l'utilisateur. La commande est **une commande en effort basée sur le principe de maître-esclave** : des capteurs d'effort sont placés entre les pieds de l'utilisateur et les semelles de HV3, ce qui permet à l'exosquelette de suivre la répartition de poids sur les jambes imposée par l'utilisateur et ainsi libérer sa jambe de balancement quand celui-ci veut faire un pas [30]. Les auteurs introduisent alors le terme de « transparence » venant du domaine de la télé-opération et qui signifie que l'exosquelette suit les mouvements imposés par l'utilisateur de manière fluide. Par ailleurs, l'exosquelette porte son propre poids et celui de la charge supplémentaire : dans ce type de commande, c'est à l'utilisateur de gérer

l'équilibre dans les plans frontal et sagittal.

(a) (b)

FIGURE 1.8 – (a) HERCULE - (b) HV3 (http://www.rb3d.com/produits/exosquelettes/)

En 2016, le CEA-LIST a présenté ses deux derniers exosquelettes lors du salon INNOROBO à Paris : Hercule Slim et EMY-Balance (cf. figure (1.9)). Hercule Slim est un exosquelette de port de charge ayant les mêmes objectifs que l'exosquelette HERCULE. Seulement, son design et sa structure ont été repensés : les moteurs ne sont plus localisés au niveau de l'articulation à actionner mais se retrouvent déportés au niveau du dos. EMY-Balance a été conçu dans le cadre d'un projet européen « Balance » dans le but de tester divers algorithmes d'équilibre. Dans le cadre de la thèse, c'est donc sur cet exosquelette qu'on testera nos algorithmes de commande. On reviendra sur l'architecture d'EMY-Balance dans la section 1.4.

FIGURE 1.9 – EMY-Balance

1.2 Différents types de commande

Dans la partie précédente, on recense principalement deux types de commande. Les deux principales commandes sont le contrôle en position et le contrôle en effort. Chacune d'entre elles a sa spécificité et son application et présentent des avantages et des inconvénients [31].

1.2.1 Commande en position

Contrôler en position permet de maintenir une position cartésienne ou articulaire, indépendamment de la force appliquée sur l'effecteur contrôlé [32]. Ce type de contrôle est souvent utilisé lorsqu'il s'agit de suivre une trajectoire de manière précise et constitue un contrôle à gain élevé. Il est très bien adapté et largement utilisé s'il n'y a pas de contact avec l'environnement. Cependant, une impédance élevée ne permet pas de gérer les fortes perturbations. Pour pallier ce problème, le robot doit être instrumenté en capteurs d'efforts pour améliorer la stabilité, mais une bande passante étroite et des capteurs non colocalisés (placés au niveau de l'effecteur et non au niveau du moteur) rendent ce type de contrôle très limité.

1.2.2 Commande en effort

Contrôler en effort permet d'appliquer une force via l'effecteur indépendamment de la position de celui-ci. Il nécessite des actionneurs réversibles pour réaliser une commande à impédance faible. Cette réversibilité peut être obtenue soit par boucle de commande, soit par conception mécanique. De plus, il permet d'exploiter la dynamique naturelle du système ainsi que sa passivité pour développer des algorithmes plus efficaces face aux perturbations [33]. Le désavantage de ce type de contrôleurs est qu'il doit compenser la gravité et la dynamique pour que le système puisse accomplir sa tâche.

1.3 Équilibre de l'exosquelette couplé à un utilisateur

1.3.1 Constat

Dans les parties précédentes, on a fait un état de l'art sur les différents exosquelettes qui ont été développés au cours de ces dernières années et leur commande. On s'intéresse alors à la gestion d'équilibre de l'exosquelette lorsqu'il est couplé avec un utilisateur. Pour que ce genre de systèmes intègre notre vie, l'exosquelette a l'obligation d'assurer la sécurité de l'utilisateur. C'est pourquoi, on décide de travailler sur le contrôle d'équilibre de la machine pour éviter de déstabiliser l'utilisateur, voire la chute, lorsqu'il est en mode « assistance ».

En ce qui concerne les exosquelettes en mode « robot », quasiment tous ceux qui sont aujourd'hui rendus publiques, nécessitent l'utilisation de béquilles afin d'équilibrer et stabiliser l'ensemble du système et ainsi éviter que l'utilisateur tombe (cf. figure (1.10)). A l'exception de l'exosquelette REX de Rex Bionics commandé par un joystick [34]. Pour garder l'équilibre, le REX adopte une marche statique, c'est-à-dire qu'à tout moment sa posture satisfait les conditions de l'équilibre statique (le centre de masse du système couplé doit être à tout moment au dessus du/des pieds de

support, cf. chapitre 2). La position du centre de pression mesurée par des capteurs de pression sous les semelles, est alors asservie sur un centre de pression désiré à l'aide d'un contrôleur PID (proportionnel-intégrateur-dérivé). Le problème de la marche statique est que la marche n'est pas du tout naturelle, pas robuste et est très lente.

Le Lokomat de HOCOMA et le LOPES de l'Université de Twente ne connaissent pas ces problèmes d'équilibre et de stabilité puisque leur structure externe fixe leur enlève le côté ambulatoire de l'exosquelette et par conséquent, tous les problèmes engendrés.

(a) (b)

FIGURE 1.10 – (a) EksoGT EKSO BIONICS (États-Unis) - (b) TWIICE de l'EPFL (Suisse)

Quant aux exosquelettes d'assistance, qu'ils soient destinés à la rééducation, au port de charge ou à l'augmentation des efforts, l'équilibre du système couplé {utilisateur + exosquelette} est uniquement assuré par l'utilisateur. On précise que pour les exosquelettes de port de charge, il s'agit de l'équilibre et de la stabilisation sur les plans frontal et sagittal, puisque sur l'axe vertical le poids (exosquelette + charge utile) est compensé par la machine.

En effet, on rappelle que les études publiées sur le BLEEX par l'équipe de KAZEROONI montrent qu'ils ont préféré développer le côté transparent afin que l'exosquelette puisse apporter une assistance efficace et adéquate, aux dépens de la stabilité du système [25] (cf. figure (1.11)).

FIGURE 1.11 – BLEEX (États-Unis) [25] - Avec une charge élevée sur le dos de l'exosquelette, l'utilisateur doit contre-balancer le poids du sac vers l'avant.

1.3.2 Problématique et objectifs

Quelle que soit l'application, la question de la stabilité posturale se pose dans les différents mouvements et les stations debout (statiques ou dynamiques). Dans le cadre de la thèse, on s'intéressera uniquement aux exosquelettes actifs de membres inférieurs, et plus particulièrement ceux dédiés à l'assistance. L'utilisateur est alors une personne valide et en bonne santé. Ce n'est donc pas le rôle de la machine que de porter l'utilisateur et de marcher à sa place.

Jusque là, l'équilibre du système couplé {utilisateur+exosquelette} était assuré par l'utilisateur. Mais l'augmentation de la charge transportée et de l'inertie, ainsi que l'activité même de l'exosquelette, rendent cet équilibre difficile. Pour répondre à ce besoin, la thèse développe des stratégies et élabore des algorithmes de commande permettant d'améliorer le retour à l'équilibre du système et de prévenir la chute d'une personne assistée par un exosquelette actif. Cette commande devra prendre en compte l'utilisateur, autrement dit préserver ses capacités de réaction. L'utilisateur est donc libre de ses mouvements tant qu'une situation de déséquilibre n'est pas détectée.

Un exosquelette étant un robot bipède qui évolue étroitement avec son utilisateur, l'idée est de s'inspirer des commandes utilisées sur des exosquelettes tels que le BLEEX et de celles existantes en robotique humanoïde. On cherchera à les modifier et à les adapter au comportement de l'homme pour obtenir la meilleure assistance possible. L'objectif de notre commande est alors de contraindre le moins possible les mouvements de l'utilisateur tout en lui assurant une certaine sécurité. De cette manière, on espère établir une confiance de l'utilisateur vis-à-vis de la machine.

Contrôler l'équilibre d'un exosquelette d'assistance implique un contrôle en effort, en particulier des forces de contact (cf. chapitre 2), pour réaliser la tâche désirée. Maîtriser ces forces est donc très important pour assurer l'équilibre de la machine et pour éviter qu'elle ne tombe. A chaque instant, la commande calcule alors l'équilibre du système pour déterminer les efforts de contact. Lorsque l'utilisateur fait bouger l'exosquelette, il rompt cet équilibre et la commande calcule un nouvel équilibre en fonction de la posture induite par l'utilisateur.

L'exosquelette est un cobot, c'est-à-dire qu'il collabore avec l'humain et qu'il peut travailler à proximité de lui en toute sécurité. La particularité de l'exosquelette est qu'il ne peut pas fonctionner sans intervention humaine ou sans sollicitation extérieure. La commande devra assurer un service minimum, c'est-à-dire que l'exosquelette devra être capable de rester debout dans une posture donnée (au moins la compensation de gravité) mais il ne doit pas bouger ou marcher sans l'intervention de l'utilisateur. Il se doit alors d'assurer les deux fonctions clés suivantes :

- la transparence, l'utilisateur doit être le moins gêné possible par le robot en terme de ressenti. L'exosquelette doit donc pouvoir suivre ses gestes le plus fluidement possible.
- la sécurité, l'utilisateur doit se sentir en confiance. L'exosquelette doit faire en sorte que le système entier {utilisateur+exosquelette} reste à l'équilibre et stable tout au long de l'expérience.

1.4 Robot expérimental : EMY-Balance

Cette thèse comprend une partie expérimentale, mise en œuvre sur un exosquelette de jambes entièrement conçu et développé par le Laboratoire de Robotique Interactive du CEA-LIST. Il a été réalisé dans le but de tester et valider de nouveaux algorithmes de contrôle afin d'améliorer la commande ce type de dispositif.

EMY-Balance possède 14 degrés de liberté dont 7 par jambe : 3 degrés de liberté à la hanche (abduction/adduction - flexion/extension - rotation), 1 degré de liberté au genou (flexion/extension), 2 degrés de liberté à le cheville (flexion/extension - pronation/supination) et 1 degré de liberté à la semelle (flexion/extension). Seulement 4 articulations sont actionnées par jambe :

- abduction/adduction hanche
- flexion/extension hanche
- flexion/extension genou
- flexion/extension cheville

Les débattements des articulations sont choisis de telle sorte qu'ils correspondent à ceux d'un sujet sain, voire inférieurs à ceux de l'utilisateur (butées mécaniques).

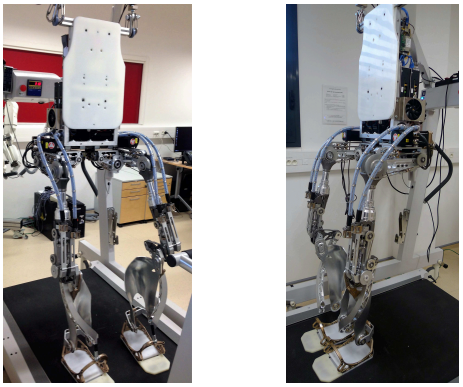


FIGURE 1.12 – EMY-Balance

Chaque actionneur est composé d'un moteur électrique et d'un réducteur mécanique basé sur des transmissions par câbles et vis à billes [35], qui permet alors d'obtenir une bonne commande transparente (avec compensation des frottements secs et visqueux et la technologie des actionneurs permet une linéarité de couple et une commande en couple sans capteur) et ainsi de suivre les mouvements de l'utilisateur sans le gêner.

L'utilisateur est alors physiquement attaché à l'exosquelette par des sangles aux pieds, aux tibias, au bassin et au dos (de la même manière qu'un sac-à-dos). L'exosquelette complet pèse 50 kg avec toute l'électronique et la batterie.

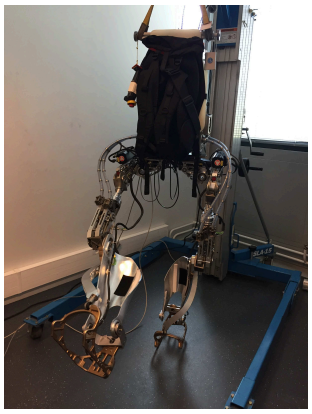


FIGURE 1.13 – EMY-Balance avec les sangles

1.5 Plan du mémoire

Le mémoire est structuré de la manière suivante :

Dans le chapitre 2, on présente le principe et la structure générale de la commande de gestion d'équilibre, en prenant soin de faire un état de l'art et d'exposer les différents choix.

Le chapitre 3 est réservé à la commande du point de capture instantané (ICP) basée sur un modèle du pendule inversé linéaire : de son calcul à l'expression du torseur de correction d'équilibre. La principale contribution de ce chapitre est l'utilisation du ICP pour détecter la situation de déséquilibre et l'application d'une commande du type ICP sur un exosquelette de jambes assistant une personne valide.

Le chapitre 4 concerne principalement le calcul de l'équilibre du robot bipède. Il s'agit alors de partager les efforts calculés sur les deux jambes de manière appropriée. On introduit alors une nouvelle méthode de calcul du coefficient de répartition gauche/droite des efforts basée sur le ICP afin de sécuriser ou d'anticiper les actions de l'utilisateur, en transférant le poids sur la jambe adéquate.

Une fois les consignes d'efforts déterminées, il faut pouvoir les faire appliquer par l'exosquelette. En effet, toute l'étude se base sur un système parfait et entièrement actionné, cependant, dans la réalité, il n'y a pas autant d'actionneurs que d'articulations et il est plus réaliste de modéliser l'exosquelette par un modèle multi-corps. On discute alors du calcul des couples articulaires (variables de commande) et de l'actionnement de EMY-Balance dans le chapitre 5.

Le chapitre 6, met en avant les expériences menées sur l'exosquelette prototype EMY-Balance. Par faute de temps dans la mise en œuvre expérimentale de l'exosquelette EMY-Balance, on ne testera que la pertinence des coefficients de répartition basés sur le ICP introduits dans le chapitre 4.

Enfin, on conclura par le chapitre 7, dans lequel on exposera les différentes pistes pour améliorer cette commande.

Chapitre 2

Présentation de la commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette d'assistance

Sommaire

2.1 Objectifs . . . 19
2.2 Introduction aux outils d'analyse de l'équilibre . . . 20
2.2.1 Polygone et points de référence . . . 20
2.2.1.1 Polygone de sustentation ($\mathcal{P}$) . . . 20
2.2.1.2 Centre de masse (COM) . . . 20
2.2.1.3 Centre de pression (COP) . . . 21
2.2.1.4 *Zero-tilting moment point* (ZMP) . . . 21
2.2.1.5 *Foot-rotation Indicator Point* (FRI) . . . 21
2.2.1.6 *Virtual toe point* (VTP) . . . 22
2.2.2 Quelques termes importants . . . 22
2.3 Équilibre . . . 22
2.3.1 Définition . . . 22
2.3.2 Équilibre statique . . . 23
2.3.2.1 Condition d'équilibre statique . . . 23
2.3.2.2 Équilibre statique chez l'humain . . . 23
2.3.2.3 Contrôler l'équilibre statique . . . 23
2.3.3 Équilibre dynamique . . . 24
2.3.3.1 Condition d'équilibre dynamique . . . 24
2.3.3.2 Équations d'équilibre dynamique . . . 24
2.3.3.3 Équilibre dynamique chez l'humain . . . 25
2.3.3.4 Contrôler l'équilibre dynamique . . . 26
2.3.4 Marge de stabilité . . . 28
2.4 Marche bipède . . . 28
2.4.1 Cycle de marche stable . . . 28
2.4.1.1 Génération de trajectoires du ZMP . . . 28
2.4.1.2 Commande prédictive . . . 29
2.4.1.3 Dynamique des zéros hybrides et contraintes virtuelles . . . 30

2.4.1.4 Commande découplée 30
2.4.1.5 Commande avec un modèle virtuel 30
2.4.2 Équilibre pendant la marche 30
2.5 Notion de capturabilité 31
2.5.1 Point de capture instantané (ICP) 31
2.5.2 Région de capture 32
2.5.3 La marche via le point de capture 32
2.5.4 Positionnement 34
2.6 Commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette d'assistance 35
2.6.1 Assistance apportée par l'exosquelette 36
2.6.2 Modèles utilisés 37
2.6.2.1 Pendule Inversé Linéaire (LIP) 37
2.6.2.2 Pendule Inversé linéaire type compas avec pieds (CLIP) 38
2.6.2.3 Modèle multi-corps (MBM) 39
2.6.3 Vue d'ensemble et principes de la commande 40
2.7 Conclusion 42

Afin de répondre à la problématique posée dans cette thèse et sachant que peu d'articles sur la commande des exosquelettes de jambes ont été publiés, on s'inspire des commandes développées pour les robots bipèdes et des analyses faites en biomécanique pour élaborer une commande s'adaptant au comportement de l'utilisateur. Pour notre application d'exosquelette d'assistance, il est important de comprendre comment l'humain reprend son équilibre lorsqu'il est déstabilisé pour ne pas le perturber davantage pendant l'utilisation de l'exosquelette. L'équilibre représente un axe de recherche important dans la robotique humanoïde.

Le chapitre sera organisé de la manière suivante.

Tout d'abord, on définit nos objectifs :

- Qu'attendons-nous de la commande ?
- Quelles sont nos contraintes ?
- Que voulons-nous résoudre comme problème ?

Ensuite dans les quatre sections suivantes, nous introduisons quelques termes et quelques outils pour analyser le comportement et l'équilibre du système, puis nous balayons l'état de l'art de ce qui existe dans le domaine biomécanique et dans le domaine de la robotique bipède, afin de répondre aux questions suivantes :

- Quelles sont les différentes stratégies de récupération d'équilibre chez l'humain ?
- Équilibre statique ou équilibre dynamique ?
- Comment contrôler l'équilibre d'un système bipède ?
- Quel type de commande pour contrôler à la fois l'équilibre et la marche ?

Dans la section 2.6, nous présentons une vue d'ensemble de la commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette de jambes d'assistance, notamment les stratégies assistées et les différents modes de contrôle. Enfin, nous concluons ce chapitre en résumant les principaux choix que nous avons fait, avant d'entrer dans les détails de la commande dans les chapitres suivants.

2.1 Objectifs

L'objectif de la thèse est d'améliorer l'équilibre (ou stabilité posturale) d'un exosquelette actif de jambes avec utilisateur, pour des applications civiles ou industrielles.

Contrairement à la commande de l'exosquelette BLEEX (cf. section 1.1.2), on souhaite mettre en place une commande en effort qui assure à la fois la fonction de **transparence** et à la fois la fonction d'**assistance**, en particulier pour la reprise d'équilibre. Dans le cadre de la thèse, on considère que la transparence de l'exosquelette est acquise car elle constitue le cœur de métier du laboratoire CEA-LIST LRI : un robot est transparent lorsqu'en commande en couple, on est capable de manipuler aisément chaque corps qui le compose, grâce à des actionneurs réversibles.

Dans la commande du BLEEX, il est supposé que c'est le rôle de l'utilisateur d'assurer l'équilibre et la stabilité du système couplé. On souhaite alors que l'exosquelette EMY-Balance joue un rôle un peu plus important dans l'équilibre du système. L'objectif est donc de mettre en place une coopération entre l'exosquelette et l'utilisateur, pour que le premier assure l'état d'équilibre et le deuxième, la stabilisation du système qui se traduit par le maintien de la position d'équilibre. Le co-contrôle de l'équilibre pour un exosquelette d'assistance se décompose en quatre niveaux, dont seuls les trois premiers nous intéressent :

1. porter la charge : réduire les efforts d'interaction et permettre à l'utilisateur de se déplacer sans subir la charge
2. prévenir : donner un certain confort à l'utilisateur dans une certaine zone au delà de laquelle l'exosquelette réagira
3. accompagner la récupération d'équilibre : faciliter les mouvements dans une direction pour le retour à un état d'équilibre
4. récupération d'équilibre : prendre le contrôle sur l'humain et faire la récupération d'équilibre à sa place.

Le CEA-LIST LRI étant à l'origine de la commande des exosquelettes Hercule, on souhaite également mettre en place une commande de gestion d'équilibre qui soit compatible avec la commande « Maître-Esclave » [30], c'est-à-dire une commande qui inclut la modulation de la répartition des efforts sur les deux jambes. Cette répartition est mesurée par des capteurs d'effort, situés entre les pieds de l'utilisateur et les semelles de l'exosquelette. Elle permet d'obtenir une démarche moins statique, puisque l'utilisateur impose le levage de la jambe de vol à l'exosquelette et par conséquent impose à la jambe de support de l'exosquelette de reprendre toute la charge. L'exosquelette EMY-Balance est instrumenté aux semelles par des capteurs FSR qui donnent une information sur le contact de la semelle sur le sol, cela devra être pris en compte dans la conception de la commande.

Enfin, on s'intéresse aux applications du type "travail statique" avec des déplacements à faible vitesse. Cela implique que l'exosquelette doit détecter l'intention de l'utilisateur et lui permettre de se mouvoir sans être gêné, tout en assurant un état d'équilibre. De plus, dans le but d'assurer une fluidité dans les mouvements de l'utilisateur, notamment lorsqu'il veut faire un pas, la commande devra être continue entre la phase de double support et la phase de simple support. Les travaux

réalisés dans le domaine de la marche bipède peuvent donc être utiles pour le choix de la commande.

2.2 Introduction aux outils d'analyse de l'équilibre

2.2.1 Polygone et points de référence

Ici on définit les polygones et les principaux points de référence qui nous permettent d'analyser le comportement du système bipède et notamment, de le contrôler. Les points présentés ici sont des points situés sur le sol, excepté le centre de masse.

2.2.1.1 Polygone de sustentation ($\mathcal{P}$)

On appelle **polygone de sustentation** ou polygone de support, l'enveloppe convexe de l'ensemble des points de contact entre le robot et son environnement. Autrement dit, lorsque le robot est debout sur le sol, c'est le polygone convexe formé par les empreintes des pieds.

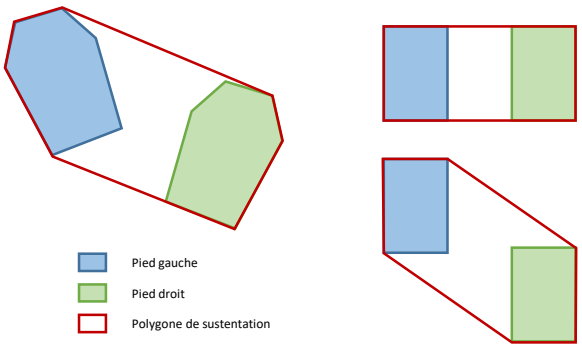


FIGURE 2.1 – Définition du polygone de sustentation formé par des pieds de géométrie variable et dans des postures différentes.

2.2.1.2 Centre de masse (COM)

Le **centre de masse**, ou centre de gravité, est le point d'application de la résultante de l'ensemble des forces de gravité s'exerçant sur le robot. Il est situé sur le barycentre des positions des centres de masse des segments formant le robot, pondérées par leur masse.

On appelle GCOM, la projection verticale du centre de masse sur le sol.

2.2.1.3 Centre de pression (COP)

Le champs des forces de pression (normal à la zone de contact) est équivalent à une seule force de réaction appliquée au **centre de pression** et les moments tangentiels résultants sont nuls [36]. Ce point est situé à l'intérieur de la zone de contact entre le robot et son environnement. Pour un système à plusieurs points de contact, le **centre de pression global** représente le barycentre de l'ensemble des **centres de pression locaux** pondérés par la composante verticale des efforts exercés. Le centre de pression global est situé à l'intérieur du polygone de sustentation. Ce point est mesurable et est donc facilement contrôlable si le robot est bien instrumenté.

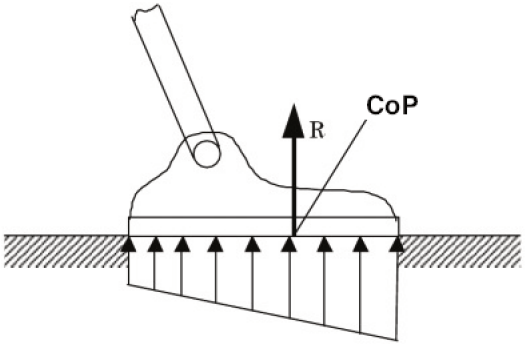


FIGURE 2.2 – Définition du centre de pression (COP)

2.2.1.4 *Zero-tilting moment point* (ZMP)

Le *zero-moment point* est introduit pour la première fois par VUKOBRATOVIC en 1969 lorsqu'il s'intéresse au cycle de marche d'un bipède [37]. Au fil des années, sa définition s'est affinée et la terminologie devient le ***zero-tilting moment point*** [38] [39]. Il est défini comme étant le point de la zone de contact pied/sol où le moment résultant de l'ensemble des forces de gravité et des forces inertielles, s'appliquant sur le pied du robot est normale à la surface de contact [36] (cf. section 2.3.3). Si le système est en équilibre sur un sol plat et sans obstacle, le ZMP coïncide avec le COP mais dans le cas contraire, ces deux points sont distincts.

Dans le cas où le ZMP se trouve à l'extérieur de $\mathcal{P}$, VUKOBRATOVIC propose d'appeler ce point le ZMP virtuel ou le *fictitious ZMP* [38][40], et GOSWAMI préférera l'appellation de *Foot-rotation Indicator Point*.

2.2.1.5 *Foot-rotation Indicator Point* (FRI)

Le ***foot-rotation indicator point*** est une extension du concept ZMP. GOSWAMI [41] l'introduit en 1999 pour désigner le *fictitious ZMP* de VUKOBRATOVIC. Si le FRI est à l'intérieur du polygone (le pied est alors stationnaire), il coïncide avec le ZMP qui coïncide avec le COP [39]. Si le FRI est à l'extérieur du polygone, alors le pied est en train de pivoter sur son arête et on quantifie le moment

de déséquilibre par l'amplitude du bras de levier entre le point de pression situé sous le pied et le FRI.

2.2.1.6 *Virtual toe point* (VTP)

Pratt et al. introduisent le ***virtual toe point*** qui est un centre de pression situé sous le pied. La différence avec le COP tel qu'il a été défini précédemment est que le VTP n'est pas une quantité mesurable mais un point commandé. De plus, il est basé sur des équations statiques et non dynamiques. Ces *virtual toe points* ont été mis en place dans l'objectif de commander le COP global du système [42].

2.2.2 Quelques termes importants

Double support

La phase de **double support** correspond à la phase où les deux pieds sont en support et en contact avec le sol.

Simple support

La phase de **simple support** correspond à la phase où un seul pied est en contact avec le sol. En locomotion, il s'agit de la phase qui accompagne la phase oscillante de la jambe opposée (autrement dit la jambe de vol) pour faire un pas.

Position du robot

Lorsqu'on parle de la **position du robot**, on entend : la position 6D (position et orientation) de la base flottante (le tronc commun aux deux jambes) du robot.

Posture

La **posture** représente l'ensemble des positions articulaires qui décrit la configuration du robot.

Stabilisation

La **stabilisation** est la capacité d'un système à maintenir une posture ou une position d'équilibre.

2.3 Équilibre

L'équilibre des bipèdes est très utile à la fois pour la compréhension du fonctionnement du corps humain pour les biomécaniciens et pour le contrôle des robots humanoïdes et des humains virtuels. Dans cette partie, on fait un état de l'art sur les différentes stratégies et techniques pour gérer cet équilibre et pour le conserver.

2.3.1 Définition

Bidaud et al. proposent une définition de l'équilibre pour un humain virtuel ou réel [43] :

« ..., l'équilibre se définit plutôt par opposition à la chute ("perdre l'équilibre"), état qui intègre également l'intention du sujet dans son activité physique. Par exemple, la marche est somme toute une succession de chutes contrôlées vers l'avant. Au regard de ces remarques, on peut dire que la caractérisation d'un état de déséquilibre (au sens du langage commun) est la perte de contrôle qui conduit inéluctablement à la chute. »

2.3.2 Équilibre statique

2.3.2.1 Condition d'équilibre statique

Le système est en équilibre statique, si et seulement si la projection verticale de son centre de masse (GCOM) est située à l'intérieur du polygone de sustentation.

2.3.2.2 Équilibre statique chez l'humain

Les biomécaniciens ont commencé par observer et analyser le comportement de l'être humain pour établir les différentes stratégies de reprise d'équilibre. En effet, le corps humain, notamment les jambes, s'adapte aux différentes situations. Il réagit différemment suivant les perturbations et l'environnement dans lequel il se trouve, pour récupérer son équilibre de la manière la plus efficace.

Horak et Nashner et Winter se sont particulièrement intéressés au comportement de l'humain dans les stations debout, à son équilibre statique/quasi-statique. A l'issue de leurs observations, ils proposent trois stratégies de reprises d'équilibre. Une stratégie est constituée d'un ensemble de mécanismes.

Dans [44][45], ils ont essentiellement travaillé sur les deux stratégies d'équilibre dont l'objectif est de mouvoir le COM et de le ramener vers le centre du polygone de sustentation :

1. la stratégie dite des « chevilles » : l'équilibre est restauré grâce à l'action des chevilles.
2. la stratégie dite des « hanches » : l'équilibre est restauré grâce aux hanches.

Ils montrent que selon la perturbation subie par le sujet et le type de support sur lequel il se tient, l'humain module ces deux stratégies : par exemple, pour des faibles perturbations sur un sol régulier (plat et sans obstacle), si le support est large, la reprise d'équilibre se fait via la stratégie des chevilles. Au contraire, si le support est petit par rapport à la longueur des pieds, la reprise se fait via la stratégie des hanches. Pour éviter la chute lorsque les chevilles et les hanches atteignent leur limite d'action, une troisième stratégie est employée :

3. la stratégie de « faire un pas » : comme il n'est pas possible de ramener le COM dans le polygone de sustentation courant, on le modifie en faisant un pas. De cette manière, le COM retrouve un état d'équilibre, à l'intérieur du polygone.

2.3.2.3 Contrôler l'équilibre statique

Contrôler l'équilibre statique d'un bipède, c'est contrôler le COM. La technique la plus directe est de contrôler la position du COM pour que ce dernier reste à l'intérieur du polygone de sustentation

via des contrôleurs proportionnel-dérivés ou via des trajectoires prédéfinies [46]. Maximiser la marge de stabilité revient alors à faire converger le COM vers son centre. Cependant cette action est limitée par la géométrie du polygone de sustentation [47].

On peut également contrôler l'équilibre en effort via le torseur de réaction du sol exercé au COP. C'est donc ce type de commande qui va nous intéresser pour la thèse. Pour un robot bipède debout, soumis uniquement à l'action de la gravité, l'équilibre statique s'écrit :

$$\mathbf{W}_{gr} + \mathbf{W}_{grav} = \mathbf{O}$$

avec $\mathbf{W}_{gr}$ le torseur représentant l'ensemble des efforts de contact du robot sur le sol et $\mathbf{W}_{grav}$ le torseur de gravité. Le robot est donc en équilibre statique lorsque $\mathbf{W}_{gr}$ est réalisé au COP.

2.3.3 Équilibre dynamique

2.3.3.1 Condition d'équilibre dynamique

Le système est en équilibre dynamique, si et seulement si le *zero-tilting moment point* (ZMP) est situé à l'intérieur du polygone de sustentation.

2.3.3.2 Équations d'équilibre dynamique

Pour mieux comprendre cette notion de ZMP, écrivons l'équilibre dynamique d'un robot bipède sur un pied. Soit P le ZMP, où s'applique la force de réaction du sol $\mathbf{F}$ et le moment $\mathbf{M}$ qui est par définition orthogonal à la surface de contact. On a alors $\mathbf{W}_{gr} = \begin{bmatrix}\mathbf{F} & \mathbf{M}\end{bmatrix}^t$. Sur un sol plat, le repère de référence $\mathcal{R}$ dans lequel sont écrites les équations est tel que les axes x et y définissent le plan tangentiel et z pointe vers le haut. $\mathbf{M}$ est nul excepté autour de z.

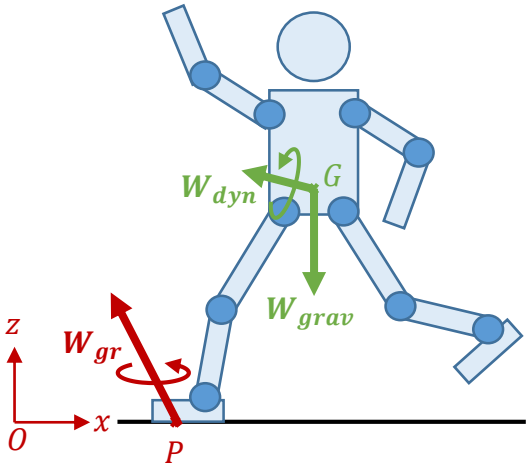


FIGURE 2.3 – Le ***zero-tilting moment point*** d'un robot bipède soumis à la gravité et à une certaine dynamique.

Le robot bipède est alors soumis aux torseurs suivants (cf. figure (2.3)) :

- la gravité $\mathbf{W}_{grav}$ exercé au centre de masse G,
- la réaction du sol $\mathbf{W}_{gr}$ exercé au ZMP P,
- la dynamique du robot $\mathbf{W}_{dyn} = \begin{bmatrix} m\ddot{\mathbf{X}}_G & \dot{\mathbf{H}}_G \end{bmatrix}^t$ exercé en G.

L'équilibre dynamique du robot exprimé dans le repère monde $\mathcal{R} = (O, x, y, z)$ s'écrit alors :

$$\mathbf{W}_{gr} + \mathbf{W}_{grav} = \mathbf{W}_{dyn} \tag{2.1}$$

On développe la partie moment de l'équation centré et réduit au point O :

$$\mathbf{M} + \mathbf{OP} \times \mathbf{F} + \mathbf{OG} \times m\mathbf{g} = \dot{\mathbf{H}}_G + \mathbf{OG} \times m\ddot{\mathbf{X}}_G \tag{2.2}$$

avec

m		Masse du robot
$\mathbf{g}$		Vecteur d'accélération de la pesanteur
$\dot{\mathbf{H}}_G$		Moment dynamique angulaire du robot exprimé en G
$\ddot{\mathbf{X}}_G$		Accélération du robot exprimée en G

Or d'après la définition du ZMP, le moment $\mathbf{M}$ exercé au point P est normal à la surface de contact :

$$\Big(\mathbf{M}\Big)_t = \mathbf{O}_{2\times 1} \tag{2.3}$$

On réécrit l'équation (2.2) au point P :

$$\Big(\mathbf{PG} \times m\mathbf{g} - \dot{\mathbf{H}}_G - \mathbf{PG} \times m\ddot{\mathbf{X}}_G\Big)_t = \mathbf{O}_{2\times 1} \tag{2.4}$$

avec $(.)_t$ représentant les composantes tangentielles de l'équation.

Le ZMP correspond alors au point P satisfaisant l'équation (2.4). L'équilibre dynamique peut être satisfait si le ZMP appartient au polygone de sustentation.

Si cette condition d'orthogonalité du moment de la réaction du sol, au plan du sol ne peut être satisfaite en aucun point à l'intérieur du polygone de sustentation, le ZMP n'existe pas et on parlera de *Foot-Rotation Indicator Point*. On rappelle que si le système est en équilibre, le ZMP coïncide avec le COP. Pour un robot bipède qui possède deux points de contact avec le sol, chaque COP local doit se situer à l'intérieur du polygone de support du pied en question. Sinon, le pied pivote sur une de ses arêtes.

2.3.3.3 Équilibre dynamique chez l'humain

Dans [48][49], Hof pose les équations du mouvement du COM d'un humain basées sur le modèle de pendule inversé linéaire, il montre que pour contrôler l'équilibre dynamique, on peut jouer sur ces trois mécanismes :

1. déplacer le COP global afin de modifier la position du COM et de le garder dans les limites du polygone de sustentation [44] :
   (a) en modifiant la position des COPs locaux
   (b) en modifiant la répartition du poids sur les deux jambes

   → *Exemple : lorsqu'on bouge le corps autour des chevilles*
2. modifier le moment angulaire autour du COM.
   → *Exemple : lorsqu'on agite les bras très vite pour ne pas tomber*
3. ajouter une force externe pour équilibrer les efforts.
   → *Exemple : lorsqu'on prend appui sur un mur*

On note que pour retrouver l'équilibre suite à une forte perturbation latérale, on joue sur le moment angulaire mais si la situation est critique, le seul moyen de retrouver un état stable est de faire un saut sur le côté pour redéfinir un polygone de sustentation et y placer le COM [50].

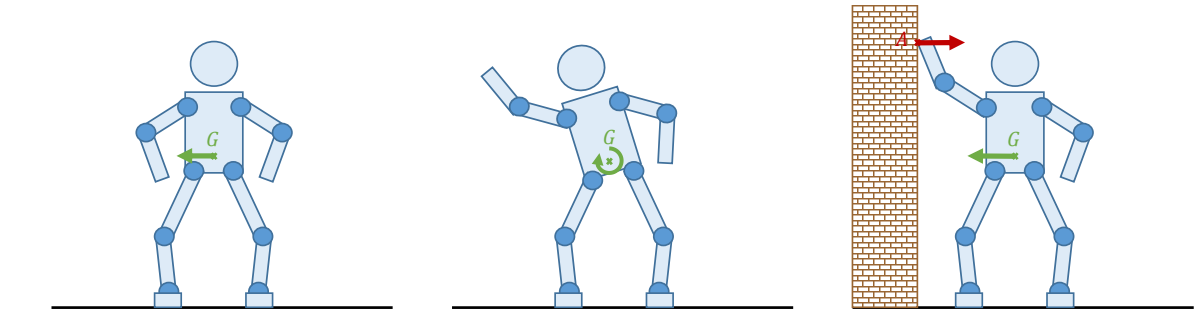


FIGURE 2.4 – Illustration des trois mécanismes de reprise d'équilibre de HOF [48].

On peut citer les travaux de ABDALLAH ET AL.. Ils montrent qu'il existe deux phases différentes pour gérer l'équilibre en position debout [51] : une phase de « réflexe », où le corps génère un mouvement rapide pour absorber la perturbation et une phase de « récupération d'équilibre » où le corps essaye de retrouver une posture stable. D'autres comme ABRAHAMOVA ET AL. étudient la corrélation entre l'âge et la capacité à retrouver son équilibre rapidement [52].

2.3.3.4 Contrôler l'équilibre dynamique

Pour contrôler l'équilibre dynamique d'un robot, il faut contrôler la dynamique du COM basée sur un modèle choisi (il en existe de nombreux dans la littérature mais le plus connu est le modèle de pendule inversé linéaire). De la même manière que pour l'équilibre statique, le contrôle se fait à travers le torseur de réaction du sol. En effet, maîtriser les efforts de contact permet de créer une dynamique, un mouvement particulier :

$$\mathbf{W}_{gr} + \mathbf{W}_{grav} = \mathbf{W}_{dyn}$$

avec $\mathbf{W}_{dyn}$ le torseur de dynamique souhaitée.

D'après les études citées dans la partie précédente, il existe différentes manières de réguler cet équilibre. Certains se sont particulièrement focalisés sur la gestion du moment angulaire autour du COM en sollicitant les membres libres (bras ou jambe de vol) [53][54][55] ou les hanches [56][57][58][59]. D'autres utilisent une commande multi-objectifs dont les objectifs sont pondérés selon leur importance (problème d'optimisation quadratique), afin d'asservir le COM sur une trajectoire, de compenser la gravité, de garantir les contacts et éventuellement d'autres tâches [60][61][62]. Kim et al. et Seo et al. ont opté pour la méthode de la gravité virtuelle pour contrôler le robot bipède [63][64]. Enfin pour améliorer les commandes et pour rendre les mouvements plus réalistes, on peut compléter la commande en capturant les mouvements d'une personne (centrale inertielle, accéléromètres, *motion capture*, etc.) afin de permettre au robot de s'adapter et de les reproduire [65][66][67][61].

Hyon et al. [68][69][70][71] propose une commande complète en effort pour contrôler le robot pour une tâche, tout en compensant sa gravité, le tout en appuis multiples. Cet algorithme est intéressant notamment parce qu'il permet de distribuer les efforts aux différents points de contact existant entre le robot et son environnement, de la même manière qu'on souhaiterait maîtriser la répartition des efforts sur les deux jambes de l'exosquelette. Il a été expérimenté sur un prototype de robot humanoïde développé par SARCOS. Partant du constat qu'écrire l'équilibre du système global ne prend pas en compte la distribution des efforts, ils proposent alors un calcul de couples articulaires basé sur un algorithme d'optimisation :

- valable quel que soit le nombre de points de contacts que le robot a avec son environnement ;
- qui peut être étendu à la compensation des effets dynamiques, ce qui leur permet d'obtenir une compensation de gravité s'adaptant aux perturbations extérieures.
- quelle ue soit la nature du terrain [72]

Il y a également des algorithmes de gestion d'équilibre plus complets qui cherchent à imiter les différentes stratégies de l'humain en superposant différents types de contrôle [73][74] en double support. En simple support, Cho propose une commande qui s'adapte à l'amplitude de la perturbation subie en sélectionnant l'action adéquate [75]. De la même manière que Cho, on cherchera à adapter l'action de l'exosquelette en fonction de la perturbation subie mais en double support.

Figure 2.5 – Sarcos [68]

2.3.4 Marge de stabilité

Un système est considéré comme étant stable si en situation statique, le GCOM est à l'intérieur du polygone de sustentation et si en situation dynamique, le ZMP/COP est à l'intérieur du polygone de sustentation. On définit la marge de stabilité comme étant la distance entre ces points de référence et les limites du polygone de sustentation. Plus cette distance est grande, plus la marge de stabilité est importante [76]. Pour maximiser la marge de stabilité, il faut alors placer le point de référence au centre du polygone de sustentation.

2.4 Marche bipède

On s'intéresse également aux différents algorithmes de marche afin de mieux comprendre comment des cycles de marche stables sont générés. En effet, pour notre application d'exosquelette assistant une personne valide, l'utilisateur sera amené à marcher avec la machine et notre commande de gestion d'équilibre devra gérer les transitions entre la phase de double support et la phase de simple support, tout en assurant l'équilibre du système.

La marche bipède a animé et anime toujours aujourd'hui un grand nombre de chercheurs. En effet, la principale motivation est de comprendre quels sont les mécanismes employés par le corps humain pour procéder à un tel mouvement stable. De là naît la motivation de certains chercheurs pour la marche passive pour mieux comprendre les aspects biomécaniques et énergétiques. En général, la marche passive est étudiée parce que cela implique des systèmes simples (peu de dimensions) et très efficaces. Ils observent alors le mouvement induit par la gravité le long d'une pente, pour comprendre les principales propriétés dynamique de la marche chez l'humain [77][78] comme le fait que la marche a un coût énergétique très faible. Cela constitue un point de départ et permet d'investiguer d'autres aspects de la marche comme la relation entre la vitesse d'avance et la longueur du pas [79], notamment lors du trébuchement [80], ou la génération de trajectoires stables pour un robot humanoïde.

2.4.1 Cycle de marche stable

2.4.1.1 Génération de trajectoires du ZMP

Pour assurer la stabilité dynamique de la marche [32], Shih et al. et d'autres proposent de générer un cycle de marche basé sur le ZMP d'un modèle de pendule inversé. En général, cela consiste à générer une trajectoire pour le ZMP et ensuite à déterminer les mouvements que doivent générer les hanches ou le torse du robot pour réaliser le ZMP souhaité [81][82]. En effet, selon Townsend, un cycle de marche stable peut être généré à partir d'un modèle du pendule inversé linéaire (LIP) sur des mouvements lents autour d'une trajectoire nominale et de pas prédéfinis [83]. L'avantage de cette méthode est la maîtrise de la marge de stabilité du ZMP : le ZMP est arbitrairement placé au centre de la zone de stabilité, c'est-à-dire au centre de la zone de contact pied/sol, afin de maximiser cette marge de stabilité. Cependant, le suivi d'une telle trajectoire implique de grandes accélérations alors que le torse est souvent la partie la plus massive du robot. Huang et al. améliorent la génération de trajectoire en y incluant des mouvements de pieds pour prendre en compte les irrégularités du sol et propose de générer un mouvement de hanche stable sans trajectoire du ZMP pré-définie [84]

pour rendre le mouvement plus facilement faisable. McGee et al. proposent d'ajouter un contrôle en vitesse du corps central (le tronc) lors du suivi des trajectoires des jambes [85] et Park et al. proposent d'ajouter un contrôle en impédance pour moduler la raideur de chaque jambe afin de préparer la jambe aux impacts comme ceux lors de l'atterrissage [86].

Les premiers travaux de Kajita et al. portent sur la génération de trajectoires pour la marche dynamique sur un sol irrégulier [87][88][89]. Marcher sur un sol irrégulier revient à marcher sur un sol incliné de pente variante. Ils introduisent le modèle du pendule inverse linéaire où le COM du robot est contraint à mouvoir de manière rectiligne avec une vitesse angulaire du COM constante. Le mouvement de locomotion est alors généré à partir de la conservation de l'énergie orbitale (les pas à faire étant prédéfinis). Cette méthode est éventuellement complété par un contrôle du moment angulaire [90] pour l'annuler car le moment angulaire a un rôle très minime lors de la marche d'après les études biomécaniques de Popovic [91][92].

Wieber met en garde la communauté sur l'utilisation du terme de « stabilité » pour la locomotion [93]. En effet, des trajectoires dites « stables » sont générées pour le ZMP et le COM, mais la locomotion en soi est une succession de situations « instables » (au moment du pas). Il introduit le terme de « viabilité » : un état est « viable », si partant de cet état, le système est capable de réaliser un mouvement sans tomber, sinon on dit que l'état est « non-viable ». Il réserve alors le terme de « stabilité » à la stabilité au sens de Lyapunov. A la suite de ça, Wieber et al. mettent en place une série d'heuristiques afin d'adapter en ligne les trajectoires de référence et ainsi de réagir aux perturbations lors de la marche [94].

2.4.1.2 Commande prédictive

Les premières publications sur la commande prédictive appliquée à la locomotion appartiennent à Kajita et al. [95]. La commande prédictive est un type de commande qui utilise l'état futur pour déterminer la consigne courante. Ils proposent une commande de type quadratique à horizon infini pour un modèle de pendule inverse linéaire basée sur la dynamique inverse. Connaissant la position désirée du ZMP sur une fenêtre de prédiction, Wieber et al. proposent de calculer la trajectoire du CoM et du ZMP par optimisation [96][97]. En 2008, Diedam et al. [98] présente un algorithme de commande prédictive basée sur une formulation du problème en horizon fini, résolu par un programme quadratique. Dans cette version, le placement des pieds apparaît en tant que variables dans le problème d'optimisation pour ajuster les trajectoires suivant les perturbations. Cela permet une adaptation de la locomotion à l'environnement, ce qui jusque là n'était pas pris en compte et Dimitrov et al. proposent d'en optimiser le solveur [99]. Herdt et al. améliorent l'algorithme en y incorporant le placement des pieds de manière automatique [100] et Zhao et al. proposent de planifier les pas à faire sur un sol très irrégulier [101].

Mordatch et al. proposent une méthode similaire mais avec un modèle masse-ressort de pendule inversé [102] car la dynamique de la marche s'explique davantage par ce type de modèle (résultats superposés avec le cycle observé chez l'homme) [103]. Cela conduit alors à la construction de machines compliantes [104].

2.4.1.3 Dynamique des zéros hybrides et contraintes virtuelles

Quand la plupart des commandes sont basées sur un suivi de mouvements générés en ligne ou hors ligne, Chevallereau et al. et Grizzle et al. travaillent sur comment générer des mouvements périodiques et stables à partir de trajectoires de référence exprimées en fonction de la configuration du robot et non du temps [105] (RABBIT, cf. figure (2.7.a)) [106][107]. Pour cela, ils s'appuient sur la méthode de la dynamique des zéros et des contraintes virtuelles qui tiennent compte de l'impact du pied du robot avec le sol. L'existence et la stabilité d'un cycle périodique de marche pour un modèle bipède simple est prouvée dans [108].

2.4.1.4 Commande découplée

Raibert [109], et plus tard Pratt et al. [110], préconisent la commande découplée pour commander la marche d'un robot bipède. Ils décrivent la marche comme étant un ensemble de tâches découplées, utilisant des lois de commande relativement simples issues de modèles dynamiques simplifiés.

Le principe est le suivant [111] : le pied de balancement est contrôlé de telle sorte qu'il suive une trajectoire définie, atterrissant sur un point stratégique ; en parallèle, le tronc du robot est contrôlé en hauteur par la jambe de support en extension et est contrôlée en orientation par des couples exercés à la hanche. Ce type d'algorithmes a montré de bons résultats, notamment sur le M2V2 (cf. figure (2.7.b)). Cependant, cette commande demande un temps d'exécution rapide pour stabiliser le système ou alors des mécanismes de stabilisation supplémentaires (ajouter du couple sur les chevilles ou les hanches), pour qu'elle soit vraiment efficace et robuste.

2.4.1.5 Commande avec un modèle virtuel

Utiliser un modèle virtuel revient à ajouter des composants virtuels au modèle initial du système pour générer les couples articulaires associé à un mouvement spécifique [42]. Cela permet d'exploiter la dynamique naturelle du modèle virtuel. De plus, la méthode proposée par Pratt et al. dans [112], n'utilise pas la dynamique inverse pour éviter d'altérer le comportement naturel du robot. Pour générer un mouvement de marche, des composants virtuels sont placés entre les pieds et le torse du robot pour imposer un mouvement aux jambes.

2.4.2 Équilibre pendant la marche

L'équipe de Goldfarb travaille sur comment générer un mouvement oscillatoire sans générer de trajectoire au préalable et met en place une commande basée sur un cycle de couples articulaires qui génère un mouvement de locomotion [113][114] [115][116]. Cette méthode permet d'exploiter la dynamique naturelle du robot et d'obtenir des cycles de marche semblables aux cycles observés chez l'humain, mais elle ne gère pas l'équilibre du système. Kim et al. proposent de compléter cette méthode en y implémentant des stratégies d'équilibre lors de la marche [117]. Ces stratégies consistent à ramener le robot en phase de double support par divers moyens afin de mieux encaisser

et gérer la perturbation subie.

Hyon et al. étendent leurs travaux du contrôleur basé sur la passivité du robot à la génération de mouvements de locomotion. Pour cela, ils cherchent à contrôler des mouvements oscillatoires basés sur la dynamique hamiltonienne plutôt que des trajectoires de référence, tout en assurant la stabilité globale et la robustesse du cycle généré [118] (Skipper II).

2.5 Notion de capturabilité

Sachant que l'équilibre global du système dépend principalement de la position et de la dynamique du COM, la plupart des commandes présentes dans la littérature cherchent à contrôler le COM (directement ou via le ZMP) pour maintenir le système en équilibre. Cependant, le critère du ZMP donne une information de stabilité seulement sur l'état courant, mais aucune sur l'avenir du système. On ne peut donc pas prédire et anticiper des actions pour éviter tout déséquilibre. On introduit alors le point de capture instantané.

2.5.1 Point de capture instantané (ICP)

Hof introduit pour la première fois la notion de **centre de masse extrapolé** [119] en 2004. Elle est reprise par la suite par Pratt sous le nom de **point de capture instantané** [120] et par Takenaka sous le nom de ***divergent component of motion*** [121].

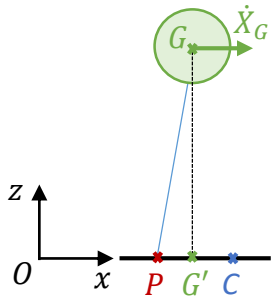


Figure 2.6 – Définition du ICP pour un modèle LIP : P représente le COP, G le COM, G' le GCOM et C le ICP.

Pour un modèle de pendule inversé linéaire, le point de capture instantané est un point situé sur le sol. Il est particulièrement intéressant puisqu'il nous renseigne sur la position du GCOM et la direction dans laquelle il évolue via la vitesse du GCOM. Contrôler le ICP permet alors d'anticiper les situations de déséquilibre, avant même que le GCOM ne sorte du polygone $\mathcal{P}$. Son expression est la suivante (cf. figure (2.6)) :

$$\mathbf{X}_C = \mathbf{X}_{G'} + \frac{\dot{\mathbf{X}}_{G'}}{\omega_0} \tag{2.5}$$

avec

$\mathbf{X}_C$	Position cartésienne du ICP
$\mathbf{X}_{G'} = \begin{bmatrix} x_G & y_G & 0 \end{bmatrix}^t$	Position cartésienne du GCOM
$\dot{\mathbf{X}}_{G'}$	Vitesse cartésienne linéaire du GCOM
ω_0	Pulsation propre du système $\sqrt{\frac{g}{z_G}}$

Le ICP représente un point d'équilibre où le COP devrait se positionner instantanément pour que le système ne tombe pas et soit en équilibre. COM, COP et ICP sont trois points liés par une dynamique particulière : le COM converge vers le ICP qui est lui est repoussé par le COP (cf. chapitre 3).

2.5.2 Région de capture

On parle de point de capture (à ne pas confondre avec le point de capture instantané), lorsqu'on parle du point sur le sol que le robot bipède doit faire pour qu'il soit à l'arrêt complet (cela prend en compte la durée d'un pas, la longueur d'un pas et la longueur du pied) [120]. Autrement dit, lorsqu'un robot bipède est fortement perturbé, la stratégie du pas est enclenchée et le point de capture va permettre au robot de retrouver son équilibre. La région de capture est l'ensemble des points de capture.

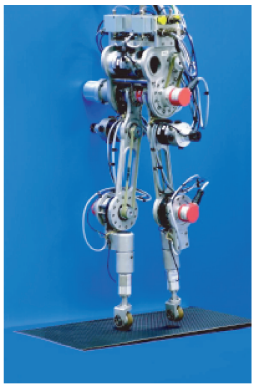
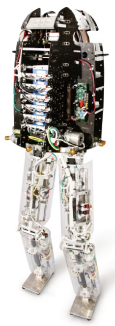
La notion de point de capture est étroitement liée au noyau de « viabilité » introduit par Wieber pour la robotique bipède. Koolen introduit le terme de « N-pas capturable » : un système est N-pas capturable s'il lui faut N pas, ou moins, pour s'arrêter complètement. Ainsi, par des méthodes de récurrence, on peut calculer la région de capture à N-pas capturable, comme le présente très bien l'article [122].

2.5.3 La marche via le point de capture

Si on considère la marche comme une succession de chutes et de pas de récupération d'équilibre, le point de capture semble être un outil simple et efficace pour générer un mouvement de marche. En plaçant le ZMP de manière judicieuse, on est alors capable de créer une dynamique dans la direction de la droite ZMP-ICP, sans imposer une trajectoire au COM [123][124][64] (Roboray, cf. figure (2.7.c)) [125] (HRP-2, cf. figure (2.7.d)) [111] (Robot M2V2).

Les avantages de cette commande sont :

- sa simplicité de mise en œuvre
- son absence de trajectoire imposée pour le COM : il est guidé par le ICP
- exploitation de la dynamique naturelle du modèle utilisé

(a)  (b) 

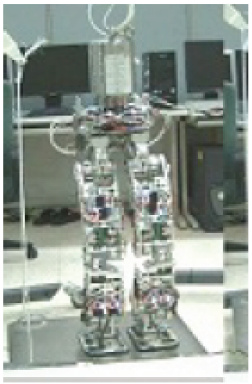
(c)  (d)

FIGURE 2.7 – (a) Robot RABBIT [105] - (b) M2V2 [111] - (c) Roboray [64] - (d) HRP-2 [125]

2.5.4 Positionnement

Pour notre application d'exosquelette d'assistance, notre objectif est d'assister les stations debout en assurant la compensation de gravité du robot, notamment lorsqu'elles sont perturbées. Les différentes stratégies énoncées dans la section 2.3.2.2 sont composées d'un ou plusieurs mécanismes. On choisit d'**assister le mécanisme « déplacer le COP »** (cf. section 2.3.3.3), qui peut être réalisé par deux moyens différents : modification de la position des COPs locaux et modification de la répartition du poids sur les deux jambes. On ne retient pas le mécanisme de régulation du moment angulaire autour du COM, d'une part parce qu'avoir un contrôle spécifique sur le dos de l'exosquelette peut s'avérer dangereux pour l'utilisateur qui y est attaché et d'autre part, lors de la marche il est montré que le moment angulaire est très faible. De plus, l'utilisateur est attaché à la machine via des sangles comme pour le port d'un sac-à-dos ce qui a pour effet de réguler la position angulaire du dos de l'exosquelette. On précise que l'utilisateur est également attaché au niveau des cuisses et des tibias.

L'utilisateur est maître du système couplé $\{$ utilisateur + exosquelette $\}$, c'est à lui de choisir quand un mouvement doit être fait, en particulier quand et où un pas doit être fait. On souhaite **préserver un maximum ce libre arbitre** en orientant, en guidant le mouvement via une commande en effort. On choisit de **se focaliser sur le point de capture instantané** et d'exploiter la dynamique naturelle du système pour obtenir un comportement global adéquat. La dynamique du ICP est étroitement liée à celle du COM et celle du COP, et donc commander le ICP nous permettra non seulement d'ajuster la position du COM, mais aussi de faire un pas. Faire un pas et marcher, la différence est mince. L'exosquelette doit gérer son équilibre dans les différentes stations debout mais doit aussi être capable d'assister la marche lorsque l'utilisateur décide de se déplacer. Pour résumer, choisir de contrôler le ICP semble être une solution judicieuse, qui englobe à la fois le cas statique et le cas dynamique et qui permet d'anticiper des actions avant même que le système soit effectivement en déséquilibre. On régulera la position du ICP via le placement du COP qu'on contraindra à rester à l'intérieur du polygone de sustentation (contrainte d'équilibre dynamique). Cette motivation est davantage justifiée par les résultats des études de Kaul et al. dans le cadre du projet KoroiBot [126]. En effet, ils observent et analysent le comportement de l'humain lors du pas de reprise d'équilibre et ils montrent que la longueur du pas naturel de l'utilisateur, l'accélération du COM et la position du ICP sont corrélées. Cela conforte également notre objectif de mettre en place une commande qui respecte au maximum les mouvements de l'utilisateur, en plus d'imiter un de ses mécanismes de reprise d'équilibre.
La deuxième façon de jouer sur la position du COP est de **jouer sur la répartition des efforts sur les deux jambes** de l'exosquelette. On s'inspirera de ce que fait Hyon et al. pour distribuer les efforts adéquatement et de de la commande de Pratt et al. pour intégrer cela à l'équilibre du robot. De plus, il est important pour nous que la commande maîtrise cette répartition pour assurer la continuité avec la commande « Maître-Esclave ».

Enfin, on soutient l'idée que la commande n'a pas besoin d'être très précise, car quoiqu'il arrive, l'utilisateur altérera le comportement de l'exosquelette. Par exemple, lorsqu'il se penche en avant, la commande devra le ramener vers une zone centrale au polygone de sustentation, peu importe le point exact situé dans cette zone. On choisit de mettre en place des **lois de contrôles simples** comme dans [111] et des **méthodes intuitives** pour déterminer les torseurs d'effort désirés que l'exosquelette devra appliquer sur son environnement et ainsi, construire notre commande de gestion d'équilibre.

2.6 Commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette d'assistance

La commande aura pour objectif de gérer l'équilibre de l'exosquelette seul, soumis à des perturbations extérieures. Autrement dit, l'exosquelette est capable de tenir debout tout seul. Cela permet de s'affranchir d'une modélisation compliquée du comportement de l'utilisateur et par conséquent de réduire l'instrumentation de la machine. L'utilisateur est alors vu comme une perturbation extérieure par l'exosquelette, ainsi que son intention. Ce dernier devra agir en fonction d'elle. On ne prendra pas en compte la réaction de l'homme suite à l'action de la machine : on fait l'hypothèse que l'utilisateur perturbe l'exosquelette (mouvement volontaire ou non) et réagit de manière synchrone avec la machine [127]. On rappelle que l'utilisateur et l'exosquelette coopèrent dans la gestion complète de leur équilibre et que la fonction stabilisante sera assurée par l'utilisateur.

On considère alors la chaîne d'action suivante :

Système à l'équilibre et stable
$\rightarrow$ Perturbation (ou mouvement intentionnel de l'utilisateur)
$\rightarrow$ Gestion d'équilibre de l'exosquelette (action sur l'utilisateur)
$\rightarrow$ Système à l'équilibre et stable

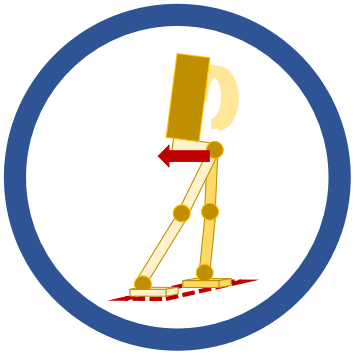
On a vu que gérer l'équilibre du système passe principalement par les torseurs de réaction du sol. C'est pourquoi la commande proposée dans ce mémoire se concentre sur le contrôle de la/des jambe(s) de support pour assurer l'équilibre dans les stations debout, et particulièrement en double support. Ceci inclut la stratégie du pas, qui est adoptée lorsque la stabilité en double support est fortement perturbée. On suppose que les mouvements de la jambe de vol sont imposés par l'utilisateur. Toutefois pour faciliter ce mouvement, l'exosquelette compensera le poids propre de sa jambe de vol.

De plus, l'exosquelette EMY-Balance possède un actionnement particulier (certaines articulations ne sont pas motorisées) et la commande devra le prendre en compte pour calculer les couples articulaires nécessaires pour commander l'exosquelette.

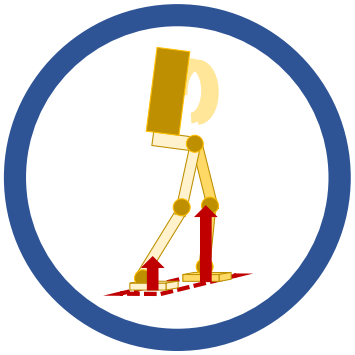
2.6.1 Assistance apportée par l'exosquelette

Lors de l'utilisation d'un exosquelette, l'utilisateur est physiquement lié à la machine. Pour éviter de créer des efforts contraires à ceux de l'utilisateur et de le gêner voire de le déstabiliser, on sélectionne de l'état de l'art trois actions de l'utilisateur que la commande assistera :

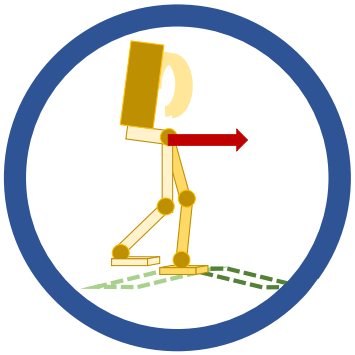
1. Le **déplacement du centre de masse** (COM) du système : la projection verticale du COM (GCOM) doit rester à l'intérieur du polygone de sustentation ($\mathcal{P}$), polygone convexe de support dessiné par les pieds, pour que le système soit statiquement stable. De là viennent les stratégies dites de « chevilles » et de « hanches ».



2. La **répartition des efforts verticaux**, ou plus généralement la contribution de chaque jambe dans la production des efforts sur l'environnement. Par exemple, lorsqu'on subit une perturbation sur le côté droit vers la gauche, on va avoir tendance à plus s'appuyer sur la jambe gauche que sur la jambe droite.



3. La partie support du **pas** : en faisant un pas, cela nous permet de modifier notre polygone de sustentation lorsqu'il est nécessaire et donc de replacer le COM à l'intérieur de celui-ci.



La commande de gestion d'équilibre a pour objectif d'imiter les mécanismes de récupération de l'utilisateur. Pour cela, on va détecter une situation de déséquilibre ou une intention de l'utilisateur, à l'aide de la position du ICP dans le polygone de sustentation $\mathcal{P}$ (cf. chapitre 3). Suivant sa position, on définit trois modes d'actions de la commande :

1. mode « **transparent** » ou « **compensation de gravité** ». Le robot est dans un état stable. Les mouvements de l'utilisateur sont autorisés dans cette zone et l'exosquelette compense son propre poids.

2. mode « **correction de l'équilibre sans changement de support** ». La situation se rapproche d'un état instable. La commande active une correction d'équilibre qui n'entraîne pas le déplacement des pieds.

3. mode « **correction de l'équilibre avec changement de support** ». La commande détecte que la situation est instable, l'assistance d'un pas est déclenchée.

Pour réguler l'équilibre du système et réaliser ces trois modes, on a choisi de contrôler le ICP, plutôt que le COM, pour sa partie "prédictive" (le terme de vitesse du COM) qui nous donne une information sur la perturbation subie. Ce qui revient à :

- **venir contrôler la position du ICP**,
- **déterminer la contribution de chaque jambe** pour générer les couples articulaires nécessaires à l'exosquelette pour atteindre son objectif, comme cela est fait dans [111].

2.6.2 Modèles utilisés

Durant ces dernières années, plusieurs modèles ont été développés dont le but premier est d'expliquer le comportement observé chez l'humain et ensuite de contrôler des robots bipèdes voire multipodes. Le plus simple étant le modèle du pendule inversé linéaire et le plus complexe étant celui qui modélise un système multi-corps et poly-articulé, afin de rendre compte de la dynamique de chaque corps qui compose le robot. Dans cette partie, on ne les présentera pas tous, mais uniquement ceux qui nous intéressent.

On s'intéresse à trois modèles. Le premier est le modèle du pendule inversé linéaire qui permet de décrire un comportement global de notre système. Le deuxième est un modèle bipède qui met en distinction les deux jambes et leurs actions sur l'environnement. Enfin, le troisième est un modèle multi-corps, qui permet d'obtenir une commande exacte et fidèle à la réalité d'un robot articulé.

2.6.2.1 Pendule Inversé Linéaire (LIP)

Le modèle le plus largement utilisé est celui du modèle de pendule inversé linéaire. C'est un modèle simple avec peu de paramètres, qui permet d'expliquer et de contrôler la dynamique dominante d'un bipède. Il constitue la base de tous les autres modèles plus complexes car il est la simplification maximale des autres modèles pour conserver l'effet fondamental de la gravité. Kajita l'a introduit pour étudier la marche dynamique d'un robot bipède [87][88] [89] et Winter pour étudier l'équilibre

en double support chez l'humain [44]. Dans les deux cas, il s'agit de réduire la dynamique de l'ensemble du système à la seule dynamique de son centre de masse, modélisé par une masse ponctuelle.

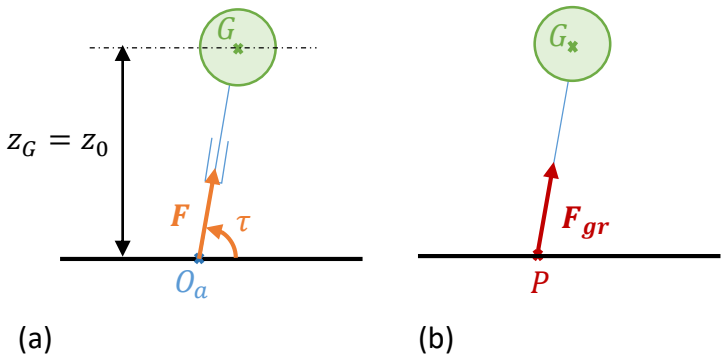


FIGURE 2.8 – Pendule inversé linéaire : (a) modèle KAJITA - (b) modèle WINTER

KAJITA formalise le modèle dont les hypothèses sont les suivantes (cf. figure (2.8.a)) :

- le COM est modélisé par une masse ponctuelle
- le COM est connecté au sol via une jambe rigide télescopique permettant de maintenir le COM à une hauteur constante, autrement dit, le COM est contraint d'évoluer sur un plan horizontal.
- la base du pendule représente la cheville du bipède
- un couple peut être exercé à la cheville
- il n'y a pas de moment autour du COM

Ce modèle a été principalement développé pour la phase de simple support de la locomotion. Il s'agit alors de générer une trajectoire pour le centre de masse et les pieds pour la locomotion, et on le retrouve notamment dans les algorithmes de *preview control* [98][99].

Le modèle qu'utilise WINTER pour décrire le comportement global de l'humain en double support est légèrement différent. Les hypothèses sont (cf. figure (2.8.b)) :

- le COM est modélisé par une masse ponctuelle
- le COM est relié au sol par un axe rigide
- la base du pendule représente le COP (ou le ZMP)
- aucun couple n'est exercé au COP

2.6.2.2 Pendule Inversé linéaire type compas avec pieds (CLIP)

Le modèle type compas représente les deux jambes du bipède, ce que le modèle LIP ne permet pas et il en existe beaucoup de variantes [77][87][78][128][129][75][130]. Ce modèle permet de mettre en évidence les centres de pression locaux plutôt que le centre de pression global.

On reprend le modèle WINTER et on l'étend à deux jambes avec pieds (fig. (2.9.b)) :

- le COM est modélisé par une masse ponctuelle

- le COM est relié au sol par deux axes rigides
- les deux points de contact avec le sol représentent les centres de pression locaux gauche et droit
- aucun couple n'est alors appliqué aux COP locaux
- au bout de chaque axe se trouve un pied dans lequel est contraint le centre de pression local [122]

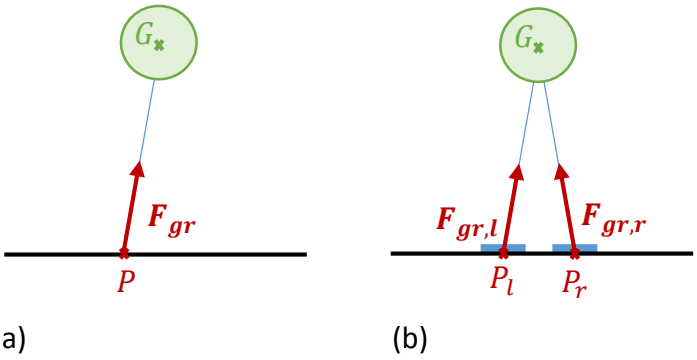


FIGURE 2.9 – (a) modèle WINTER - (b) modèle WINTER étendu à deux jambes avec pieds uniquement soumis à l'action de la gravité et du sol.

2.6.2.3 Modèle multi-corps (MBM)

Dans les précédents modèles, en ne considérant qu'une masse ponctuelle, on négligeait la dynamique des corps intermédiaires. Le modèle multi-corps est donc un modèle représentant tous les corps qui constituent le système et est poly-articulé [32][105][94]. Il permet de prendre en compte les masses intermédiaires dans le calcul de l'équilibre et de respecter davantage la réalité et la dynamique de l'ensemble du système [83][110].

On suppose que les corps sont articulés entre eux par des liaisons parfaites (en général, ce sont des pivots parfaites sans frottement sec ni visqueux) et chaque segment est soumis aux lois de la dynamique.

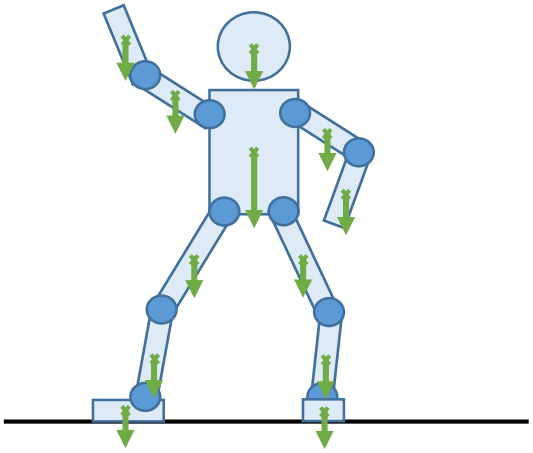


FIGURE 2.10 – Schéma d'un modèle multi-corps avec les centres de masse de chacun des corps

2.6.3 Vue d'ensemble et principes de la commande

On vient de voir que suivant l'état dans lequel se trouve l'exosquelette, un mode de correction se déclenche. En fonction de la position de ICP dans le polygone de sustentation $\mathcal{P}$, on calcule un torseur d'effort de correction $\mathbf{W}_{corr}$ capable de ramener l'exosquelette dans un état stable (cf. chapitre 3).

Dans le cas d'un exosquelette d'assistance (port de charge ou d'outillage), la transparence exige que l'exosquelette porte son propre poids et la charge transportée (dans la mesure du possible dans le cas sous-actionné). En effet, l'utilisateur sera vite déstabilisé s'il devait gérer le poids de la machine en plus du sien. L'idée est que l'utilisateur ressente le moins possible la présence de l'exosquelette, la compensation de gravité est alors cruciale pour maintenir l'exosquelette dans une posture stable. Cette compensation est active quelle que soit la posture imposée par l'utilisateur dont la projection verticale de centre de masse du robot est à l'intérieur du polygone de support (condition statique d'équilibre).
En parallèle, on calcule une répartition gauche/droite des efforts correspondant à la contribution de chaque jambe dans la production de l'effort, puisque l'instrumentation d'EMY-Balance ne nous permet pas de mesurer les efforts imposés par l'utilisateur. Une répartition des efforts adéquate permet alors d'améliorer la stabilité du système en transférant le poids du robot sur la bonne jambe, ce qui augmente la résistance aux perturbations (cf. chapitre 4).

Une fois que $\mathbf{W}_{corr}$ et $\mathbf{W}_{grav}$ (torseur de compensation de gravité) sont connus, on partage les efforts à produire entre les deux jambes selon la répartition des efforts souhaitée, et on calcule les couples articulaires suivant l'actionnement du robot. En effet, pour des soucis de légèreté et d'encombrement, toutes les articulations de l'exosquelette ne sont pas motorisées et calculer les couples articulaires permettant de réaliser les actions désirées devient une question de compromis (cf. chapitre 5). La structure globale de la commande de gestion d'équilibre est récapitulée dans la figure (2.11).

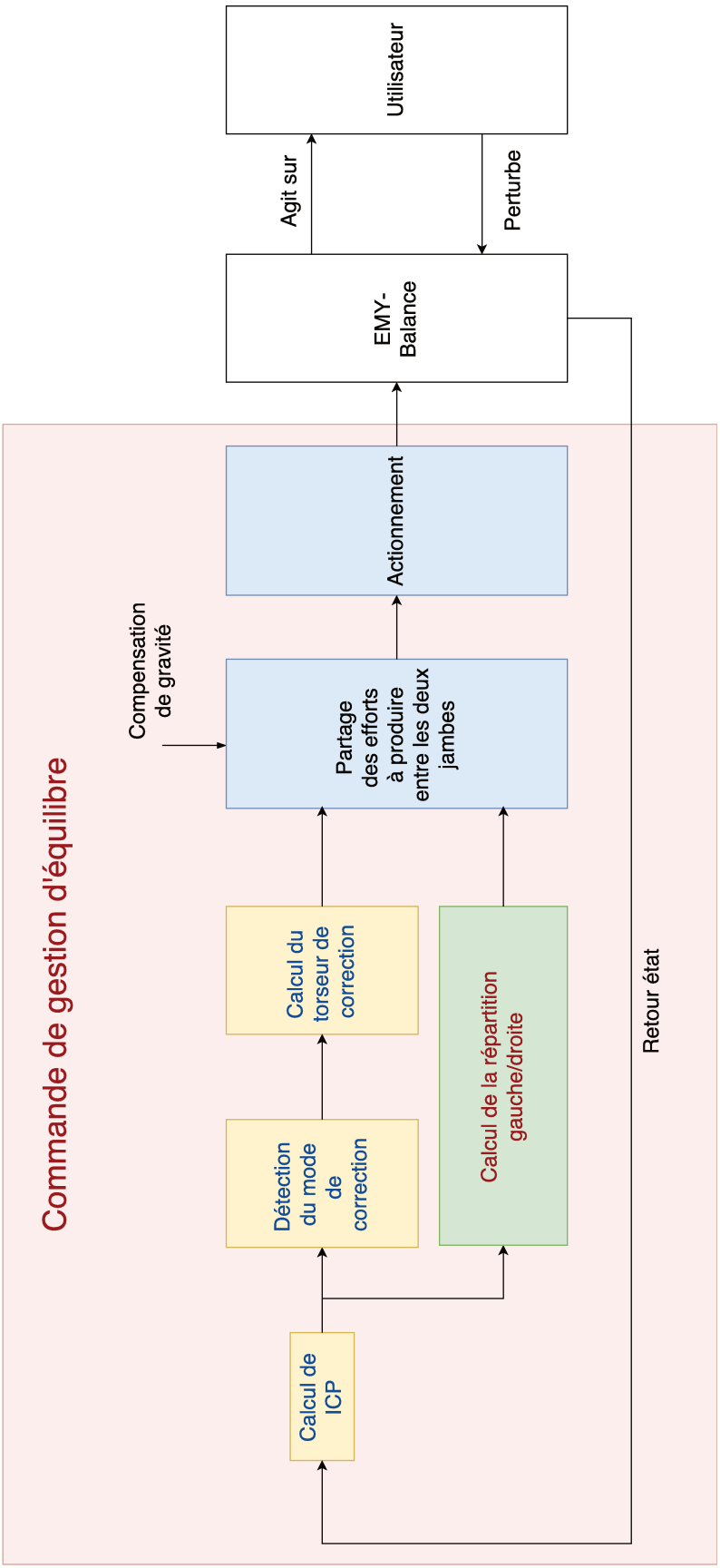


FIGURE 2.11 – Schéma récapitulatif de la chaîne de commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette de jambes.

2.7 Conclusion

La commande présentée dans ce chapitre a pour but d'être implémentée sur l'exosquelette EMY-Balance. Elle permet à l'exosquelette de gérer son équilibre en fonction des perturbations subies et en calquant ses actions sur celles de l'utilisateur. En effet, EMY-Balance est un exosquelette qui a pour but d'assister l'utilisateur dans sa prise de décision et la commande doit être capable de s'adapter à la situation et ainsi agir sur l'utilisateur et l'accompagner dans la bonne direction.

Pour exploiter la dynamique naturelle du modèle de pendule inversé linéaire et obtenir une commande implicite et non brutale sur le centre de masse du système, on choisit de baser la commande sur le point de capture instantané, qui on le rappelle est fonction de la position et de la vitesse du centre de masse. Toute la commande est alors élaborée autour de cette notion de point de capture instantané qui doit se trouver à l'intérieur du polygone de sustentation pour que le système soit dans un état stable. On passera par trois modèles différents pour arriver à calculer les couples articulaires à envoyer à l'exosquelette. Le modèle LIP nous permet de déterminer et d'imposer un comportement global du système. Le modèle CLIP nous permet d'adapter la commande à un système à deux centres de pression qui sont contraints dans leur surface de contact pied/sol respective. Enfin le modèle MBM nous permet de prendre en compte les segments intermédiaires pour être plus précis dans la génération des couples articulaires à appliquer.

Ce chapitre a permis de donner une vision d'ensemble sur la commande de gestion d'équilibre mis en place tout au long de cette thèse. Les différentes parties de la commande seront traitées et détaillées dans les chapitres suivants. Dans la suite, on partira d'un modèle simple pour déterminer un comportement global, une consigne. Puis, on passera à un modèle bipède pour calculer les efforts que chaque jambe doit produire et enfin, on finira par un modèle multi-corps poly-articulé pour calculer les couples articulaires du robot.

Chapitre 3

Equilibre du système global : Commande du point de capture instantané

Sommaire

3.1 Point de capture instantané 44
3.1.1 Modèle simple du pendule inversé linéarisé 44
3.1.2 Point de capture instantané pour un exosquelette couplé à un utilisateur 46
3.1.2.1 Expression 46
3.1.2.2 Estimation de la hauteur du centre de masse de l'utilisateur . 46
3.2 Gestion d'une situation de déséquilibre 47
3.2.1 Condition d'équilibre 47
3.2.2 Différents modes de correction 48
3.3 Commande du point de capture instantané 49
3.3.1 Point de capture instantané désiré 49
3.3.2 Loi de commande et centre de pression associé 51
3.3.2.1 Contrainte inférieure de K_C 52
3.3.2.2 Garantir le centre de pression à l'intérieur du polygone de support 53
3.3.3 Torseur de correction 53
3.4 Équilibre global du système 54
3.4.1 Prise en compte des contraintes sur le torseur de réaction du sol 54
3.4.2 Garantie du contact pieds/sol 57
3.5 Simulations 58
3.5.1 Le mode « correction d'équilibre sans changement de support » 59
3.5.2 Les trois modes de reprises d'équilibre 61
3.6 Conclusion 63

Dans le chapitre 2, on a présenté le point de capture instantané (ICP) et pourquoi il est intéressant de l'utiliser pour la commande de correction d'équilibre : sa position dépend de la direction horizontale de la vitesse du centre de masse (COM), ce qui lui confère un côté prédictif sur l'avenir du COM.

La condition pour l'équilibre statique énoncé dans la section 2.3.2.1, n'est pertinente que lorsque les effets dynamiques peuvent être négligés et que les vitesses et accélérations du système sont limitées [119]. En ce qui concerne l'équilibre dynamique, la condition de non basculement du robot porte sur le centre de pression (COP) (en réalité dans le cas du double support, il s'agit des centres de pression locaux, cf. chapitre 4). Après une étude bibliographique sur les différents types de commande, notre choix s'est arrêté sur la commande sur le ICP. On contrôlera le ICP pour anticiper le comportement futur du COM du système, tout en garantissant à chaque instant que le COP global reste à l'intérieur du polygone de sustentation de l'exosquelette. Par ailleurs, on définira trois modes de commande afin de réaliser différentes actions pour garantir l'équilibre de l'exosquelette, et chacune d'elle respectent les mécanismes de reprise d'équilire observés chez l'humain.

3.1 Point de capture instantané

Ici, on s'intéresse à la commande du ICP et on s'inspire des commandes bipèdes présentées dans [120][80][123][131]. On commencera par détailler rapidement la dynamique du ICP par rapport au COM et au COP puis on présentera l'expression du ICP qu'on utilisera pour commander l'exosquelette.

3.1.1 Modèle simple du pendule inversé linéarisé

Le point de capture instantané correspond au point sur le sol où doit se positionner le COP de manière instantanée pour annuler l'énergie orbitale du pendule inversé linéarisé (LIP) [88][120] à un instant t et le stabiliser. On utilise le modèle LIP présenté dans la section 2.6.2, pour analyser la dynamique du système. L'équation de l'équilibre des forces horizontales donne :

$$\ddot{\mathbf{X}}_{G'} = \omega_0^2\Big(\mathbf{X}_{G'} - \mathbf{X}_P\Big) \tag{3.1}$$

En réécrivant l'expression du ICP, équation (2.5), on obtient une première équation décrivant la dynamique du GCOM en fonction du ICP :

$$\dot{\mathbf{X}}_{G'} = -\omega_0\Big(\mathbf{X}_{G'} - \mathbf{X}_C\Big) \tag{3.2}$$

Une deuxième équation est déduite à partir de la dérivée de l'équation (2.5) et des équations (3.1) et (3.2) :

$$\dot{\mathbf{X}}_C = \omega_0\Big(\mathbf{X}_C - \mathbf{X}_P\Big) \tag{3.3}$$

Ces deux équations montrent que la dynamique du ICP est remarquable et peuvent se traduire de la manière suivante :

- L'équation (3.2) traduit la dynamique stable du GCOM exprimant la poursuite du ICP.

- L'équation (3.3) traduit la dynamique instable du ICP par rapport au COP.

En contrôlant la position du ICP via le placement du COP, on exploite la dynamique naturelle du modèle LIP. Ainsi, on contrôle indirectement la trajectoire du COM qui converge naturellement vers la position du ICP. Le contrôle du COM est alors plus doux et est moins sensible aux variations de consignes. Par ailleurs, la commande du ICP permet de générer simplement un mouvement de marche (cf. figure 3.1). Cela nous est utile pour mettre en place une assistance au pas de l'utilisateur, que ce soit un pas de récupération d'équilibre ou un pas volontaire.

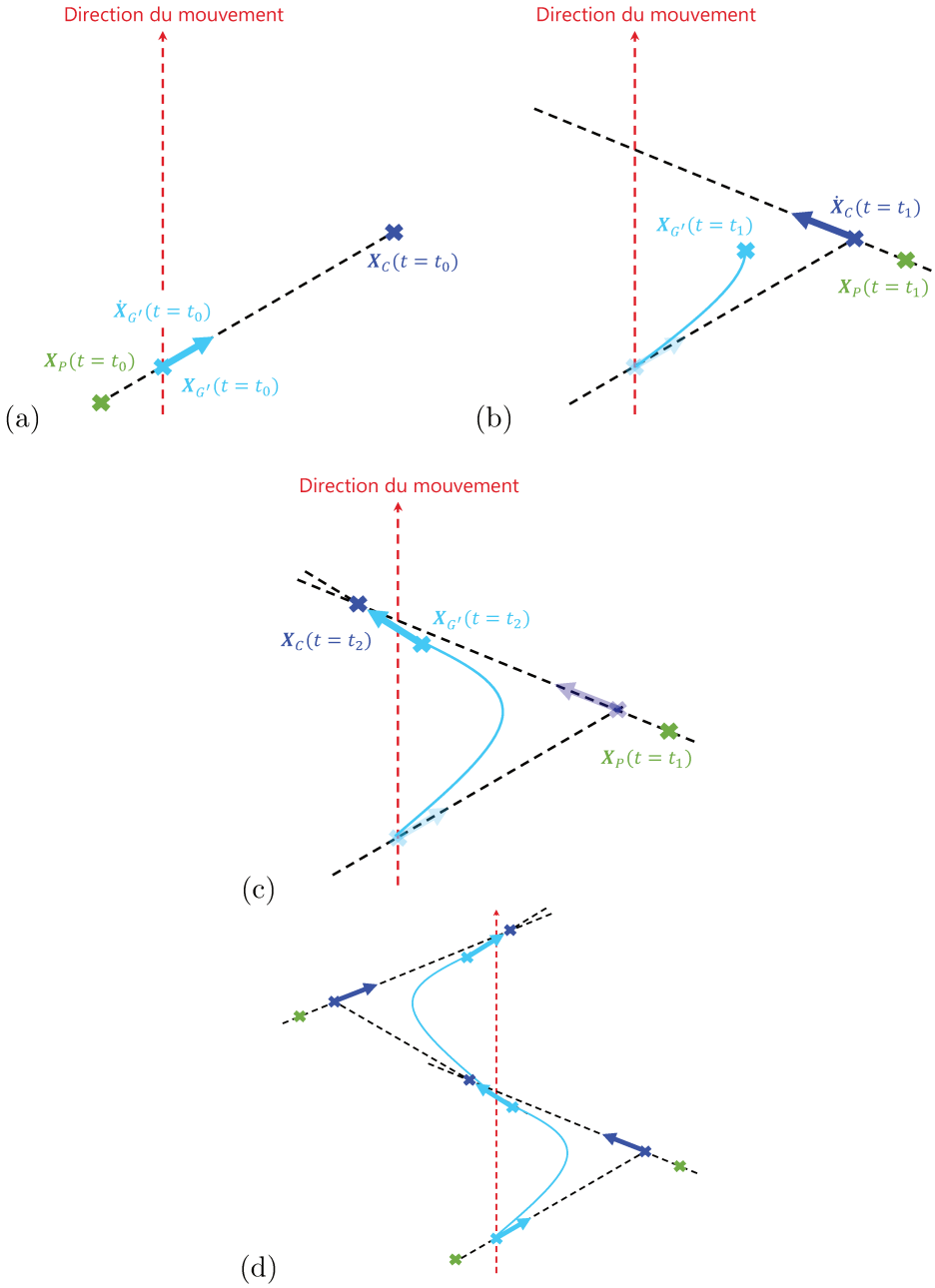


FIGURE 3.1 – Schéma illustrant la génération d'une trajectoire du GCOM à partir d'une commande basée sur le ICP. (a) A $t = t_0$, G' a une vitesse $\dot{\mathbf{X}}_{G'}$, on calcule la position du ICP (eq. (2.5.1)). Si la position de P n'est pas modifiée, G' reste sur la même ligne. (b) A $t = t_1$, pour modifier la trajectoire du GCOM, il faut changer la direction de $\dot{\mathbf{X}}_C$ en plaçant judicieusement P (eq. (3.3)). (c) G' converge naturellement vers C (eq. (3.2)). (d) Exemple de trajectoire pour G'.

3.1.2 Point de capture instantané pour un exosquelette couplé à un utilisateur

Modéliser le comportement de l'humain est très difficile car très complexe. L'association des deux systèmes {utilisateur + exosquelette} (Σ) influence la position du ICP via les forces d'interaction entre les deux. Pour éviter d'avoir des calculs de points de capture compliqués en associant deux modèles - l'un pour modéliser le comportement de l'exosquelette et l'autre pour celui de l'utilisateur - on met en place une expression du ICP qu'on qualifie d'« hybride » car elle mélange les informations issues de l'exosquelette et celles issues de l'utilisateur.

3.1.2.1 Expression

En admettant que l'utilisateur est bien attaché à l'exosquelette et que les deux parties ne forment plus qu'une, la vitesse du COM de l'exosquelette est alors fixée par la vitesse imposée par l'utilisateur :

$$\dot{\mathbf{X}}_{G'_E} = \dot{\mathbf{X}}_{G'_U}$$

Ensuite, l'exosquelette doit au moins garantir son COM à l'intérieur du polygone de sustentation en statique. C'est pourquoi si $\dot{\mathbf{X}}_{G'_E} = \dot{\mathbf{X}}_{G'_U} = 0$, on doit avoir :

$$\mathbf{X}_C = \mathbf{X}_{G'_E} \tag{3.4}$$

Par contre, la constante $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{z_G}}$ représentant la pulsation propre du modèle LIP et donc sa dynamique, doit prendre en compte l'ensemble du système couplé Σ.

On écrit alors une version hybride du point de capture instantané :

$$\mathbf{X}_C = \mathbf{X}_{G'_E} + \frac{\dot{\mathbf{X}}_{G'_U}}{\omega_0} \tag{3.5}$$

avec $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{z_\Sigma}}$ et z_Σ étant la hauteur du COM du système {utilisateur + exosquelette}.

3.1.2.2 Estimation de la hauteur du centre de masse de l'utilisateur

N'ayant pas l'instrumentation nécessaire, ni l'ambition de connaître exactement la position du COM de l'utilisateur, on s'appuie sur des études empiriques qui nous permettent d'estimer la hauteur du COM. Comme cette donnée influe sur la dynamique du système, on moyenne les hauteurs des deux COMs pour obtenir z_Σ.

Pour une personne se tenant droite, on estime la hauteur de son COM [132] :

- Pour une femme : à 55% de sa taille.
- Pour un homme : à 57% de sa taille.

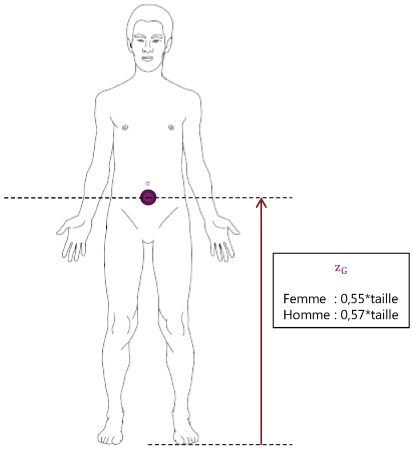


FIGURE 3.2 – Estimation de la hauteur du centre de masse d'un humain.

3.2 Gestion d'une situation de déséquilibre

Une première partie de la commande est dédiée à maintenir l'exosquelette dans un état d'équilibre en déterminant un comportement global de retour d'équilibre pour l'exosquelette. La commande est basée sur le contrôle du ICP et s'inspire de commandes telles que [111], qu'on modifiera ou complétera pour respecter nos objectifs d'assistance à la personne.

L'une des premières fonctions à mettre en place est la détection d'intention de l'utilisateur, autrement dit la détection d'une situation de déséquilibre pour l'exosquelette. EMY-Balance étant très peu instrumentée sur les semelles, l'observation directe du COP est impossible. Les codeurs articulaires permettent de reconstituer la position du COM global à partir du modèle géométrique du robot et des données massiques des segments, ainsi on peut surveiller sa position dans le polygone de sustentation et informer de l'état d'équilibre statique du système. Cependant si on veut prendre en compte la dynamique du système, cette information ne suffit plus. On définira une condition d'équilibre adaptée à notre application et on optera pour une détection basée sur la surveillance du ICP dans le polygone de sustentation [127].

3.2.1 Condition d'équilibre

« Le point de capture instantané C doit être à l'intérieur du polygone de sustentation $\mathcal{P}$ pour que le système soit en équilibre. Si C est à l'extérieur de $\mathcal{P}$, le robot est en déséquilibre et une stratégie de reprise d'équilibre doit être adoptée pour que le système ne tombe pas. »

3.2.2 Différents modes de correction

Plus le ICP est proche des limites de $\mathcal{P}$, plus le système se rapproche d'un état instable. De plus, il s'agit d'une commande d'exosquelette et il ne faut pas oublier qu'un utilisateur valide y est attaché. On définit par conséquent, une zone restreinte dans $\mathcal{P}$ que l'on nomme « **zone de stabilité** » (SZ) où l'exosquelette est en mode « transparent », c'est-à-dire que seule la compensation de gravité est assurée. En pratique, SZ est choisie comme étant $\mathcal{P}$ érodé d'un certaine distance.

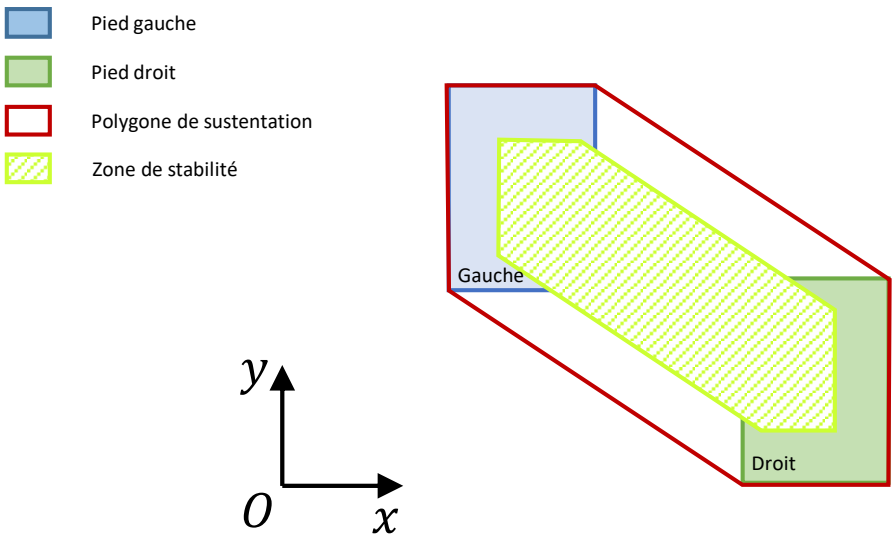


FIGURE 3.3 – Définition de la zone de stabilité.

Détaillons les trois modes présentés dans la section 2.6.1. Ces trois modes sont définis en fonction de la position du ICP et correspondent à des actions différentes :

1. mode « **transparent** » ou « **compensation de gravité** » : ICP est à l'intérieur de SZ. Le robot est seulement soumis à son poids qu'il compense pour rester debout puisque la situation est considérée comme stable. L'utilisateur est alors libre de bouger le robot comme il le souhaite, tant que le ICP reste dans cette zone.

2. mode « **correction de l'équilibre sans changement de support** » : ICP est à l'extérieur de SZ et à l'intérieur de $\mathcal{P}$. La situation se rapproche d'un état instable. Pour éviter la chute, l'exosquelette aide l'utilisateur à retrouver le mode « transparent » en ramenant le ICP dans la SZ.

3. mode « **correction de l'équilibre avec changement de support** » : ICP est à l'extérieur de $\mathcal{P}$. La situation est instable : par mouvement de réflexe ou par intention, l'utilisateur va vouloir faire un pas. L'exosquelette l'assistera dans cette action.

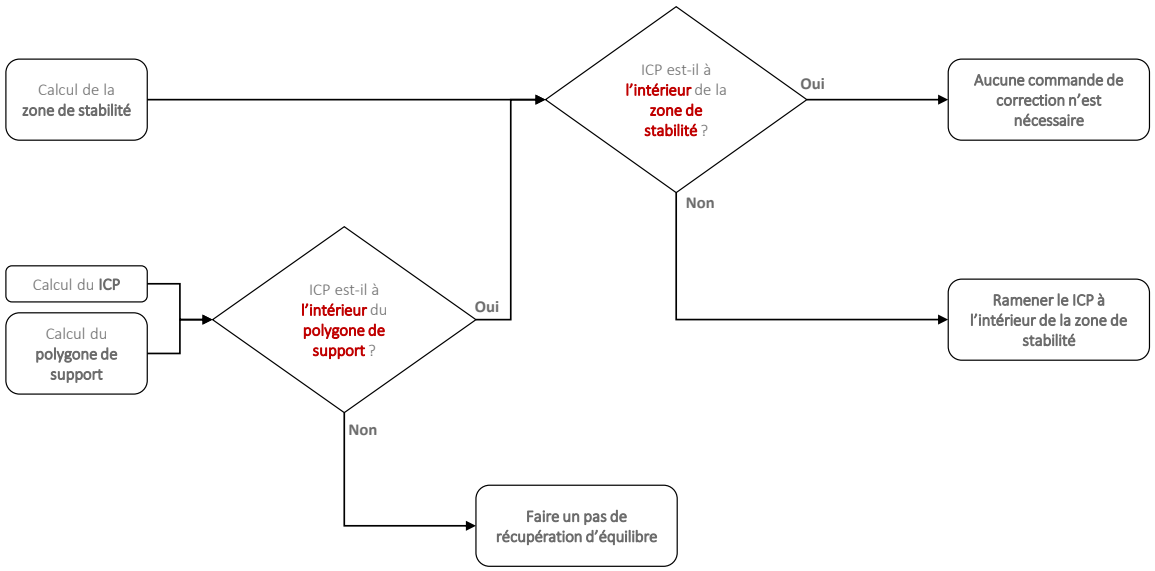


FIGURE 3.4 – Diagramme logique de la commande.

3.3 Commande du point de capture instantané

Dans cette section, on détaille la commande du ICP qui va permettre de contrôler indirectement la trajectoire du COM via le placement du COP. Cette commande a pour objectif d'assister le mécanisme numéro 1 « **déplacer le COP global** » (cf. section 2.3.3.3) de reprise d'équilibre chez l'humain. Suivant la situation dans laquelle se trouve l'exosquelette, un ICP désiré adéquat est déterminé. Ensuite, on calcule le COP associé à cette dynamique désirée pour enfin obtenir le torseur de correction. Ainsi à la fin de ce chapitre, on écrira l'équilibre global du système et dans les chapitres qui suivent, on calculera les couples articulaires correspondants.

On rappelle qu'ici, on ne considère que le modèle simple du LIP pour représenter le comportement de l'exosquelette seul et mettre au point la commande de gestion d'équilibre, sans prendre en compte les données concernant l'utilisateur. Une fois cette commande testée sans utilisateur, on pourra remplacer le calcul du ICP du modèle simple par la version hybride pour les premiers tests (cf. section 3.1.2.1).

3.3.1 Point de capture instantané désiré

La direction de l'effort de correction dépend de la position du ICP désiré. L'idée de cette commande d'équilibre est de garder le ICP à l'intérieur de SZ, soit en créant un effort de correction qui ramène le ICP courant dans SZ, soit en créant un effort pour assister l'utilisateur dans son pas de reprise d'équilibre et permettre au ICP d'intégrer la SZ du nouveau polygone de sustentation.

Un ICP désiré est alors déterminé suivant le mode activé :

1. mode « **transparent** » ou « **compensation de gravité** » : il n'y a pas de correction d'équilibre :

$$\mathbf{X}_C^{(d)} = \mathbf{X}_C \tag{3.6}$$

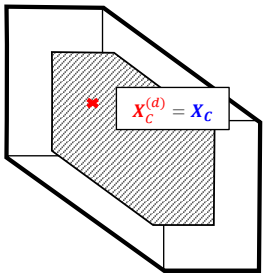


FIGURE 3.5 – Illustration du mode « **transparent** » pour le choix de ICP désiré

2. mode « **correction de l'équilibre sans changement de support** » : $\mathbf{X}_C^{(d)}$ est la projection du ICP courant sur SZ basée sur une heuristique euclidienne (distance minimale). On choisit de ramener le ICP à la frontière de SZ en supposant que l'utilisateur prendra l'initiative de ramener le ICP complètement à l'intérieur de SZ.

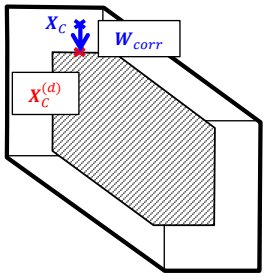


FIGURE 3.6 – Illustration du mode « **correction de l'équilibre sans changement de support** » pour le choix de ICP désiré

3. mode « **correction de l'équilibre avec changement de support** » : le ICP est à l'extérieur du polygone de sustentation, le système est alors dans une situation de déséquilibre et un pas est déclenché par l'utilisateur. La phase de simple support commence. Pour déterminer $\mathbf{X}_C^{(d)}$, on extrapole la position du ICP en intégrant l'équation (3.3). Étant donnée la position du ICP à $t = t_0$ (état courant), on peut déduire la direction du mouvement quand le ICP sort de $\mathcal{P}$ pour la première fois. Ensuite, on calcule la position du ICP à $t = t_s$ (temps minimal pour faire

un pas) si aucune action sur celui-ci n'est faite pour modifier sa trajectoire :

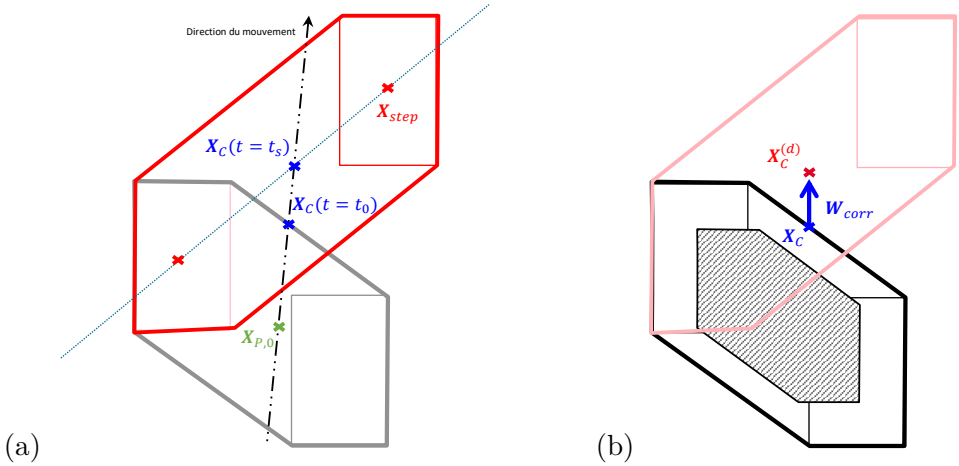
$$\mathbf{X}_C(t = t_s) = \Big(\mathbf{X}_C(t = t_0) - \mathbf{X}_{P,0}\Big)e^{\omega_0 t_s} + \mathbf{X}_{P,0} \tag{3.7}$$

En pratique, $t_s = 1$s : en se basant sur le fait que l'humain marche à une allure de 4 km/h pour une longueur de pas moyenne de 1 m, cela nous donne environ 1 pas par seconde.

Pour maximiser la marge de stabilité à la fin de la phase de simple support, quand le pied de la jambe aérienne atteint le sol, le ICP doit être au centre du nouveau polygone de sustentation :

$$\mathbf{X}_C^{(d)} = \mathbf{X}_C(t = t_s) = \text{centre du nouveau polygone de support} \tag{3.8}$$

A partir de $\mathbf{X}_C(t = t_s)$, on peut déterminer la position idéale du pas à faire $\mathbf{X}_{step}$ et par conséquent, le polygone de support idéal à l'instant $t = t_s$ (fig. (3.7)). Aussi longtemps que le pas n'est pas terminé, t_0 est fixe et $\mathbf{X}_{step}$ n'évolue pas dans le temps tant que $t_0 < t < t_s$. On fait le choix de ne calculer $\mathbf{X}_C^{(d)}$ qu'une seule fois, au moment où l'instabilité est détecté. En parallèle, la jambe de vol sera contrôlée par l'utilisateur pour faire le pas.



(a) (b)

FIGURE 3.7 – (a) Détermination du nouveau polygone de support idéal basée sur la maximisation de la marge de stabilité à l'instant t_s - (b) Illustration du mode « **correction de l'équilibre avec changement de support** » pour le choix de ICP désiré

Le ICP désiré indique alors la direction dans laquelle on veut que la correction d'équilibre se fasse. Par la commande en effort basée sur le ICP, le mouvement sera encouragé et non forcé par l'exosquelette dans cette direction.

3.3.2 Loi de commande et centre de pression associé

Une fois qu'on a déterminé la position désirée du ICP pour ramener le système dans une situation d'équilibre, il faut établir une loi de commande permettant de faire converger la position du ICP

courant vers celle désirée. L'évolution désirée du ICP est choisie comme la réponse d'un système du premier ordre :

$$\dot{\mathbf{X}}_C = K_C\Big(\mathbf{X}_C^{(d)} - \mathbf{X}_C\Big) \tag{3.9}$$

avec K_C le gain proportionnel.

A partir de cette évolution souhaitée et de l'équation (3.3) issue des équations de mouvements du LIP, on déduit le COP associé à cette dynamique :

$$\mathbf{X}_P = \mathbf{X}_C - \frac{K_C}{\omega_0}\Big(\mathbf{X}_C^{(d)} - \mathbf{X}_C\Big) \tag{3.10}$$

avec $K_C > 0$. En plaçant le COP du système à cette position $\mathbf{X}_P$, on permet au ICP de converger vers sa consigne et on réalise ainsi le mouvement de correction souhaité.
On va montrer dans la suite que pour respecter la dynamique naturelle du pendule, on ne peut pas choisir K_C inférieur à ω_0.

3.3.2.1 Garantir le centre de pression à l'intérieur du polygone de support

Il se peut qu'avec un gain trop élevé, le COP calculé sorte du polygone de sustentation et déséquilibre le système. Pour palier ce problème, on sature la position du COP en le projetant sur le polygone de sustentation suivant une heuristique euclidienne (distance minimale). On rappelle que lorsque le COP sort du polygone, les pieds pivotent sur leurs arêtes et l'équilibre est perdu.

3.3.3 Torseur de correction

Dans cette partie, on calcule le torseur d'effort de correction $\mathbf{W}_{corr}$ correspondant au COP associé à la dynamique désirée du ICP et déterminé précédemment. Cela implique que le COP placé à cet endroit-là crée une accélération au COM de la forme suivante (cf. équation (3.1)) :

$$\ddot{\mathbf{X}}_{G'} = \omega_0^2\Big(\mathbf{X}_{G'} - \mathbf{X}_P\Big)$$

On peut alors déduire l'expression du torseur d'effort de correction qui ramène le système dans une situation d'équilibre, appliqué sur le COM, projeté et réduit dans le repère $(G) = (G; x_0; y_0; z_0)$:

$$\mathbf{W}_{corr}^{(G)} = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_{corr} \\ \mathbf{M}_{corr}^{(G)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m\ddot{\mathbf{X}}_{G'} \\ \mathbf{O}_{3\times 1} \end{bmatrix} \tag{3.11}$$

avec

$$\mathbf{F}_{corr} = m\ddot{\mathbf{X}}_{G'} = \frac{mg}{z_G}\Big(\mathbf{X}_{G'} - \mathbf{X}_P\Big) \tag{3.12}$$

où m est la masse du système et $\mathbf{X}_P$ est la position du COP déterminée précédemment via l'équation (3.10).

En remplaçant $\mathbf{X}_P$ par son expression, on obtient l'expression suivante :

$$\mathbf{F}_{corr} = \frac{mg}{z_G}\left(\mathbf{X}_{G'} - \mathbf{X}_C^{(d)} + \frac{K_C}{\omega_0}\left(\mathbf{X}_C^{(d)} - \mathbf{X}_C\right)\right) \tag{3.13}$$

avec $\mathbf{X}_C^{(d)}$ dépendant du mode de commande activé (cf. section 3.3.1). On note que le torseur de correction ne génère qu'un effort horizontal et est exempt de moments.

Dans cette partie on a présenté le calcul du torseur d'effort responsable de la correction d'équilibre basée sur le ICP. Cette commande s'inspire des commandes qu'on trouve dans [123][122][111][124] et qu'on a adaptées à notre application, notamment en définissant trois modes de correction différents. Pour détecter ces différents modes, on a choisi de surveiller la position du ICP afin de déterminer si oui ou non le robot est dans une situation d'équilibre. La correction calculée dépend de la situation et suivant le besoin, la position du ICP est ajustée : $\mathbf{F}_{corr}$ permet alors soit de ramener le ICP à l'intérieur de la zone de stabilité, soit d'assister le pas de l'utilisateur en envoyant le ICP dans la direction du mouvement.

Maintenant qu'on a déterminé le torseur de correction qui permet à l'exosquelette de gérer son équilibre et indirectement, celui de l'utilisateur, on peut écrire les équations de l'équilibre du système. De cette façon, on détermine les efforts qu'on cherchera à produire pour obtenir la dynamique désirée (cf. section 2.3.3.4).

3.4 Équilibre global du système

3.4.1 Prise en compte des contraintes sur le torseur de réaction du sol

Contrôler l'équilibre du robot passe par le respect des containtes (non décollement, non glissement et non basculement) des forces de réaction au sol. C'est pourquoi ici, on écrit l'équilibre de l'exosquelette en utilisant le modèle LIP pour décrire le comportement global souhaité.

L'exosquelette est un robot composé d'un corps rigide central constituant la base flottante du robot (le dos) et de deux jambes articulées. Dans un premier temps, on assimile le système global à un modèle simple avec un seul point de contact au sol : modèle LIP. Une fois l'équilibre écrit pour un tel modèle, on étend le modèle à deux points de contact (robot bipède) dans le chapitre 4 et on obtient une condition nécessaire mais non suffisante pour que le robot soit en équilibre.

On suppose que les déplacements sont lents et on néglige les effets de la dynamique. Le système est soumis aux efforts suivants :

- le torseur de gravité $\mathbf{W}_{grav}$
- le torseur de réaction du sol : $\mathbf{W}_{gr}$

pour créer la dynamique souhaitée représentée par le torseur de correction d'équilibre $\mathbf{W}_{corr}$.

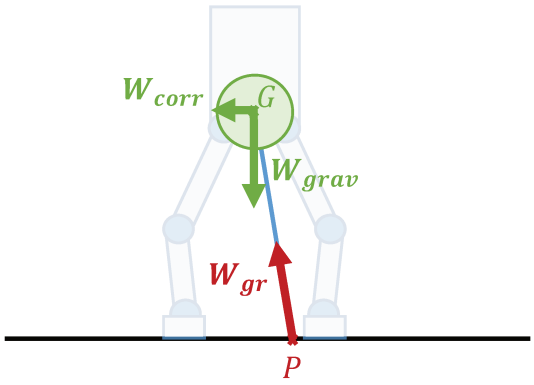


FIGURE 3.8 – Bilan des efforts sur le système global modélisé en LIP.

L'équation de l'équilibre dynamique du système s'écrit :

$$\mathbf{W}_{gr} + \mathbf{W}_{grav} = \mathbf{W}_{corr} \tag{3.14}$$

qui centré et réduit au centre de pression (COP) global P du système donne (cf. annexe A) :

$$\mathbf{W}_{gr}^{(P)} + \mathbf{Ad}^{t}_{(\mathsf{H}_G^P)^{-1}}.\mathbf{W}_{grav}^{(G)} = \mathbf{Ad}^{t}_{(\mathsf{H}_G^P)^{-1}}.\mathbf{W}_{corr}^{(G)} \tag{3.15}$$

Soit :

$$\mathbf{W}_{gr}^{(P)} + \mathbf{Ad}^{t}_{(\mathsf{H}_G^P)^{-1}}.\left(\mathbf{W}_{grav}^{(G)} - \mathbf{W}_{corr}^{(G)}\right) = \mathbf{O}_{6\times 1} \tag{3.16}$$

avec :

- $\mathbf{W}_{gr}^{(P)} = \begin{bmatrix}\mathbf{F}_{gr} & \mathbf{M}_{gr}(P)\end{bmatrix}^t = \begin{bmatrix}f_{gr,x} & f_{gr,y} & f_{gr,z} & 0 & 0 & m_{gr,z}\end{bmatrix}^t$: le torseur de réaction du sol appliqué au centre de pression P et exprimé dans le repère $(P) = (P; x_0; y_0; z_0)$

- $\mathbf{W}_{grav}^{(G)} = \begin{bmatrix}\mathbf{F}_{grav} & \mathbf{O}_{3\times 1}\end{bmatrix}^t = \begin{bmatrix}0 & 0 & f_{grav,z} & 0 & 0 & 0\end{bmatrix}^t$: le torseur de gravité, appliqué au centre de masse et exprimé dans le repère $(G) = (G; x_0; y_0; z_0)$

- $\mathbf{W}_{corr}^{(G)} = \begin{bmatrix}\mathbf{F}_{corr} & \mathbf{O}_{3\times 1}\end{bmatrix}^t = \begin{bmatrix}f_{corr,x} & f_{corr,y} & 0 & 0 & 0 & 0\end{bmatrix}^t$: le torseur actionneur de correction d'équilibre, appliqué au centre de masse et exprimé dans le repère $(G) = (G; x_0; y_0; z_0)$

On développe l'équation (3.16) décrivant l'équilibre des forces et celui des moments centrés et réduits au point P :

$$\begin{cases} f_{gr,x} - f_{corr,x} = 0 & (3.17.a) \\ f_{gr,y} - f_{corr,y} = 0 & (3.17.b) \\ f_{gr,z} + f_{grav,z} = 0 & (3.17.c) \\ y_{PG}.f_{grav,z} + z_{PG}.f_{corr,y} = 0 & (3.17.d) \\ -z_{PG}.f_{corr,x} - x_{PG}.f_{grav,z} = 0 & (3.17.e) \\ m_{gr,z} - x_{PG}.f_{corr,y} + y_{PG}.f_{corr,x} = 0 & (3.17.f) \end{cases}$$

avec $\mathbf{X}_{PG} = \begin{bmatrix} x_{PG} & y_{PG} & z_{PG} \end{bmatrix}^t$ représentant les coordonnées cartésiennes du vecteur $\mathbf{PG}$.

On résout les équations (3.17.a-f) et on trouve l'expression du torseur $\mathbf{W}_{gr}^{(P)}$ complètement :

$$\begin{cases} f_{gr,x} = -\dfrac{x_{PG}}{z_{PG}}.f_{grav,z} \\ f_{gr,y} = -\dfrac{y_{PG}}{z_{PG}}.f_{grav,z} \\ f_{gr,z} = -f_{grav,z} \\ m_{gr,z} = 0 \end{cases}$$

On a alors le torseur de réaction du sol :

$$\mathbf{W}_{gr}^{(P)} = \begin{Bmatrix} 0 & -\dfrac{x_{PG}}{z_{PG}}.f_{grav,z} \\ 0 & -\dfrac{y_{PG}}{z_{PG}}.f_{grav,z} \\ 0 & -f_{grav,z} \end{Bmatrix}_{(P)}$$

appliqué et exprimé au COP global calculé par la loi de commande (3.10). Si le sol réalise ce torseur sur l'exosquelette au COP global, l'exosquelette est alors capable de se porter lui même en compensant sa gravité et éventuellement, de corriger la position du ICP pour maintenir un état d'équilibre.

Plus concrètement, pour obtenir la dynamique souhaitée, il faut satisfaire l'équation (3.16). Exprimons cette équation au COM de l'exosquelette et remanions-la un peu, l'équation (3.16) donne :

$$\mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}^G_P)^{-1}}.\mathbf{W}_{gr}^{(P)} = \mathbf{W}_{act}^{(G)} \tag{3.17}$$

avec :

$$\mathbf{W}_{act}^{(G)} = \mathbf{W}_{corr}^{(G)} - \mathbf{W}_{grav}^{(G)} \tag{3.18}$$

$\mathbf{W}_{act}$ représente le torseur d'effort que l'exosquelette doit appliquer sur son environnement pour réaliser le torseur de réaction du sol $\mathbf{W}_{gr}$. On suppose que $\mathbf{W}_{act}$ est alors réalisable et la façon dont ceci est fait sera l'objet des prochains chapitres.

On note que $\mathbf{W}_{act}$ est composé d'une partie compensation de gravité et d'une partie correction d'équilibre. Sans la compensation de gravité, la correction d'équilibre ne peut pas se faire correctement, voire pas du tout. Elle constitue par conséquent, le premier niveau d'assistance qui soulage l'utilisateur des charges massives, lorsque $\mathbf{W}_{corr}$ est nul.

3.4.2 Garantie du contact pieds/sol

Ici, on met en évidence que le problème de glissement des pieds ne se posera pas dans notre cas d'application. On étudie les contacts entre les pieds et le sol. On utilise alors la loi de Coulomb pour vérifier que la résultante de la force de réaction du sol se trouve bien à l'intérieur du cône de frottement, soit dans notre cas :

$$\|(\mathbf{F}_{gr})_t\|_2 \leq \mu(\mathbf{F}_{gr})_n \tag{3.19}$$

avec :

- $(\mathbf{F}_{gr})_t$ représentant la force tangentielle de la force de réaction du sol
- $(\mathbf{F}_{gr})_n$ représentant la force normale de la force de réaction du sol
- μ représentant le coefficient de frottement sec entre les deux surfaces en contact

En pratique sachant que la composante normale de la force de réaction du sol est composée uniquement du poids du robot, soit $(\mathbf{F}_{gr})_n = mg$, la force tangentielle maximale que le robot peut produire sans perdre le contact est $\|(\mathbf{F}_{gr})_t\|_2 = \mu.mg$. Par exemple, prenons le coefficient de frottement sec d'un contact caoutchouc/asphalte sec représentant le contact entre la semelle de l'exosquelette et le sol : $\mu = 0.9$*. Sachant que l'exosquelette pèse 50kg et $g = 9.81$, on a alors :

$$\|(\mathbf{F}_{gr})_t\|_2 = 0.9 \times 50 \times 9.81 = 441.45 \text{ N}$$

Or $\|(\mathbf{F}_{gr})_t\|_2 = \|(\mathbf{F}_{corr})_t\|_2$ et supposant une correction suivant une seule direction, on déduit alors à partir de l'équation (3.12) :

$$\left\| \left(\mathbf{X}_{G'} - \mathbf{X}_P \right)_t \right\|_2 = \frac{z_G}{mg} . \left\| (\mathbf{F}_{gr})_t \right\|_2 = 0.81 \text{ m}$$

avec $z_G = 0.9$ m. Cela signifie que pour perdre le contact entre les pieds de l'exosquelette et le sol, il faudrait produire un effort de correction de plus de 441 N, soit une correction qui correspond à envoyer le COP à 81 cm du GCOM suivant une seule direction du plan tangentiel. Dans le cadre de notre application, les semelles étant des rectangles 30×20 et le demi-pas de l'utilisateur mesurant en moyenne 50 cm (cela correspond au déplacement du GCOM lors d'un pas de 1 m), on vérifie bien la loi de Coulomb.

* source : http://www.engineeringtoolbox.com/friction-coefficients-d_778.html

Dans la section suivante, on présente quelques résultats de simulations illustrant la correction d'équilibre en fonction des différents modes.

3.5 Simulations

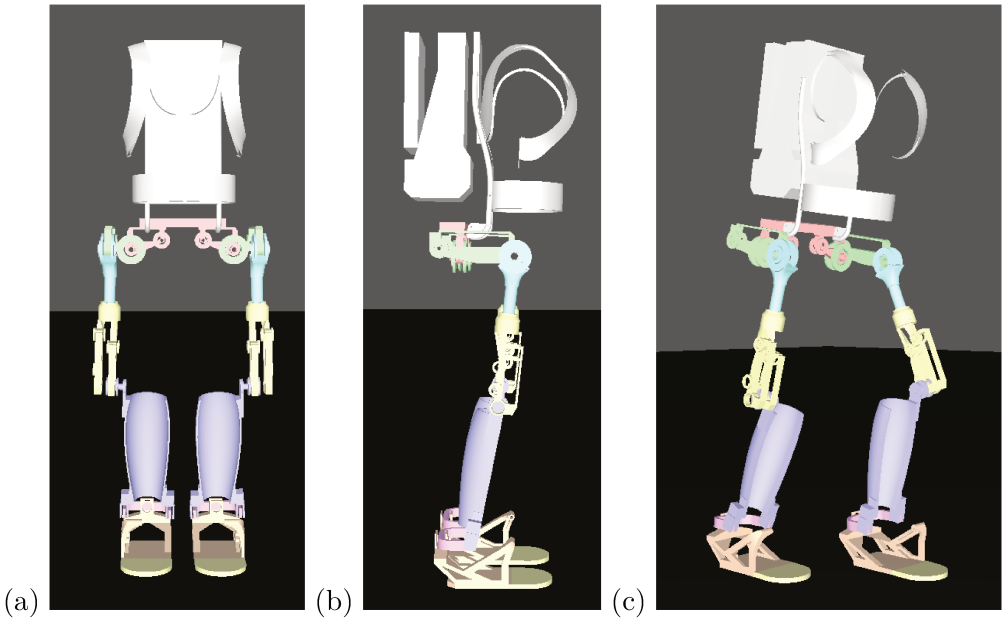


FIGURE 3.9 – L'exosquelette EMY-Balance simulé dans XDE. L'axe x pointe vers la droite, l'axe y vers l'avant, et z vers le haut.

Les simulations présentées sont faites sous l'environnement de simulation physique XDE [133] (cf. annexe B). L'exosquelette EMY-Balance simulé est entièrement actionné avec 14 degrés de liberté. Comme il est difficile de modéliser et simuler le comportement de l'utilisateur, on perturbe l'exosquelette via une force cartésienne externe $\mathbf{F}_{push}$ qu'on assimile à une intention de l'utilisateur et on observe la réponse de l'exosquelette. Cette force est appliquée au centre du segment représentant le dos de l'exosquelette pendant t_{push} secondes.

Dans les simulations présentées, on génèrera le torseur $\mathbf{W}_{act}$ au COM de l'exosquelette pour que ce dernier réalise les différents modes définis. On observera principalement le torseur d'effort $\mathbf{W}_{corr}$ appliqué au COM de l'exosquelette et les trajectoires des points ICP, ICP désiré et COP. Le repère est orienté de façon à avoir x pointant vers la droite, y vers l'avant et z vers le haut. On propose deux simulations :

1. on teste le mode « correction d'équilibre sans changement de support » lorsque l'exosquelette est poussé vers l'avant.

2. on met en évidence les trois modes de commande successivement.

3.5.1 Le mode « correction d'équilibre sans changement de support »

Cette première simulation met en évidence la correction d'équilibre en mode « correction d'équilibre sans changement de support » sur un exemple simple. On observe alors l'action de la commande sur la trajectoire du ICP. La zone rouge sur la figure (3.10), représente la durée pendant laquelle est appliquée $\mathbf{F}_{push}$.

Le scénario est le suivant :

1. Etat initial : l'exosquelette est dans une posture initialement stable - le COM est situé à l'intérieur du polygone de support - la jambe gauche devant la droite et les pieds sont parallèles (fig. (3.9) (c)). Le mode « transparent » est activé.
   - fig. (3.10) : ICP, ICP désiré et COP sont confondus et la correction est nulle.
   - fig. (3.11) : ICP et COM sont confondus.

2. $t \simeq 0.55$ s, on applique une force de perturbation vers l'avant $\mathbf{F}_{push} = \begin{bmatrix} 0 & 50\text{N} & 0 \end{bmatrix}^t$ pendant $t_{push} = 0.12$ s. On entre dans le mode « correction d'équilibre sans changement de support ». La commande corrige la position du ICP et le ramène dans la zone de stabilité (SZ) représentée par le ICP désiré (avec $K_c/w_0 = 3.03$).
   - fig. (3.10) : ICP sort de SZ, une force de correction est calculée pour ramener ICP à l'intérieur sur les courbes (c) et (d). On voit alors ICP (bleu) converger vers sa consigne (rouge) sur les courbes (a) et (b).
   - fig. (3.11) : COM converge vers ICP.

3. $t = 1.15$ s, ICP est à nouveau dans SZ et on repasse en mode « transparent ».
   - fig. (3.10) : ICP, ICP désiré et COP sont confondus et la correction est nulle.
   - fig. (3.11) : ICP et COM sont confondus.

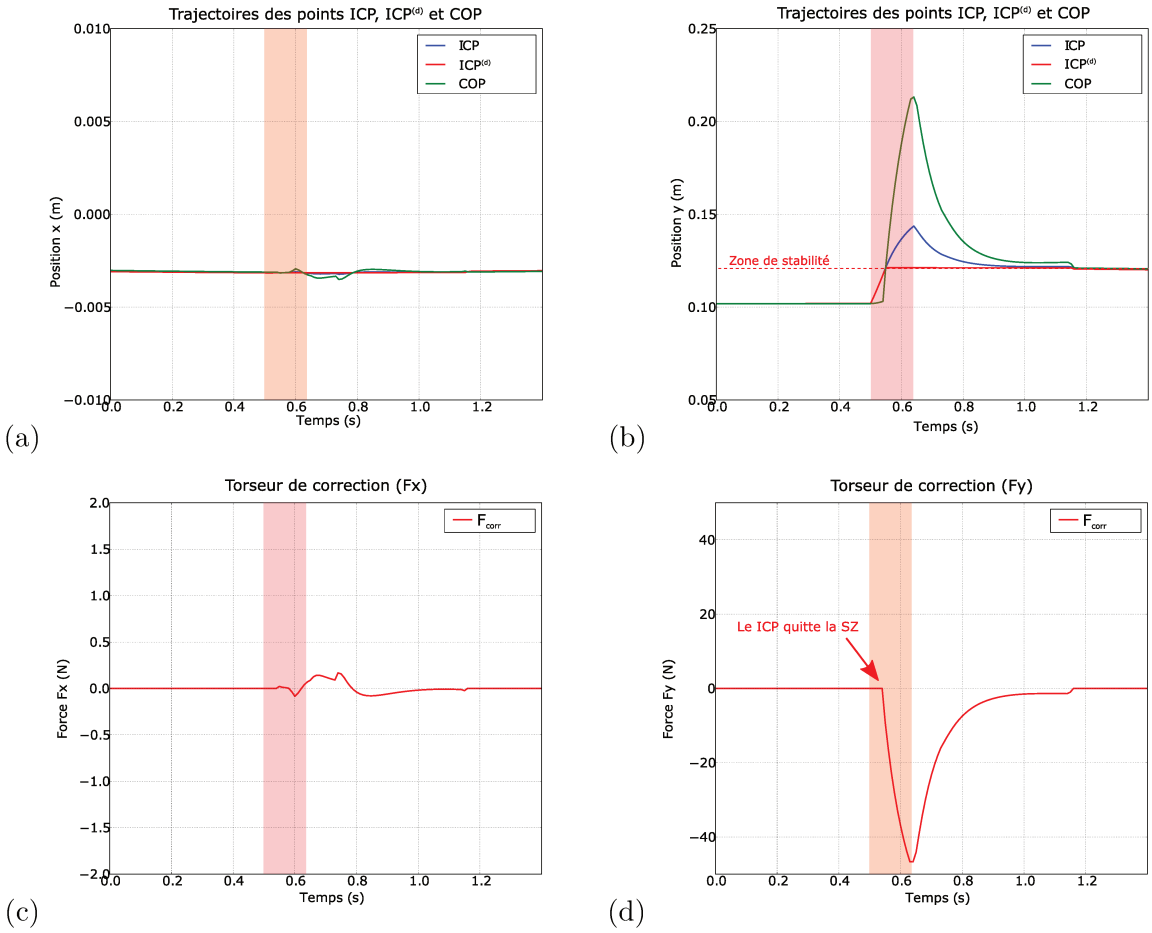


FIGURE 3.10 – (a) et (b) représentent la position des points ICP, ICP désiré et COP sur l'axe x et sur l'axe y. (c) et (d) représente la force de correction sur l'axe x et sur l'axe y. La zone rouge représente la durée pendant laquelle est appliquée $\mathbf{F}_{push}$.

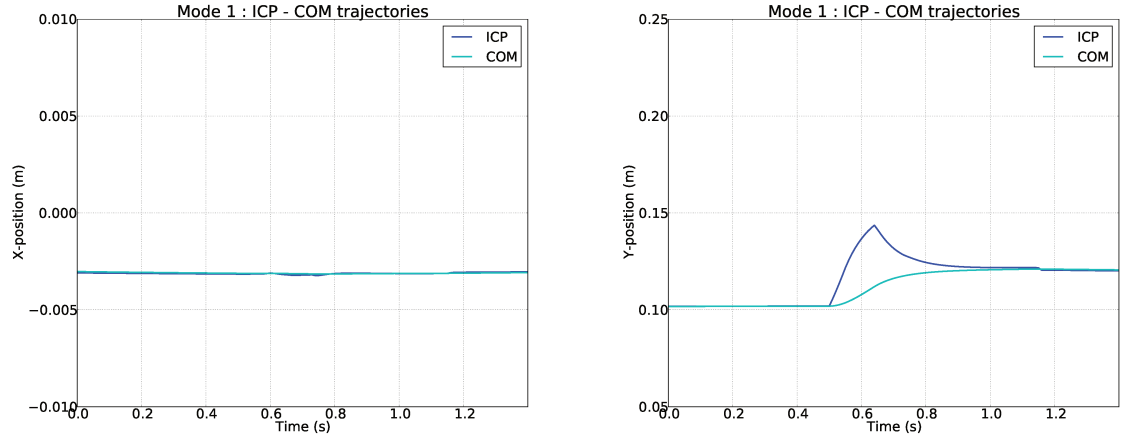


FIGURE 3.11 – Mode « correction d'équilibre sans changement de support » : le COM converge naturellement vers le ICP.

Sur la figure (3.11.b), on remarque qu'il n'y pas de saturation de la position du COP global, cela signifie que le COP global calculé par la commande est à l'intérieur du polygone de sustentation tout au long de la simulation ($y_{lim} = 0.30$ m).

3.5.2 Les trois modes de reprises d'équilibre

Les résultats de cette deuxième simulation mettent en évidence les trois modes de gestion d'équilibre de l'exosquelette. On simule ces trois modes avec les paramètres suivant : $t_s = 1$ s et $K_c/w_0 = 3.03$, dans la configuration initiale identique à la simulation précédente (la jambe gauche devant la jambe droite avec les pieds parallèles). On perturbe l'exosquelette à trois reprises à l'aide de forces externes cartésiennes, appliquées au centre du segment du dos.

Les trois perturbations simulent différentes intentions de l'utilisateur, elles sont d'amplitudes croissantes pour activer les trois modes successivement. Sur les courbes des figures (3.12) et (3.13), à $t = 0$ s, on débloque les articulations de l'exosquelette. Il converge alors vers un état stable : le ICP est à l'intérieur de SZ. Les traits en pointillés indiquent le début de la perturbation :

1. Mode « transparent » - l'utilisateur avance légèrement son COM : ICP reste à l'intérieur de SZ, il n'y a pas de correction de la position du ICP nécessaire. $\mathbf{F}_{push} = \begin{bmatrix} 0 & 50\text{N} & 0 \end{bmatrix}^t$ et $t_{push} = 0.15$ s.
   - fig. (3.12) : la perturbation n'entraîne pas la sortie du ICP de SZ et $\mathbf{X}_C^{(d)} = \mathbf{X}_C$. Il n'y a pas de correction d'équilibre nécessaire.

2. Mode « correction d'équilibre sans changement de support » - l'utilisateur s'avance en diagonale (avant-droit) en gardant les pieds au sol : ICP sort de SZ, la commande de gestion d'équilibre ramène le ICP à l'intérieur de SZ. $\mathbf{F}_{push} = \begin{bmatrix} 50\text{N} & 50\text{N} & 0 \end{bmatrix}^t$ et $t_{push} = 0.15$ s.
   - fig. (3.12) : ICP sort de SZ. La correction s'active et $\mathbf{X}_C^{(d)}$ = projection du ICP courant sur SZ.

3. Mode « correction d'équilibre avec changement de support » - l'utilisateur initie un mouvement avant plus rapide pour faire un pas : il force la sortie du ICP du polygone de support. La commande détecte ce troisième mode et assiste le pas en envoyant le ICP désiré devant (dans la direction du pas) et ainsi obtenir un effort faisant converger le ICP courant vers sa consigne à l'avant, ce qui a pour conséquence d'entraîner l'utilisateur vers l'avant (la jambe gauche devient la jambe de support). $\mathbf{F}_{push} = \begin{bmatrix} 0 & 150\text{N} & 0 \end{bmatrix}^t$ et $t_{push} = 0.15$ s.
   - fig. (3.12) : ICP sort du polygone de support. La phase de simple support commence alors au moment où ICP quitte le polygone de support et une fois que le pas est fait, le système est en double support et ICP est à nouveau dans SZ ($\mathbf{X}_C^{(d)} = \mathbf{X}_C$).

La figure (3.13) représente la trajectoire du COM en fonction de celle du ICP. On observe encore une fois, la convergence douce de ICP vers le COM grâce à la dynamique naturelle du modèle utilisé.

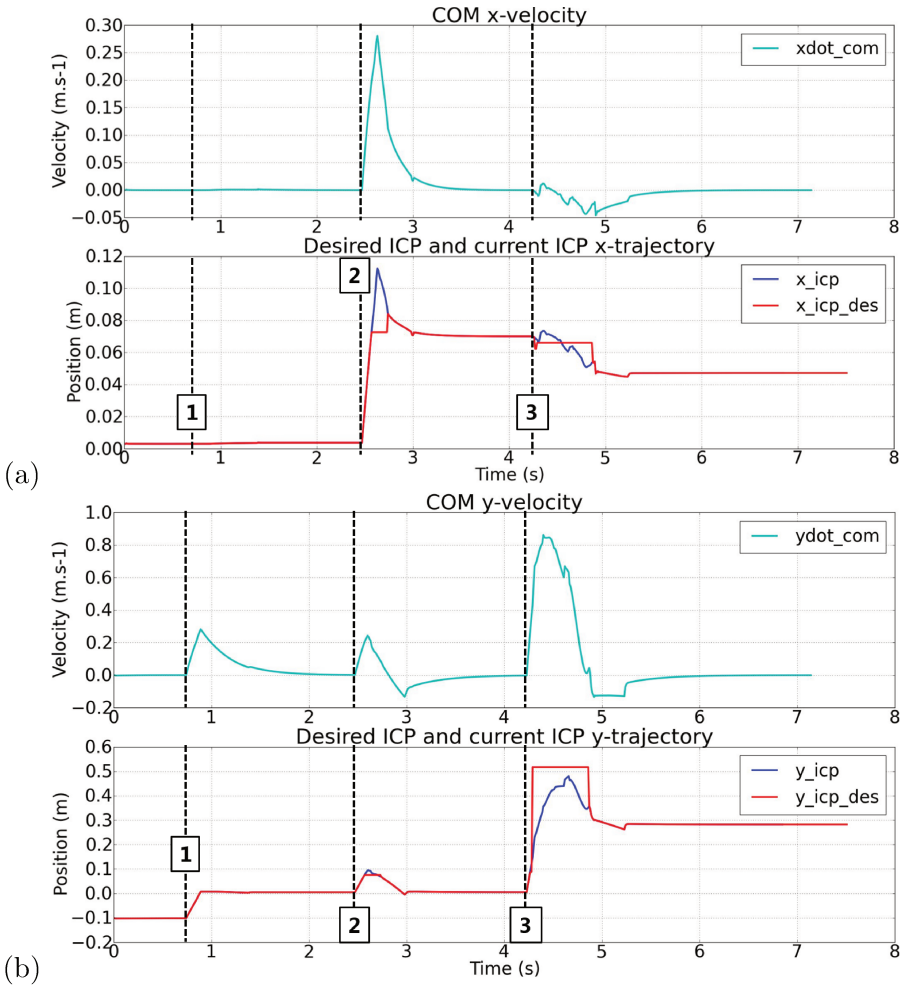


FIGURE 3.12 – Trajectoires du ICP désiré et du ICP courant mises en parallèle avec les perturbations représentées par la vitesse du COM [127].

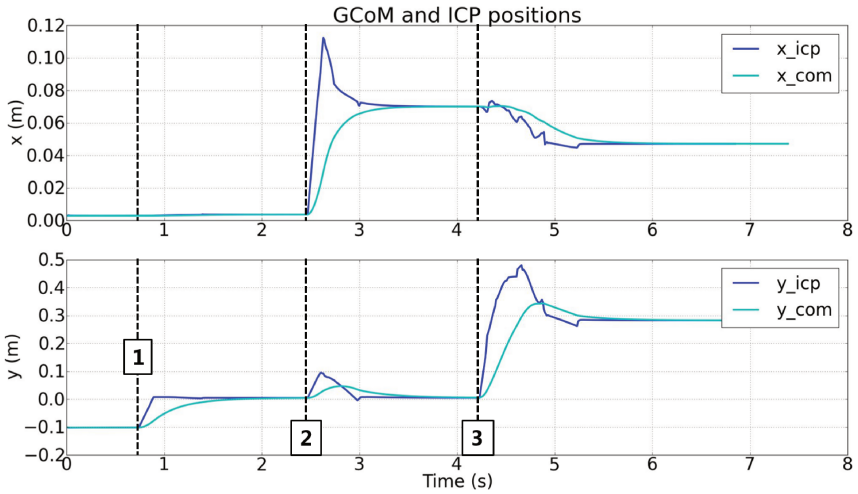


FIGURE 3.13 – Trajectoires du ICP désiré et du ICP courant mises en parallèle avec les perturbations représentées par la vitesse du COM [127].

3.6 Conclusion

Ce chapitre avait pour objectif de présenter la partie de la commande de gestion d'équilibre basée sur le point de capture instantané, pour un exosquelette actif de jambes d'assistance.

Pour justifier l'utilisation du point de capture instantané dans notre commande, on est parti du constat que surveiller le centre de masse n'est plus suffisant lorsque la dynamique est un peu plus élevée. Ce point permet de mettre en évidence les perturbations subies par le système, notamment leur répercussion sur la vitesse du centre de masse, et ainsi obtenir un point d'équilibre. De plus, le point de capture instantané présente une dynamique très intéressante qui le lie au centre de masse et au centre de pression. C'est d'ailleurs grâce à elle qu'on va pouvoir contrôler sa position en plaçant le centre de pression à une position stratégique. Sachant que la commande est basée sur cette notion, on propose une expression hybride du point de capture instantané (3.5) qu'on utilisera pour améliorer la commande lorsqu'un utilisateur sera à l'intérieur de l'exosquelette.

En faisant le choix de surveiller le point de capture instantané, on fait l'hypothèse que l'essentiel de l'interaction entre l'utilisateur et l'exosquelette se fait au niveau du centre de masse de l'exosquelette. Cette hypothèse n'est valable que si l'utilisateur maintient le dos de l'exosquelette en orientation et déplace le centre de masse de l'exosquelette lorsqu'il interagit avec. Dans ces conditions, l'intention de l'utilisateur (s'il tire l'exosquelette ou s'il le pousse) est alors traduite en vitesse du centre de masse de l'exosquelette.

EMY-Balance étant un exosquelette d'assistance, la commande utilisée essaye de contraindre le moins possible l'utilisateur en lui laissant une certaine liberté de mouvement. On a alors défini trois modes d'actions qui vont de "ne rien faire" à "faire un pas" et qui se traduisent par une consigne du point de capture instantané. Une fois cette consigne déterminée, on calcule le centre de pression associé à la dynamique souhaitée et le torseur d'effort à produire. Cette commande a l'avantage de ne pas équiper l'utilisateur de capteurs (de pression, EMG, centrales inertielles) pour détecter ses intentions mais en contrepartie, elle demande une bonne connaissance du modèle géométrique et cinématique de l'exosquelette.

Maintenant qu'on a déterminé le torseur de correction nécessaire pour la reprise d'équilibre et qu'on a écrit l'équilibre du système global, il faut faire évoluer le modèle pour enfin calculer les couples articulaires qui lui permettront effectivement de réaliser l'action souhaitée. Le système étant un robot bipède, les efforts à produire doivent être partagés entre les deux jambes suivant une répartition adéquate. En effet, on a vu que l'un des mécanismes participant à la stabilité du système était la modulation de cette répartition des efforts : lorsqu'on est perturbé sur le côté, on a tendance à s'appuyer plus sur une jambe que sur l'autre pour contrer la perturbation. Dans le chapitre suivant, on montrera l'effet de ce mécanisme sur l'équilibre du système et on proposera de nouveaux coefficients de répartition pour les adapter à notre application.

Chapitre 4

Equilibre du système bipède : Répartition des efforts sur les deux jambes

Sommaire

4.1 Équilibre du système bipède 65
4.2 Différents coefficients de répartition des efforts 69
4.2.1 Répartition des efforts suivant la position du COM 69
4.2.2 Répartition des efforts suivant la position du COP 70
4.2.3 Répartition imposée par l'utilisateur 71
4.2.4 Récapitulatif 72
4.3 Nouvelle répartition en fonction de la position de ICP 72
4.3.1 Distance aux chevilles 73
4.3.2 Distance aux bords 76
4.3.3 Coefficients de répartition des efforts 77
4.4 Centres de pression locaux 79
4.4.1 Calcul des centres de pression locaux 79
4.4.2 Choix du critère à optimiser 81
4.4.2.1 Un premier critère 82
4.4.2.2 Un critère pondéré 83
4.4.2.3 Exemple 85
4.4.3 Limites de la méthode 87
4.5 Conséquences sur le centre de pression global 87
4.6 Calcul des couples articulaires pour un système entièrement actionné 89
4.6.1 Récapitulatif 89
4.6.1.1 Commande en double support 89
4.6.1.2 Equilibre du système 89
4.6.2 Modèle dynamique du système multi-corps 90
4.6.3 Méthode itérative de calcul 92
4.7 Passage du double support en simple support 94
4.8 Simulations 96
4.8.1 Influence de la répartition sur la correction sur le centre de pression global 97

4.8.2 Commande de la gestion d'équilibre 99
4.8.3 Comparaison des différentes distributions 101
4.9 Conclusion 104

Dans le chapitre précédent, on a présenté les différents modes de reprises d'équilibre mis en place dans la commande de l'exosquelette. Un mode est déclenché en observant le comportement du point de capture instantané (ICP) dans le polygone de sustentation, puis un torseur de correction d'équilibre $\mathbf{W}_{corr}$ est calculé. $\mathbf{W}_{corr}$ représente donc le torseur d'effort que le système global doit appliquer sur son environnement pour réaliser le comportement désiré, c'est-à-dire la dynamique souhaitée. Ce chapitre traite de la distribution des efforts sur les deux jambes de l'exosquelette. On cherchera à répondre à la question suivante : comment peut-on répartir les efforts, notamment le poids de l'exosquelette, de manière efficace et tout en assurant l'équilibre ?

4.1 Équilibre du système bipède

Reprenons l'équation de l'équilibre dynamique du système global (3.14) :

$$\mathbf{W}_{gr} + \mathbf{W}_{grav} = \mathbf{W}_{corr}$$

L'équilibre dynamique est alors satisfait si l'exosquelette applique le torseur d'effort $\mathbf{W}_{act} = \mathbf{W}_{corr} - \mathbf{W}_{grav}$ sur son environnement.

Cependant, l'équation (3.14) fait un bilan des efforts s'appliquant sur le système de manière globale. Elle ne prend pas en compte deux choses :

- les différents points de contact avec le sol, notamment ceux qui sont situés sous les semelles lorsque l'exosquelette est en position debout
- la dynamique des corps rigides qui composent l'exosquelette (point traité plus tard dans la section 4.6)

En effet, l'exosquelette étant un robot bipède, chaque jambe contribue à la production de $\mathbf{W}_{act}$. On introduit les coefficients α_l et α_r représentant respectivement la contribution de la jambe gauche et la contribution de la jambe droite, qui nous permettront de partager le torseur $\mathbf{W}_{act}$ entre les deux jambes [42][36].

Pour notre application d'exosquelette d'assistance, maîtriser cette répartition nous permet entre autre, de libérer la jambe de vol ($\alpha_{l/r} = 0$) en imposant l'autre en support ($\alpha_{r/l} = 1$) et ainsi permettre à l'utilisateur de passer du double support au simple support et de faire un pas.

On s'intéresse ici à la réalisation du torseur $\mathbf{W}_{gr}$ du sol sur l'exosquelette par l'intermédiaire des contacts situés sous les deux semelles de l'exosquelette.

Soient les points P_l et P_r qui représentent respectivement le centre de pression local de la semelle gauche et le centre de pression local de la semelle droite.

On rappelle que les déplacements sont considérés lents et les effets dynamiques sont négligés. L'équation de l'équilibre dynamique (3.14) peut donc s'écrire de la manière suivante :

$$\mathbf{W}_l + \mathbf{W}_r + \mathbf{W}_{grav} = \mathbf{W}_{corr} \tag{4.1}$$

avec $\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{W}_l + \mathbf{W}_r$ et $(.)_l$ et $(.)_r$ représentant respectivement le côté gauche et le côté droit.

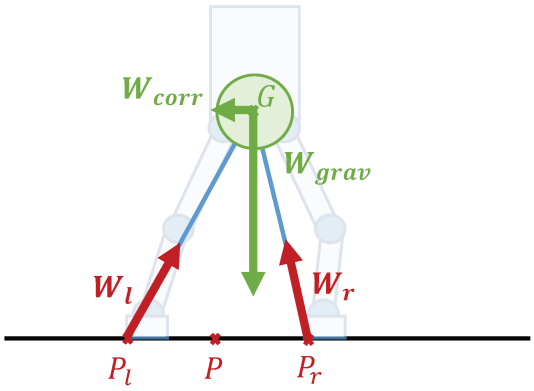


FIGURE 4.1 – Bilan des efforts sur le système global modélisé en CLIP.

Centré et réduit au centre de pression (COP) global P, l'équation (4.1) donne (cf. annexe A) :

$$\mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}^P_{P_l})^{-1}}.\mathbf{W}_l^{(P_l)} + \mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}^P_{P_r})^{-1}}.\mathbf{W}_r^{(P_r)} + \mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}^P_G)^{-1}}.\mathbf{W}_{grav}^{(G)} = \mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}^P_G)^{-1}}.\mathbf{W}_{corr}^{(G)} \tag{4.2}$$

Soit :

$$\mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}^P_{P_l})^{-1}}.\mathbf{W}_l^{(P_l)} + \mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}^P_{P_r})^{-1}}.\mathbf{W}_r^{(P_r)} + \mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}^P_G)^{-1}}.\left(\mathbf{W}_{grav}^{(G)} - \mathbf{W}_{corr}^{(G)}\right) = \mathbf{0}_{6\times 1} \tag{4.3}$$

On développe les équations :

$$\begin{cases} f_{l,x} + f_{r,x} - f_{corr,x} = 0 & (4.3.a) \\ f_{l,y} + f_{r,y} - f_{corr,y} = 0 & (4.3.b) \\ f_{l,z} + f_{r,z} + f_{grav,z} = 0 & (4.3.c) \\ y_{PP_l}.f_{l,z} + y_{PP_r}.f_{r,z} = 0 & (4.3.d) \\ -x_{PP_l}.f_{l,z} - x_{PP_r}.f_{r,z} = 0 & (4.3.e) \\ m_{l,z} + x_{PP_l}.f_{l,y} - y_{PP_l}.f_{l,x} + m_{r,z} + x_{PP_r}.f_{r,y} - y_{PP_r}.f_{r,x} = 0 & (4.3.f) \end{cases}$$

Les équations (4.3.d) et (4.3.e) expriment l'existence du COP global et l'équation (4.3.f) exprime que la composante verticale des moments en P est nulle (cf. section 3.4.1).

On fait un certain nombre de choix sur les efforts : on choisit de partager les efforts à produire par les actionneurs suivant une répartition gauche/droite du poids α_l/α_r telle que :

$$\mathbf{F}_l = \alpha_l.\left(\mathbf{F}_{corr} - \mathbf{F}_{grav}\right) \quad (4.4)$$

$$\mathbf{F}_r = \alpha_r.\left(\mathbf{F}_{corr} - \mathbf{F}_{grav}\right) \quad (4.5)$$

et

$$\begin{cases} \alpha_l + \alpha_r = 1 \\ \alpha_{l/r} \in [0;1] \end{cases} \quad (4.6)$$

Ces choix sont motivés par les raisons suivantes :

- réguler cette répartition de façon à pouvoir libérer une des jambes le moment venu (en particulier du poids)
- ne pas générer d'efforts antagonistes (cf. chapitre 5 sur les efforts internes)

On écrit alors :

$$\begin{cases} f_{l,x} = \alpha_l.f_{corr,x} \\ f_{l,y} = \alpha_l.f_{corr,y} \\ f_{l,z} = -\alpha_l.f_{grav,z} \\ m_{l,z} = 0 \end{cases}$$

$$\begin{cases} f_{r,x} = \alpha_r.f_{corr,x} \\ f_{r,y} = \alpha_r.f_{corr,y} \\ f_{r,z} = -\alpha_r.f_{grav,z} \\ m_{r,z} = 0 \end{cases}$$

Avec ces choix particuliers, les trois premières équations de (4.3.a-f) sont satisfaites et les trois autres (4.3.d) (4.3.e) et (4.3.f) mènent toutes au système d'équation suivant :

$$\begin{cases} \alpha_l.x_{PP_l} + \alpha_r.x_{PP_r} = 0 \\ \alpha_l.y_{PP_l} + \alpha_r.y_{PP_r} = 0 \end{cases}$$

Donc pour satisfaire l'équilibre, le COP global P doit être relié aux COPs P_l et P_r par l'équation suivante :

$$\mathbf{X}_{OP} = \alpha_l.\mathbf{X}_{OP_l} + \alpha_r.\mathbf{X}_{OP_r} \tag{4.7}$$

P, P_l et P_r étant tous les trois des points situés sur le plan du sol. Cette équation montre que l'équilibre du système peut alors être modifié simplement en jouant sur cette répartition gauche/droite des efforts. De plus, elle représente une condition nécessaire mais non suffisante, car en plus de cette condition, P_l et P_r sont contraints à l'intérieur des polygones pieds pour éviter que les pieds ne pivotent sur leur arête (condition de l'équilibre dynamique).

Par ailleurs, WINTER observe le comportement de l'humain et met en évidence ce mécanisme en analysant l'équilibre quasi-statique de l'humain dans des postures simples [44]. La modulation de la répartition des efforts sur chaque jambe fait partie intégrante des mécanismes de régulation de l'équilibre chez l'humain, notamment dans la direction latérale : le COP global est alors régulé par les variations de la répartition des efforts plutôt que par la position de COPs locaux (cf. figure (4.2)).

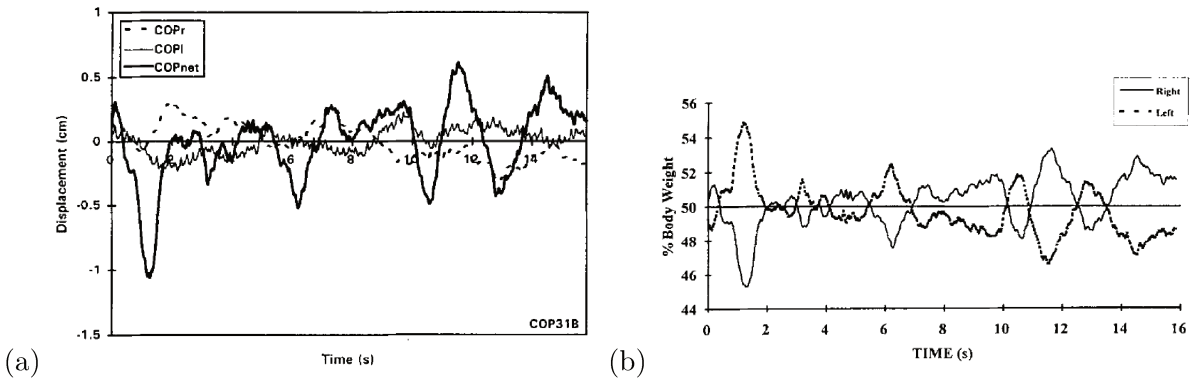


FIGURE 4.2 – [44] - (a) Mesures des COPs dans la direction gauche/droite : la position du COP global (COP_{net}) est décorrélée avec les positions des COPs locaux (COP_l et COP_r). - (b) Mesures de la répartition des efforts verticaux : les variations du COP_{net} de la figure (a) correspondent bien à celles des coefficients de répartition des efforts.

Pour compléter la commande de gestion d'équilibre de l'exosquelette, notamment la commande du ICP décrite dans le chapitre 3, on ajoute un bloc dans la commande qui permet de calculer la répartition gauche/droite adéquate des efforts et d'améliorer la stabilité du système.

Dans la suite, on détaillera comment les efforts peuvent être répartis : il existe différentes méthodes présentes dans la littérature pour calculer les coefficients gauche/droite de répartition, que nous présenterons dans la section suivante, mais aucune d'elles ne prend en compte les perturbations. Une perturbation pouvant se traduire par une vitesse du COM, cela signifie que la position du ICP est modifiée. On proposera alors une nouvelle répartition qui dépendra des perturbations, et de manière

plus concrète, de la position du ICP. Puis, on montrera quelles sont les conséquences d'une telle répartition sur l'équilibre du système et comment ce mécanisme cohabite-t-il avec celui qui corrige la position du point de capture instantané. Enfin avant de conclure, on comparera notre méthode à celles présentes dans la littérature via de simulations élémentaires.

4.2 Différents coefficients de répartition des efforts

Il existe différentes manières de répartir les efforts, en particulier le poids, sur les deux jambes et de distribuer les efforts de contact. Chaque méthode dépend des informations disponibles : ces coefficients α sont calculés à partir de la position du centre de masse (COM), des COPs ou encore des efforts mesurés sur les semelles entre l'utilisateur et l'exosquelette. Il existe d'autres méthodes pour distribuer les efforts de contact, notamment en passant par des algorithmes d'optimisation [134].

Par contre, pour compenser exactement le poids du robot et pour réaliser la tâche désirée, tous ces coefficients respectent les mêmes contraintes :

$$\alpha_{l/r} \in [0;1] \tag{4.8}$$

$$\alpha_l + \alpha_r = 1 \tag{4.9}$$

4.2.1 Répartition des efforts suivant la position du COM

La plupart des commandes présentes dans la littérature, dont la commande de l'exosquelette BLEEX [135], utilisent une distribution des efforts dépendant de la position du COM du système [42][68].

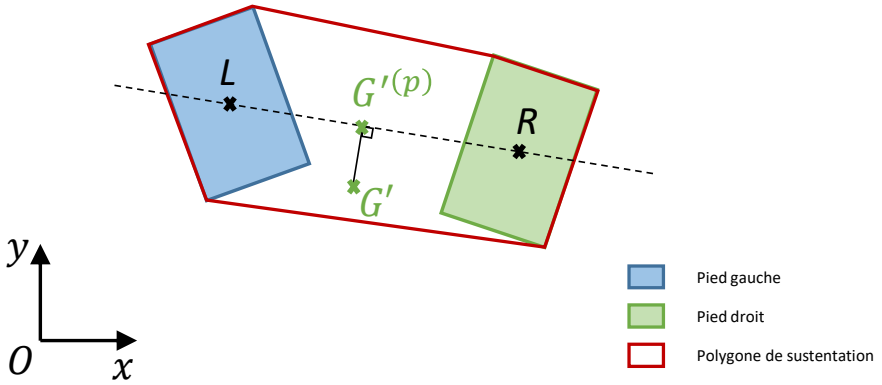


FIGURE 4.3 – Schéma simple représentant les points caractéristiques permettant de déterminer la répartition des efforts en fonction de la position du centre de masse.

On définit R et L les centres des semelles droite et gauche respectivement. Soit $G'^{(p)}$, la projection de G' (G' étant le GCOM) sur la droite $(\mathbf{RL})$. On pose $\mathbf{RG'^{(p)}} = \lambda.\mathbf{RL}$. Le coefficient de répartition de la jambe gauche $\alpha_{\text{COM},l}$ respectant les contraintes (4.8) et (4.9), est défini de la manière suivante :

- Si $\lambda < 0$, alors $\alpha_{\text{COM},l} = 0$.
- Si $0 \leq \lambda \leq 1$, alors
$$\alpha_{\text{COM},l} = \frac{\|\mathbf{RG'^{(p)}}\|_2}{\|\mathbf{RL}\|_2} \tag{4.10}$$
- Si $\lambda > 1$, alors $\alpha_{\text{COM},l} = 1$.

On déduit alors le coefficient de répartition de la jambe droite $\alpha_{\text{COM},r}$:

$$\alpha_{\text{COM},r} = 1 - \alpha_{\text{COM},l} \tag{4.11}$$

Cette répartition est issue de l'équilibre statique du système et traduit l'éloignement du COM par rapport aux deux pieds. Par exemple, si le COM se rapproche du pied gauche, on a $\alpha_{\text{COM},l} \to 1$ et $\alpha_{\text{COM},r} \to 0$.

4.2.2 Répartition des efforts suivant la position du COP

Pratt et al. [111] proposent une méthode pour calculer la part d'effort de chaque jambe en fonction de la position du COP global.

Pour cela, ils déterminent les COPs locaux (les *Virtual Toe Points* (VTP)) de manière géométrique à partir du COP global (cf. figure 4.4) :

- On construit la droite L_{VTP} : elle passe par le COP global P et l'intersection des deux bords du polygone de sustentation qui relient les deux pieds. Si ces deux bords sont parallèles, on trace la parallèle au bord et passant par le COP global.
- L_{VTP} intersecte les polygones des pieds pour former des segments.
- Les COPs locaux P_l et P_r sont situés au milieu de ces segments pour maximiser la marge de stabilité.

Soient P_r et P_l les COPs locaux droit et gauche respectivement et soit P, le COP global. On pose $\mathbf{P}_r\mathbf{P} = \lambda.\mathbf{P}_r\mathbf{P}_l$. Le coefficient de répartition de la jambe gauche $\alpha_{\text{COP},l}$ respectant les contraintes (4.8) et (4.9), est défini de la manière suivante :

- Si $\lambda < 0$, alors $\alpha_{\text{COP},l} = 0$.
- Si $0 \leq \lambda \leq 1$, alors
$$\alpha_{\text{COP},l} = \frac{\|\mathbf{P}_r\mathbf{P}\|_2}{\|\mathbf{P}_r\mathbf{P}_l\|_2} \tag{4.12}$$

- Si $\lambda > 1$, alors $\alpha_{\text{COP},l} = 1$.

On déduit alors le coefficient de répartition de la jambe droite $\alpha_{\text{COP},r}$:

$$\alpha_{\text{COP},r} = 1 - \alpha_{\text{COP},l} \tag{4.13}$$

Cette méthode est alors plus adaptée aux situations dynamiques que la méthode basée sur le GCOM précédemment présenté, puisqu'elle s'appuie directement sur la position du COP global.

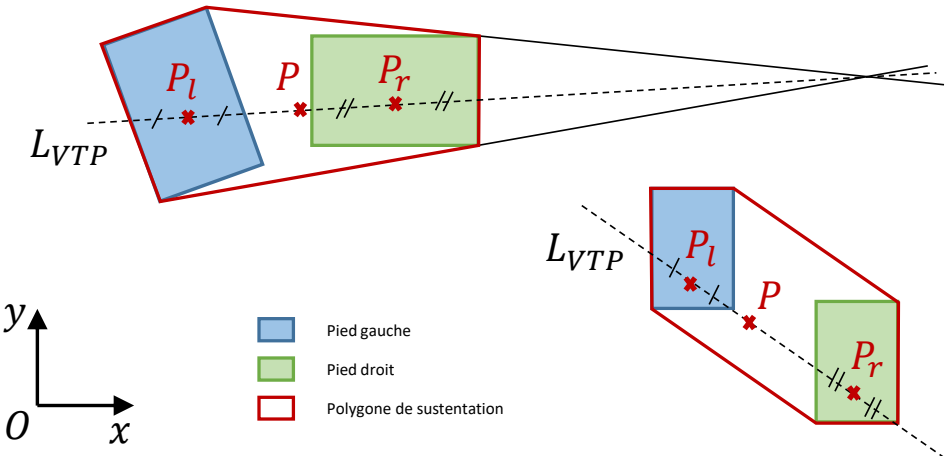


FIGURE 4.4 – Schéma représentant les points caractéristiques permettant de déterminer la répartition des efforts en fonction de la position du centre de pression.

4.2.3 Répartition imposée par l'utilisateur

L'humain est un expert en équilibre. L'idée est de faire entièrement confiance à l'utilisateur pour choisir la répartition des efforts adéquate sur les deux jambes.

Il s'agit ici de la commande Maître-Esclave de l'exosquelette HV3 (cf. chapitre 1) mise en place par le CEA-LIST [30]. Des capteurs d'efforts sont placés sur les semelles de l'exosquelette entre lui et l'utilisateur. Ainsi, on mesure la composante verticale de l'effort de réaction appliquée par l'utilisateur sur chaque semelle ($f_{l,\text{mesuré},z}/f_{r,\text{mesuré},z}$). Les actionneurs sont alors commandés de telle sorte à reproduire la répartition suivante :

$$\begin{cases} \alpha_{l,\text{me}} = \dfrac{f_{l,\text{mesuré},z}}{f_{l,\text{mesuré},z} + f_{r,\text{mesuré},z}} \\ \\ \alpha_{r,\text{me}} = 1 - \alpha_{l,\text{me}} \end{cases} \tag{4.14}$$

De cette façon, l'utilisateur doit lever franchement son pied pour que le coefficient de la jambe de

support de l'exosquelette passe à 1 (tous les efforts sont produits par cette jambe) et permettre la marche dynamique. En marche quasi-statique, l'utilisateur doit transférer son poids sur la jambe de support pour pouvoir décoller sa jambe de vol. Cette commande permet alors à l'exosquelette de copier le comportement de l'utilisateur et d'être plus transparent.

4.2.4 Récapitulatif

Ces trois méthodes ont été implémentées sur divers robots allant du robot bipède à l'exosquelette de jambes. On définit quelques critères de comparaison et on note si la méthode est adaptée :

- aux situations **statiques** ou **dynamiques**.
- pour assurer le **transfert de poids** d'une jambe à l'autre si nécessaire, dans le plan **sagittal** et le plan **latéral**.
- pour des **semelles non instrumentées**.

Voici le tableau récapitulatif :

Critères / Méthodes	Situation		Transfert de poids		Semelles
	Statique	Dyn.	Sagittal	Latéral	instrumentées
COM [42][135]	X	-	-	X	-
COP [111]	X	X	-	X	-
Maître-Esclave [30]	X	X	X	X	X

Le retour d'expérience de l'exosquelette HV3 (méthode "Maître-Esclave") a montré que l'une des difficultés de l'utilisateur en situation quasi-statique, était qu'il devait transférer son propre poids sur une jambe afin que l'exosquelette en fasse de même, et ainsi libérer la jambe de vol pour faire un pas. Cela obligeait l'utilisateur à adopter une marche statique qui est peu anthropomorphe et donc, peu intuitive.

L'idée est alors de mettre en place une nouvelle répartition capable de s'adapter à l'intention de l'utilisateur et ainsi, de faciliter le transfert de poids de l'exosquelette. Cela permettrait à l'utilisateur de faire un pas plus naturellement. De plus, les semelles d'EMY-Balance ne sont pas instrumentées, on pourra alors s'inspirer des deux premières méthodes.

4.3 Nouvelle répartition en fonction de la position de ICP

On s'inspire des méthodes existantes dans la littérature pour mettre en place une nouvelle répartition gauche/droite des efforts capable [127] :

- de s'adapter aux perturbations ;
- d'anticiper un pas : en statique ou en quasi-statique, il est important de transférer le poids du robot initialement réparti sur les deux jambes, sur la jambe de support afin de passer en phase de simple support et de libérer la jambe de vol ;

et qui respecte les contraintes définies (cf. équations (4.8) et (4.9)).

On choisit alors de se baser sur le ICP qui est un bon indicateur de la perturbation subie par le système. Par ailleurs, on fera la distinction entre :

- les perturbations dans la direction avant/arrière seront considérés comme étant une intention de l'utilisateur, en particulier lorsqu'il veut faire un pas
- les perturbation dans le direction gauche/droite seront considérés comme de vraies perturbations, susceptibles de déstabiliser le système.

Pour une posture de l'exosquelette donné, on observe alors la position de ce point dans le polygone de sustentation et on relève :

1. sa proximité des pieds (coefficient β) : plus le ICP est proche d'un pied, plus la contribution de la jambe associée est grande ;
2. sa proximité des bords avant/arrière (coefficient γ) : plus le ICP est proche du bord, plus la situation devient instable et plus la probabilité de faire un pas est grande. Pour anticiper le pas et aider l'utilisateur à faire le transfert de poids d'une jambe à l'autre, la contribution de la future jambe de vol doit décroître vers 0.

4.3.1 Distance aux chevilles

On définit un premier coefficient $\beta \in [0;1]$ décrivant la proximité du ICP par rapport au centre de la semelle gauche. Soient R et L les centres des semelles droite et gauche respectivement et soit $C^{(p)}$, la projection du ICP sur l'axe $(\mathbf{RL})$. On pose $\mathbf{RC^{(p)}} = \lambda_\beta.\mathbf{RL}$ (cf. figure (4.5)) :

- Si $\lambda_\beta < 0$, alors $\beta = 0$.
- Si $0 \leq \lambda_\beta \leq 1$, alors

$$\beta = \frac{\|\mathbf{RC^{(p)}}\|_2}{\|\mathbf{RL}\|_2} \tag{4.15}$$

- Si $\lambda_\beta > 1$, alors $\beta = 1$.

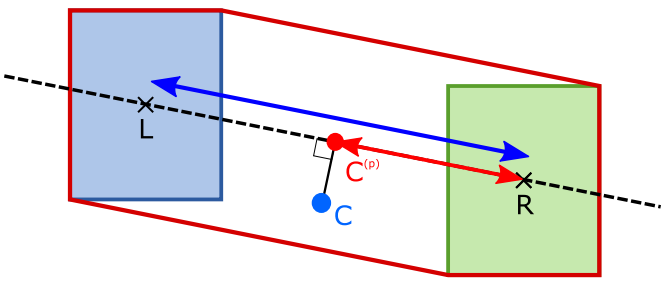
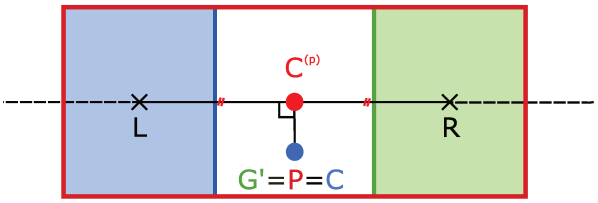


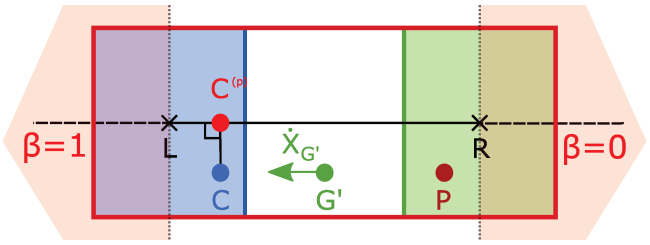
FIGURE 4.5 – Schéma des pieds vus de haut : distances relatives au calcul de β.

L'utilisation de β pour le partage des efforts entre les deux jambes, permet de réduire les effets des perturbations latérales. Pour mettre en évidence ce phénomène, fixons les COPs locaux P_L et P_R (non représentés sur les schémas) et prenons l'exemple suivant :

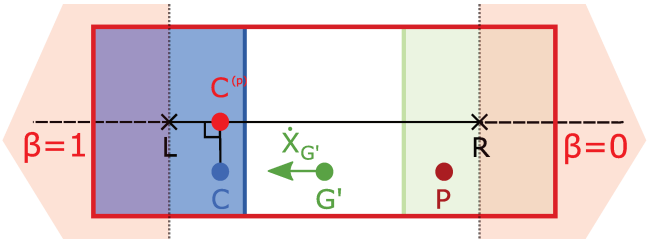
1. Le robot est debout dans une posture stable, pieds parallèles et côte-à-côte, et la compensation de gravité est active. Le GCOM (G') est au milieu des deux pieds. En statique, il est confondu avec le centre de pression global (P) et aussi avec le point de capture instantané (C). β est donc égale à 0.5.



2. On pousse le robot sur son côté droit, vers la gauche (perturbation purement latérale). D'après la dynamique du système modélisé en pendule inversé, ICP est à gauche du COM et le COP est à sa droite.



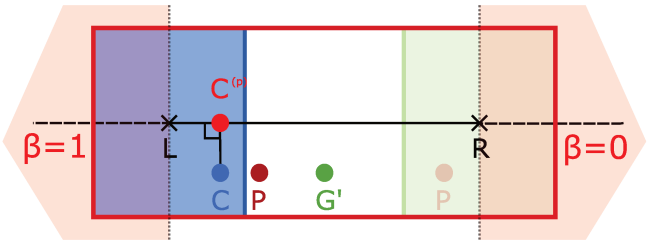
3. le ICP étant plus à gauche qu'initialement, $0.5 < \beta < 1$.



Remarques Si on compare les effets que peuvent avoir les autres coefficients de la littérature dans la même situation, on a :

- pour α_{COM} : $\alpha_{\text{COM},l} = 0.5$ et va tendre au fur et à mesure du déplacement du GCOM vers 1.
- pour α_{COP} : $0 < \alpha_{\text{COP},l} < 0.5$, ce qui aura pour effet de maintenir la dynamique.

4. le COP se déplace sur l'axe des centres de pression locaux (non représentés sur le schéma), et plus particulièrement vers la gauche (cf. équation (4.7)).



5. L'écart ICP-COP diminue et est beaucoup moins important qu'initialement.

Avec β, on est alors capable d'anticiper les perturbations notamment sur le plan latéral en transférant plus de poids sur une jambe, si on joue uniquement sur la répartition des efforts dans l'équation (4.7). Cependant, prendre en compte la position des pieds n'est pas suffisant.

Soit le cas suivant : ICP est proche des limites du polygone de sustentation mais reste sur la médiatrice du segment $[LR]$. β est égale à 0.5. Seulement dans ce cas, on se rapproche d'une situation instable et un pas de reprise d'équilibre est envisageable. Pour préparer le système à cette action, il faut alors transférer le poids de la machine vers la jambe qui deviendra support et permettre de libérer la jambe de vol pour que l'utilisateur puisse faire son pas. On introduit alors un second coefficient γ.

4.3.2 Distance aux bords

Soit $\gamma \in [0;1]$ un coefficient décrivant la proximité de ICP par rapport aux limites avant/arrière du polygone de sustentation.

Soit B la projection de C sur le bord avant/arrière le plus proche suivant l'axe $(\mathbf{C^{(p)}C})$, on pose $\mathbf{C^{(p)}C} = \lambda_\gamma.\mathbf{C^{(p)}B}$. γ est défini de la manière suivante (cf. figure (4.6)) :

- Si $\lambda_\gamma < 0$, alors $\gamma = 0$.
- Si $0 \leq \lambda_\gamma \leq 1$, alors

$$\gamma = \frac{\|\mathbf{C^{(p)}C}\|_2}{\|\mathbf{C^{(p)}B}\|_2} \tag{4.16}$$

- Si $\lambda_\gamma > 1$, alors $\gamma = 1$.

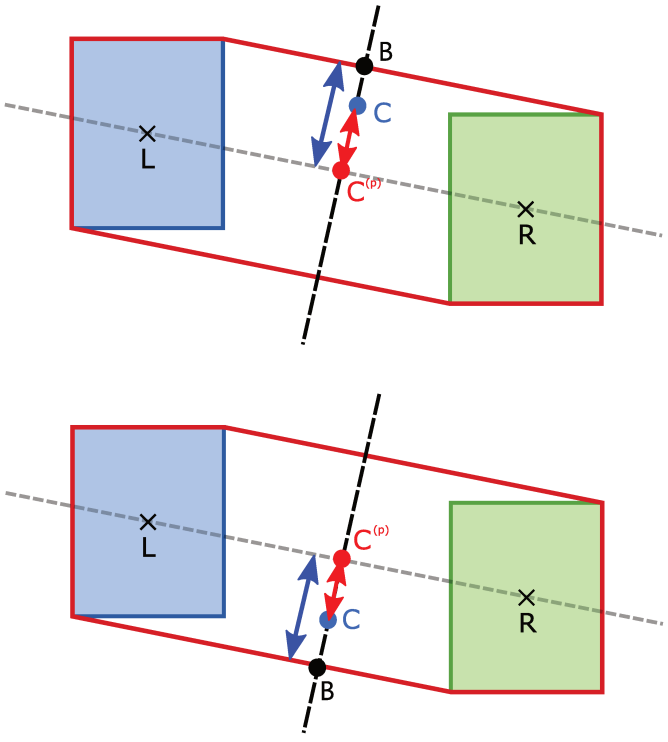


FIGURE 4.6 – Schéma des pieds vus de haut : distances relatives au calcul de γ dans le cas où le ICP est à l'avant du polygone (a) et dans le cas où le ICP est à l'arrière du polygone (b).

Maintenant que nous avons toutes les informations nécessaires relatives à la localisation du CIP dans le polygone de sustentation, on va pouvoir construire le coefficient de répartition des efforts α_l.

4.3.3 Coefficients de répartition des efforts

On veut que le coefficient de répartition de la jambe gauche $\alpha_{\text{ICP},l}$ soit fonction de β (distance à la cheville gauche) et de γ (distance au bord avant/arrière le plus proche) précédemment présentés.

On construit $\alpha_{\text{ICP},l}$ de la manière suivante :

- on définit un paramètre γ_{min}. Si $\gamma < \gamma_{min}$:

$$\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma) = \beta \tag{4.17}$$

  Tant que γ est inférieur à γ_{min}, on considère que ICP est assez loin des bords et qu'il n'y a pas besoin d'anticiper un pas de reprise d'équilibre : β suffit.

- pour $\beta \geq 0.5$, on veut que $\alpha_{\text{ICP},l}$ soit de la forme :

$$\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma) = a_1\gamma^2 + b_1\gamma + c_1 \tag{4.18}$$

  avec a_1, b_1 et c_1 des réels positifs, et :

$$\begin{aligned} \alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma_{min}) &= \beta \\ \alpha_{\text{ICP},l}(\beta, 1) &= 1 \end{aligned}$$

  Lorsque γ est supérieur ou égal à γ_{min}, ICP est proche du bord avant (ou arrière) et on se rapproche d'une situation instable. On transfère progressivement le poids vers la jambe gauche (car $\beta \geq 0.5$) pour pouvoir libérer la jambe droite.

- pour $\beta < 0.5$, on veut que α_l soit de la forme :

$$\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma) = -a_2\gamma^2 + b_2\gamma + c_2 \tag{4.19}$$

  avec a_2, b_2 et c_2 des réels positifs et :

$$\begin{aligned} \alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma_{min}) &= \beta \\ \alpha_{\text{ICP},l}(\beta, 1) &= 0 \end{aligned}$$

  Lorsque γ est supérieur ou égal à γ_{min}, ICP est proche du bord avant (ou arrière) et on se rapproche d'une situation instable. On transfère progressivement le poids vers la jambe droite (car $\beta < 0.5$) pour pouvoir libérer la jambe gauche.

$\alpha_{\text{ICP},l}$ étant maintenant déterminé et comme on cherche à compenser exactement le poids et à réaliser la tâche demandée (cf. équations (4.8) et (4.9)), on déduit $\alpha_{\text{ICP},r}$:

$$\alpha_{\text{ICP},r} = 1 - \alpha_{\text{ICP},l} \tag{4.20}$$

De cette manière, on est capable de résister aux petites perturbations et surtout d'anticiper un pas de reprise d'équilibre en transférant le poids sur la jambe de support si ICP s'approche des bords. L'allure de la courbe de $\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma)$ a été choisie de telle sorte que la croissance soit faible dans un premier temps, puis forte lorsque γ tend vers 1, une autre courbe aurait pu être choisie.

En pratique, on prendra (cf. figure (4.7)) :

- $\gamma_{min} = 0.5$

- pour $\beta \geq 0.5$, les points de passage de la courbes sont :
  - $\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma_{min}) = \beta$
  - $\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma_{min} + 0.20.(1 - \gamma_{min})) = \beta + 0.10.(1 - \beta)$
  - $\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, 1) = 1$

  $\Rightarrow \alpha_{\text{ICP},l}(\beta \geq 0.5, \gamma \geq 0.5) = 2.5.(-\beta + 2.5).\gamma^2 + 1.75.(\beta + 1).\gamma + (0.75.\beta - 0.25)$

- pour $\beta < 0.5$, les points de passage de la courbe sont :
  - $\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma_{min}) = \beta$
  - $\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, \gamma_{min} + 0.20.(1 - \gamma_{min})) = \beta - 0.10.(1 - \beta)$
  - $\alpha_{\text{ICP},l}(\beta, 1) = 0$

  $\Rightarrow \alpha_{\text{ICP},l}(\beta < 0.5, \gamma \geq 0.5) = -2.5.\beta.\gamma^2 + 1.75.\beta.\gamma + 0.75.\beta$

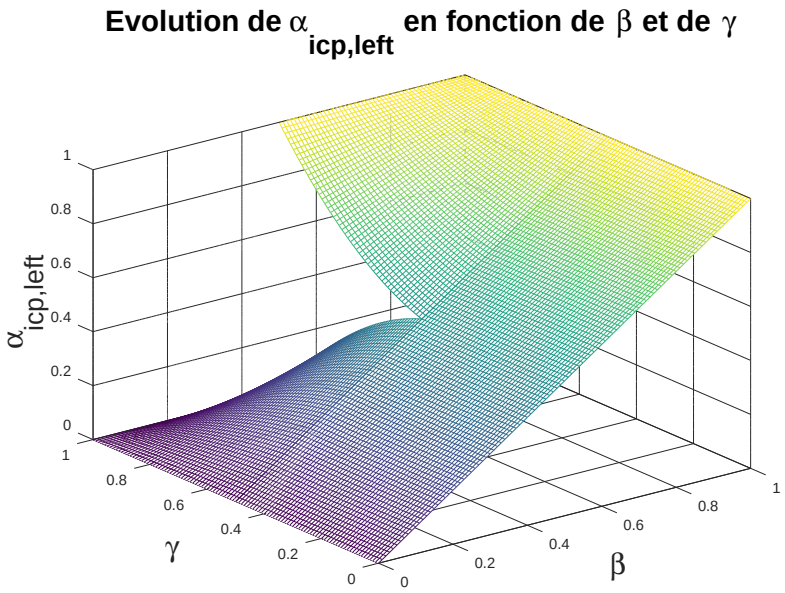


FIGURE 4.7 – Représentation du coefficient $\alpha_{\text{ICP},l}$ en fonction de β (indicateur de la proximité des pieds) et γ (indicateur de la proximité des bords avant/arrière), de l'exemple présenté ci-dessus

Remarque On observe une discontinuité de $\alpha_{\text{ICP},l}$ lorsque $\gamma > \gamma_{min}$ autour de $\beta = 0.5$. En pratique, on introduit un $\alpha_{\text{corr},l}$ qui prend comme consigne $\alpha_{\text{ICP},l}$ et qui assure une transition continue entre les différentes valeurs consignes. On pourra également mettre en place une transition du type hystérésis pour éviter des oscillations de consignes.

4.4 Centres de pression locaux

Dans la section 4.1, on a mis en évidence le rôle de la répartition des efforts sur les deux jambes dans l'équilibre du système bipède. Dans la section 4.3, on a déterminé une nouvelle répartition des efforts capable à la fois d'anticiper les perturbations latérales et faciliter le transfert d'effort, en particulier le poids de l'exosquelette, d'une jambe à l'autre. La prochaine étape avant de calculer les couples articulaires du robot qui produiront $\mathbf{W}_{act}$ de manière effective, est de déterminer les torseurs d'effort que chaque jambe devra produire, ainsi que leur point d'application, pour réaliser cet équilibre.

4.4.1 Calcul des centres de pression locaux

L'exosquelette étant en contact avec le sol via ses deux semelles, il possède alors deux COPs locaux gauche et droit, sur lesquels s'exercent les torseurs de réaction du sol. On commence alors par calculer ces COPs via une optimisation sous contrainte et à partir de :

- la consigne de COP global calculée dans le chapitre 3
- la répartition gauche/droite désirée calculée plus haut dans ce chapitre

Une fois que les COPs locaux sont déterminés, on calcule les couples articulaires à produire par le robot.

L'étude menée précédemment nous a permis de définir le torseur global des efforts de contact appliqué au COP global, puis de calculer la répartition désirée des efforts entre la jambe gauche et la jambe droite. L'objectif ici est de calculer la position des COPs locaux gauche et droit, $\mathbf{X}_{OP_l}$ et $\mathbf{X}_{OP_r}$, à partir de celle du COP global, $\mathbf{X}_{OP}$.

On rappelle l'équation à satisfaire (4.7) :

$$\mathbf{X}_{OP} = \alpha_l.\mathbf{X}_{OP_l} + \alpha_r.\mathbf{X}_{OP_r}$$

avec α_l et α_r, les coefficients de répartition gauche/droite des efforts et P, P_l et P_r étant tous les trois des points situés sur le plan du sol. Pour éviter d'alourdir les notations, on note α_l pour α_{ICP_l} et α_r pour α_{ICP_r}

En notant $\mathbf{r}_l = \begin{bmatrix} x_{Pl} \\ y_{Pl} \end{bmatrix}$ et $\mathbf{r}_r = \begin{bmatrix} x_{Pr} \\ y_{Pr} \end{bmatrix}$, les coordonnées dans le plan de P_l et P_r et $\mathbf{r} = \begin{bmatrix} x_P \\ y_P \end{bmatrix}$ les

coordonnées de P, soit :

$$\begin{bmatrix} x_P \\ y_P \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_l & 0 & \alpha_r & 0 \\ 0 & \alpha_l & 0 & \alpha_r \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} x_{P_l} \\ y_{P_l} \\ x_{P_r} \\ y_{P_r} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{r}_P = \mathbf{A}.\mathbf{R}$$

avec $\mathbf{A}$, une matrice 2×4 de rang 2, $\mathbf{r}_P$ la position 2D du COP global du système et $\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_l \\ \mathbf{r}_r \end{bmatrix}$, un vecteur de dimension 4 qui représente les positions 2D des COPs locaux (gauche puis droite).

On utilise la décomposition SVD pour écrire l'ensemble des solutions satisfaisant la contrainte ci-dessus :

$$\mathbf{A} = \mathbf{U}. \begin{bmatrix} diag(\mathbf{S}) & \mathbf{O}_{2\times 2} \end{bmatrix} . \mathbf{V}^t \tag{4.21}$$

où $\mathbf{U}$ est une matrice orthogonale 2×2 qui contient les valeurs propres de $\mathbf{A}\mathbf{A}^t$; $\mathbf{V}$ est une matrice 4×4 qui contient les valeurs propres de $\mathbf{A}^t\mathbf{A}$; $\mathbf{S}$ représente les valeurs singulières. La matrice $\mathbf{V}$ se décompose en $\mathbf{V} = \begin{bmatrix} \mathbf{V}_1 & \mathbf{V}_2 \end{bmatrix}$ où $\mathbf{V}_1$ et $\mathbf{V}_2$ sont des matrices 4×2. Les vecteurs colonnes de $\mathbf{V}_2$ constituent une base du noyau de $\mathbf{A}$.

Compte tenu de la forme particulière de $\mathbf{A}$, la décomposition en valeurs singulières prend la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} \alpha_l & 0 & \alpha_r & 0 \\ 0 & \alpha_l & 0 & \alpha_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} d & 0 & 0 & 0 \\ 0 & d & 0 & 0 \end{bmatrix} . \left(\frac{1}{d} \begin{bmatrix} \alpha_l & 0 & \alpha_r & 0 \\ 0 & \alpha_l & 0 & \alpha_r \\ -\alpha_r & 0 & \alpha_l & 0 \\ 0 & -\alpha_r & 0 & \alpha_l \end{bmatrix} \right) \tag{4.22}$$

avec :

$$d = \sqrt{\alpha_l^2 + \alpha_r^2}$$

Une solution particulière de cette équation est :

$$\tilde{\mathbf{R}} = \mathbf{A}^+ . \mathbf{r}_P \tag{4.23}$$

avec $\mathbf{A}^+ = \frac{1}{d^2} . \mathbf{A}^t$:

$$\tilde{\mathbf{R}} = \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} \\ \tilde{y}_{P_l} \\ \tilde{x}_{P_r} \\ \tilde{y}_{P_r} \end{bmatrix} = \frac{1}{d^2} \begin{bmatrix} \alpha_l & 0 \\ 0 & \alpha_l \\ \alpha_r & 0 \\ 0 & \alpha_r \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} x_P \\ y_P \end{bmatrix}$$

Cette solution représente la solution la plus proche du point O (l'origine du repère de référence) pour P_l et P_r.

Cependant, comme $\alpha_l + \alpha_r = 1$, on pourrait choisir comme solution particulière :

$$\tilde{\mathbf{R}} = \begin{bmatrix} x_P \\ y_P \\ x_P \\ y_P \end{bmatrix} \tag{4.24}$$

$\mathbf{V}_2$ décrit une base du noyau de $\mathbf{A}$, une solution appartenant à ce noyau s'écrit :

$$\hat{\mathbf{R}} = \mathbf{V}_2.\mathbf{z} \tag{4.25}$$

avec $\mathbf{V}_2 = \frac{1}{d}\begin{bmatrix} -\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_r \\ \alpha_l & 0 \\ 0 & \alpha_l \end{bmatrix}$ et $\mathbf{z}$, un vecteur de dimension 2 décrivant les composantes de $\mathbf{R}$ dans le noyau de $\mathbf{A}$ et qui ne modifie donc pas la position finale de $\mathbf{r}_P$.

On pose : $\mathbf{V}_{2,l} = \frac{1}{d}\begin{bmatrix} -\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_r \end{bmatrix}$ et $\mathbf{V}_{2,r} = \frac{1}{d}\begin{bmatrix} \alpha_l & 0 \\ 0 & \alpha_l \end{bmatrix}$.

L'ensemble des solution vérifiant l'équation (4.7) s'écrit :

$$\mathbf{R} = \tilde{\mathbf{R}} + \hat{\mathbf{R}} \tag{4.26}$$

Soit :

$$\begin{bmatrix} x_{P_l} \\ y_{P_l} \\ x_{P_r} \\ y_{P_r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} \\ \tilde{y}_{P_l} \\ \tilde{x}_{P_r} \\ \tilde{y}_{P_r} \end{bmatrix} + \frac{1}{d}\begin{bmatrix} -\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_r \\ \alpha_l & 0 \\ 0 & \alpha_l \end{bmatrix} \begin{bmatrix} z_0 \\ z_1 \end{bmatrix} \tag{4.27}$$

4.4.2 Choix du critère à optimiser

Parmi cet ensemble de solutions (4.27), on choisit via le vecteur $\mathbf{z}$ la solution qui optimise le critère choisi et qui donne une solution qui respecte la condition suivante :

> Si le robot bipède est initialement dans une posture stable en double support, alors il existe une solution de (4.7) qui donne pour un centre de pression global donné :
> - un centre de pression local gauche situé dans le polygone formé par la semelle gauche et affecté d'un poids α_l,
> - un centre de pression local droit situé dans le polygone formé par la semelle droite et affecté d'un poids α_r.

4.4.2.1 Un premier critère

Il existe une infinité de solutions permettant d'avoir le même COP global et la même répartition des efforts. La difficulté est de résoudre et de satisfaire la contrainte d'inclusion des COPs locaux dans les semelles. Pour ceci, on minimise pour chaque point, la distance euclidienne au centre de la semelle. Ce critère serait parfaitement adapté pour des semelles circulaires. Même si cela n'est pas le cas ici, on utilise ce critère pour produire une commande simple et pour éviter de devoir déterminer l'orientation des pieds. Si la solution obtenue ne nous permet pas de trouver une solution convenable, on sature les positions des COPs locaux sur le bord de la semelle et la position du COP global pourra être modifiée (on justifiera ce point dans la section 4.5).

Soit le critère suivant :

$$C_1 = \left(\begin{bmatrix} x_{Pl} \\ y_{Pl} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_{Cl} \\ y_{Cl} \end{bmatrix} \right)^2 + \left(\begin{bmatrix} x_{Pr} \\ y_{Pr} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_{Cr} \\ y_{Cr} \end{bmatrix} \right)^2 \tag{4.28}$$

avec $\begin{bmatrix} x_{Cl} \\ y_{Cl} \end{bmatrix}$ et $\begin{bmatrix} x_{Cr} \\ y_{Cr} \end{bmatrix}$ les positions cartésiennes sur le plan $(x; y)$ des centres des semelles gauche et droite respectivement. Dans ce critère, on note qu'on accorde la même importance aux deux pieds.

En remplaçant $\mathbf{r}_l$ et $\mathbf{r}_r$ par leur expression composée de la solution particulière et la solution appartenant au noyau de $\mathbf{A}$ (4.27), on a :

$$\begin{aligned}
C_1 &= \left(\mathbf{r}_l - \mathbf{r}_{C_l}\right)^2 + \left(\mathbf{r}_r - \mathbf{r}_{C_r}\right)^2 \\
C_1 &= \left(\left(\tilde{\mathbf{r}}_l + \mathbf{V}_{2,l}\mathbf{z}_1\right) - \mathbf{r}_{C_l} \right)^2 + \left(\left(\tilde{\mathbf{r}}_r + \mathbf{V}_{2,r}\mathbf{z}_1\right) - \mathbf{r}_{C_r} \right)^2 \\
C_1 &= \left(\left(\begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} \\ \tilde{y}_{P_l} \end{bmatrix} + \mathbf{V}_{2,l}\mathbf{z}_1 \right) - \begin{bmatrix} x_{C_l} \\ y_{C_l} \end{bmatrix} \right)^2 + \left(\left(\begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_r} \\ \tilde{y}_{P_r} \end{bmatrix} + \mathbf{V}_{2,r}\mathbf{z}_1 \right) - \begin{bmatrix} x_{C_r} \\ y_{C_r} \end{bmatrix} \right)^2
\end{aligned}$$

La solution de (4.7) minimisant C_1 s'écrit de la manière suivante :

$$\begin{aligned}
\mathbf{R}_1 &= \tilde{\mathbf{R}} + \left(-\mathbf{V}_2.(\mathbf{V}_2^t.\mathbf{V}_2)^{-1}.\left(\mathbf{V}_{2,l}^t \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} - x_{Cl} \\ \tilde{y}_{P_l} - y_{Cl} \end{bmatrix} + \mathbf{V}_{2,r}^t \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_r} - x_{Cr} \\ \tilde{y}_{P_r} - y_{Cr} \end{bmatrix} \right) \right) \\
\mathbf{R}_1 &= \tilde{\mathbf{R}} + \left(-\frac{1}{d^2}. \begin{bmatrix} -\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_r \\ \alpha_l & 0 \\ 0 & \alpha_l \end{bmatrix} . \left(\begin{bmatrix} -\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_r \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} - x_{Cl} \\ \tilde{y}_{P_l} - y_{Cl} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \alpha_l & 0 \\ 0 & \alpha_l \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_r} - x_{Cr} \\ \tilde{y}_{P_r} - y_{Cr} \end{bmatrix} \right) \right)
\end{aligned}$$

$$\mathbf{R}_1 = \tilde{\mathbf{R}} - \frac{1}{d^2}.\Bigg(\begin{bmatrix} \alpha_r^2 & 0 \\ 0 & \alpha_r^2 \\ -\alpha_l.\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_l.\alpha_r \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} - x_{Cl} \\ \tilde{y}_{P_l} - y_{Cl} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -\alpha_l.\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_l.\alpha_r \\ \alpha_l^2 & 0 \\ 0 & \alpha_l^2 \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_r} - x_{Cr} \\ \tilde{y}_{P_r} - y_{Cr} \end{bmatrix} \Bigg)$$

4.4.2.2 Un critère pondéré

Pour satisfaire la contrainte d'inclusion des COPs locaux dans leur support respectif dans de plus nombreux cas, on choisit de minimiser la distance euclidienne au carré du centre de pression local au centre de la semelle associé, pondérée par le coefficient de répartition gauche/droite du poids :

$$C_2 = \mathbf{H}_l.\Bigg(\begin{bmatrix} x_{Pl} \\ y_{Pl} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_{Cl} \\ y_{Cl} \end{bmatrix} \Bigg)^2 + \mathbf{H}_r.\Bigg(\begin{bmatrix} x_{Pr} \\ y_{Pr} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_{Cr} \\ y_{Cr} \end{bmatrix} \Bigg)^2 \tag{4.29}$$

avec $\mathbf{H}_l = \alpha_l.\mathbf{I}_2$ et $\mathbf{H}_r = \alpha_r.\mathbf{I}_2$.

Plus le coefficient est grand, plus le centre de pression local associé est proche du centre de pression global. Pour un centre de pression global et des coefficients α_l/α_r donnés, c'est la position du centre de pression local qui est modifiée et ce dernier peut potentiellement sortir du polygone de support afin de respecter la contrainte (4.7).

La pondération permet alors d'augmenter l'importance de l'objectif ayant le poids le plus fort et de contribuer un peu plus à l'inclusion du centre de pression local dans le polygone associé.

De la même manière que pour C_1, on écrit la solution de (4.7) minimisant C_2 de la manière suivante :

$$\begin{aligned}
\mathbf{R}_2 &= \tilde{\mathbf{R}} + \Bigg(- \mathbf{V}_2.(\mathbf{V}_{2,l}^t.\mathbf{H}_l.\mathbf{V}_{2,l} + \mathbf{V}_{2,r}^t.\mathbf{H}_r.\mathbf{V}_{2,r})^{-1}. \\
&\qquad \Bigg(\mathbf{H}_l.\mathbf{V}_{2,l}^t \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} - x_{Cl} \\ \tilde{y}_{P_l} - y_{Cl} \end{bmatrix} + \mathbf{H}_r.\mathbf{V}_{2,r}^t \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_r} - x_{Cr} \\ \tilde{y}_{P_r} - y_{Cr} \end{bmatrix} \Bigg)\Bigg) \\
\mathbf{R}_2 &= \tilde{\mathbf{R}} + \Bigg(- \mathbf{V}_2.d.\Bigg(\begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_r} - x_{Cr} \\ \tilde{y}_{P_r} - y_{Cr} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} - x_{Cl} \\ \tilde{y}_{P_l} - y_{Cl} \end{bmatrix} \Bigg)\Bigg) \\
\mathbf{R}_2 &= \tilde{\mathbf{R}} + \Bigg(- \begin{bmatrix} -\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_r \\ \alpha_l & 0 \\ 0 & \alpha_l \end{bmatrix} .\Bigg(\begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_r} - x_{Cr} \\ \tilde{y}_{P_r} - y_{Cr} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \tilde{x}_{P_l} - x_{Cl} \\ \tilde{y}_{P_l} - y_{Cl} \end{bmatrix} \Bigg)\Bigg)
\end{aligned}$$

Illustration

Pour illustrer l'intérêt de ce critère, on choisit un cas particulier :

- où les pieds sont rectangulaires de demie longueur l_x et de demie largeur l_y
- où les axes x et y correspondent aux axes principaux des pieds rectangulaires
- où les pieds sont parallèles.

Cela nous permet d'avoir 2 équations découplées à résoudre et à traiter indépendamment (cf. équation (4.27)) :

$$\begin{bmatrix} x_{P_l} \\ y_{P_l} \\ x_{P_r} \\ y_{P_r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_P \\ y_P \\ x_P \\ y_P \end{bmatrix} + \frac{1}{d} \begin{bmatrix} -\alpha_r & 0 \\ 0 & -\alpha_r \\ \alpha_l & 0 \\ 0 & \alpha_l \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} z_0 \\ z_1 \end{bmatrix}$$

On veut que le COP local soit situé à l'intérieur du polygone de la semelle, ce qui se traduit de la manière suivante :

$$\begin{cases} x_{Cl} - l_x \leq x_{P_l} \leq x_{Cl} + l_x \\ y_{Cl} - l_y \leq y_{P_l} \leq y_{Cl} + l_y \\ x_{Cr} - l_x \leq x_{P_r} \leq x_{Cr} + l_x \\ y_{Cr} - l_y \leq y_{P_r} \leq y_{Cr} + l_y \end{cases}$$

Tout d'abord, on s'intéresse à la direction x. On cherche à minimiser le maximum du couple $(|x_{P_l} - x_{Cl}|, |x_{P_r} - x_{Cr}|)$:

$$\max(|x_{P_l} - x_{Cl}|, |x_{P_r} - x_{Cr}|)$$

$$\max(|x_P - \frac{\alpha_r}{d}.z_0 - x_{Cl}|, |x_P + \frac{\alpha_l}{d}.z_0 - x_{Cr}|)$$

La solution est telle que :

$$|x_P - \frac{\alpha_r}{d}.z_0 - x_{Cl}| = |x_P + \frac{\alpha_l}{d}.z_0 - x_{Cr}|$$

Ce qui se traduit par deux possibilités selon que les valeurs entre valeurs absolues sont de même signe ou non :

$$x_P - \frac{\alpha_r}{d}.z_0 - x_{Cl} = x_P + \frac{\alpha_l}{d}.z_0 - x_{Cr}$$

ou

$$x_P - \frac{\alpha_r}{d}.z_0 - x_{Cl} = -x_P - \frac{\alpha_l}{d}.z_0 + x_{Cr}$$

Soit :

$$z_0 = d(x_{Cr} - x_{Cl})$$

ou

$$z_0 = d\left(\frac{x_{Cr} + x_{Cl} - 2.x_P}{\alpha_l + \alpha_r}\right)$$

On reporte ces valeurs dans les solutions :

$$\begin{bmatrix} x_{P_l} \\ x_{P_r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_P \\ x_P \end{bmatrix} + \frac{1}{d}.\begin{bmatrix} -\alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix}.d.(x_{Cr} - x_{Cl}) \tag{4.30}$$

ou

$$\begin{bmatrix} x_{P_l} \\ x_{P_r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_P \\ x_P \end{bmatrix} + \frac{1}{d}.\begin{bmatrix} -\alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix}.d.\left(\frac{x_{Cr} + x_{Cl} - 2.x_P}{\alpha_l + \alpha_r}\right) \tag{4.31}$$

De même, on a dans la direction y, les solutions sont les suivantes :

$$\begin{bmatrix} y_{P_l} \\ y_{P_r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_P \\ y_P \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -\alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix}.(y_{Cr} - y_{Cl}) \tag{4.32}$$

ou

$$\begin{bmatrix} y_{P_l} \\ y_{P_r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_P \\ y_P \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -\alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix}.\left(\frac{y_{Cr} + y_{Cl} - 2.y_P}{\alpha_l + \alpha_r}\right) \tag{4.33}$$

On remarque alors que les équations (4.30) et (4.32) correspondent aux solutions trouvées pour le critère C_2. Pondérer les objectifs dans le critère revient alors à minimiser le maximum du couple $(|x_{P_l} - x_{Cl}|, |x_{P_r} - x_{Cr}|)$.

4.4.2.3 Exemple

- Position du centre de masse G' : $\mathbf{r}_{G'} = \begin{bmatrix} 1 & -2 \end{bmatrix}^t$
- Position du centre de la semelle gauche C_l : $\mathbf{r}_{C_l} = \begin{bmatrix} -6.5 & 3.5 \end{bmatrix}^t$
- Position du centre de la semelle droite C_r : $\mathbf{r}_{C_r} = \begin{bmatrix} 4.5 & -2.5 \end{bmatrix}^t$

- Coefficient de répartition gauche/droite du poids : $\alpha_{\text{ICP},l} = 0.3$ et $\alpha_{\text{ICP},r} = 0.7$

On obtient alors les résultats suivant :

$$\tilde{\mathbf{R}} = \begin{bmatrix} 0.46 & -1.07 & 1.21 & -2.41 \end{bmatrix}^t$$

$$\mathbf{R}_1 = \begin{bmatrix} -6.6 & 2.83 & 4.26 & -4.07 \end{bmatrix}^t$$

$$\mathbf{R}_2 = \begin{bmatrix} -6.7 & 2.2 & 4.3 & -3.8 \end{bmatrix}^t$$

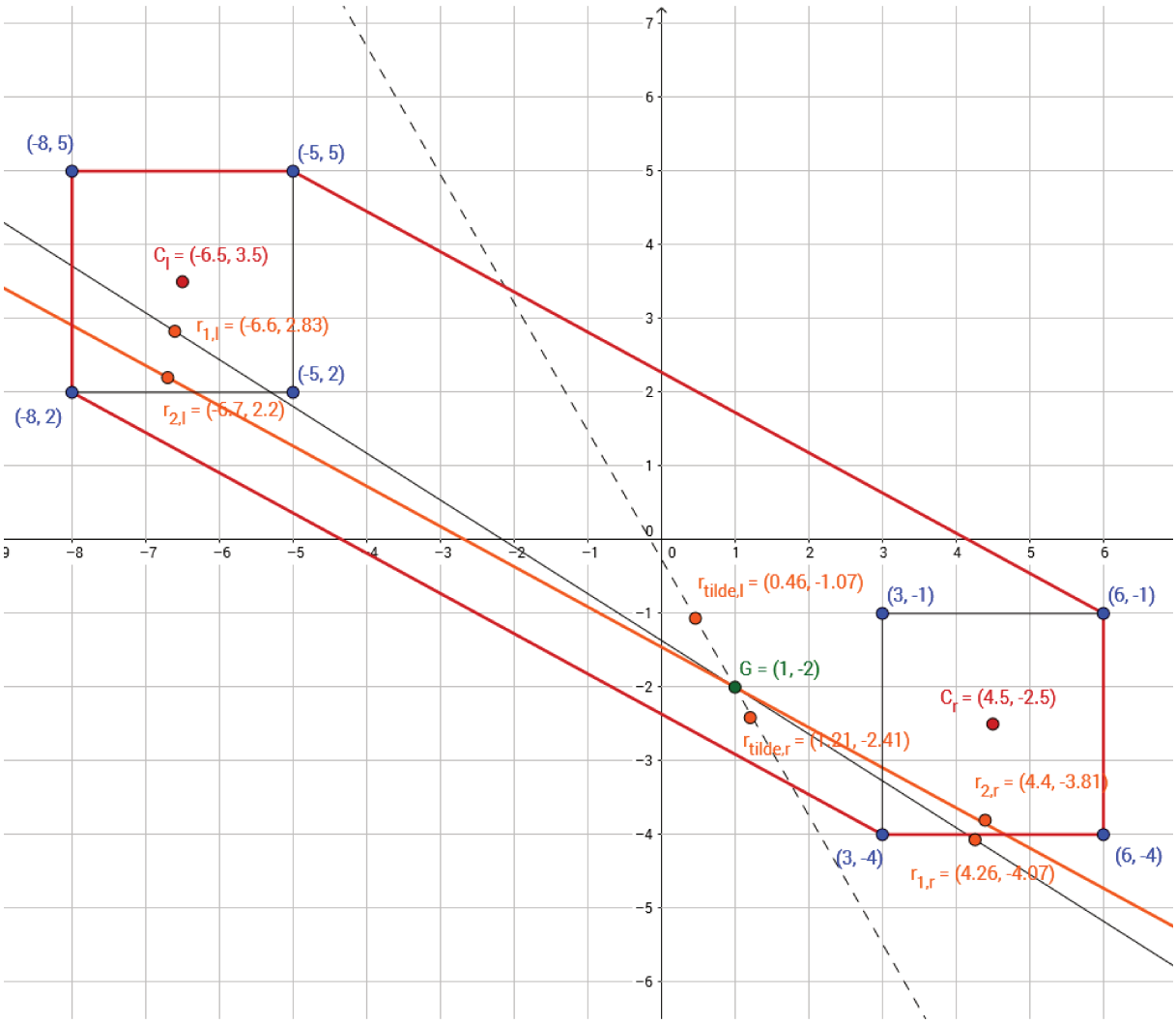


FIGURE 4.8 – Exemple de calcul des centres de pression locaux

Sur la figure (4.8), on observe que les COPs locaux donnés par le critère C_1 ($\mathbf{R}_1$), notamment celui de droite ($\mathbf{r}_{1,r}$), se trouve à l'extérieur de la semelle droite. En revanche, ceux donnés par le critère C_2

($\mathbf{R}_2$) sont tous les deux situés dans leur semelle respective. Par ailleurs, la solution $\mathbf{R}_2$ se rapproche de la solution géométrique proposée par PRATT ET AL. [111] pour déterminer les *vitual toe points* qui sont, des COPs locaux commandés (cf. section 4.2.2).

4.4.3 Limites de la méthode

Cette méthode ne nous garantit pas à cent pour cent l'inclusion des centres de pression locaux dans leur polygone de support respectif. En effet, le problème d'optimisation formulé précédemment garantit l'équilibre mais c'est le critère qu'on minimise qui permet d'obtenir des solutions susceptibles d'appartenir aux polygones de support semelles. Pour pallier ce problème en saturant la position des COPs locaux : soit l'axe passant par les différents COPs obtenus, si les solutions obtenues sont en dehors, on les projette suivant cet axe sur les polygones de support associés. Dans ce cas, on maintient la répartition désirée mais on n'obtient plus le COP global désiré déterminé dans le chapitre 3. Cela veut dire qu'on rend prioritaire la répartition des efforts calculée aux dépens de la position du COP global, on justifiera ce choix dans la section suivante.

4.5 Conséquences sur le centre de pression global

On souhaite ici mettre en avant les conséquences de prioriser la répartition des efforts désirée avant le COP global, sur la correction d'équilibre. On rappelle que les coefficients $\alpha_{\text{ICP},l}$ et $\alpha_{\text{ICP},r}$ permettent de passer d'un modèle simple du système global à un modèle bipède. Ils permettent de distribuer l'effort à produire (compensation de gravité + effort de correction d'équilibre) sur les deux jambes, de manière efficace.

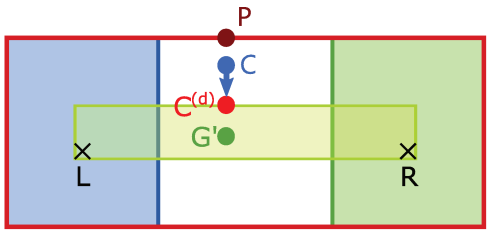
Les différents COPs sont reliés entre eux de la manière suivante (cf. équation (4.7)) :

$$\mathbf{X}_{OP} = \alpha_{\text{ICP},l}.\mathbf{X}_{OP_l} + \alpha_{\text{ICP},r}.\mathbf{X}_{OP_r}$$

Pour un COP global (P) donné et une répartition ($\alpha_{\text{ICP},l}/\alpha_{\text{ICP},r}$) imposée, tant que la solution de cette équation donne des COPs locaux (P_l et P_r) à l'intérieur des polygones des pieds, le comportement du système n'est pas modifié. Le COP local doit rester à l'intérieur du polygone de support du pied pour éviter que le pied ne pivote sur son arête, tandis que le COP global doit rester dans le polygone de sustentation.

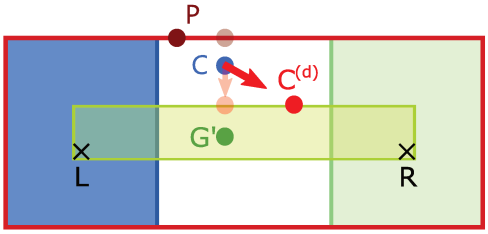
Si P_l et P_r sont chacun dans leur polygone respectif, le comportement reste celui qui est prévu. Autrement dit :

- si l'exosquelette est en mode « transparent », les points P et G' sont confondus et l'équilibre statique/quasi-statique est assurée
- si l'exosquelette est en mode « correction d'équilibre » quel qu'il soit, la position de P est calculée de manière à faire converger C vers sa consigne $C^{(d)}$, comme le montre l'exemple ci-dessous :



Par contre, dès qu'un des deux COPs (P_l ou P_r) sort de son support, on le projette sur son polygone (cf. section 4.4.3). En saturant la position du COP local sur son support et en imposant la répartition, le COP global est modifié : P se déplace alors sur l'axe $(P_l P_r)$ et le comportement global est modifié.

Dans l'exemple, $\beta \geq 0.5$ donc $\alpha_{\text{ICP},l} \to 1$. P se rapproche du pied gauche et la direction de la correction est alors modifiée. Or l'objectif de cette correction est de ramener le ICP à l'intérieur de la zone de stabilité, cette modification a alors peu d'impact sur cet objectif final :



La répartition des efforts basée sur la position du ICP continue alors de respecter notre objectif de correction d'équilibre, même si la direction de correction est légèrement modifiée. En effet, elle reste compatible avec notre objectif de départ qui est de ramener le ICP dans une zone stable et elle permet d'assister l'utilisateur en facilitant le transfert du poids du robot sur une jambe avant de faire un pas. Pour notre application, on n'a pas besoin d'une correction très précise : le simple fait de revenir dans la zone de stabilité et non à un point particulier nous suffit.

Maintenant qu'on a vu les conséquences de la répartition des efforts sur le système, on va pouvoir calculer les couples articulaires de l'exosquelette. Dans la section suivante, on suppose qu le robot est entièrement actionné et on présentera la méthode de calcul des couples articulaires qui prend en compte le modèle multi-corps : le robot est composé en réalité de deux chaînes de segments considérés comme des corps rigides, qui sont symétriques et qui se rejoignent au dos.

4.6 Calcul des couples articulaires pour un système entièrement actionné

4.6.1 Récapitulatif

4.6.1.1 Commande en double support

1. Dans le chapitre 3, on a déterminé un comportement global en fonction du mode de commande activé. Ce comportement est défini via la dynamique du ICP désirée et le calcul d'un COP global.
    - Vérification de l'inclusion du COP global dans le polygone de sustentation.
    - Calcul du COP global saturé.
2. Dans le chapitre 4, on détermine une répartition des efforts capable d'accompagner l'utilisateur dans le transfert d'effort d'une jambe à l'autre. Ensuite, on calcule les COPs locaux respectant cette répartition.
    - Vérification de l'inclusion des COPs locaux dans leur semelle respective.
    - Calcul des COPs locaux saturés.
    - Modification du COP global (objectifs de correction d'équilibre et de répartition des efforts conservés).

4.6.1.2 Equilibre du système

Au début de ce chapitre, nous avons écrit l'équilibre du système en double support, ce qui nous a permis, dans la section 4.4, de calculer les COPs locaux. On rappelle qu'on néglige les effets dynamiques et l'équilibre du système bipède dans le repère monde $\mathcal{R}_0 = (O; x_0; y_0; z_0)$ s'écrit (cf. équation (4.1)) :

$$\mathbf{W}_l + \mathbf{W}_r + \mathbf{W}_{grav} = \mathbf{W}_{corr}$$

avec $\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{W}_l + \mathbf{W}_r$.

Si on ne veut qu'assurer la compensation de gravité, notamment pour le mode « transparent », le torseur représentant l'ensemble des efforts à produire par l'exosquelette s'écrit :

$$\mathbf{W}_{corr} = \mathbf{0}$$

Ainsi, on détermine complètement les torseurs de réaction du sol appliqués sur chaque semelle pour réaliser cet équilibre :

- Torseur de réaction du sol sur la semelle gauche $\mathbf{W}_l$:
    - Point d'application : le centre de pression local gauche P_l et $\mathbf{X}_{P_l} = \begin{bmatrix} x_{P_l} & y_{P_l} & 0 \end{bmatrix}^t$
    - Dans le repère $(P_l) = (P_l; x_0; y_0; z_0)$:

$$\mathbf{W}_l^{(P_l)} = \left\{ \begin{array}{cc} \alpha_l . f_{corr,x} & 0 \\ \alpha_l . f_{corr,y} & 0 \\ -\alpha_l . f_{grav,z} & 0 \end{array} \right\}_{(P_l)}$$

- Torseur de réaction du sol sur la semelle droite $\mathbf{W}_r$:
  - Point d'application : le centre de pression local droit P_r et $\mathbf{X}_{P_r} = \begin{bmatrix} x_{P_r} & y_{P_r} & 0 \end{bmatrix}^t$
  - Dans le repère $(P_r) = (P_r; x_0; y_0; z_0)$:

$$\mathbf{W}_r^{(P_r)} = \left\{ \begin{array}{cc} \alpha_r . f_{corr,x} & 0 \\ \alpha_r . f_{corr,y} & 0 \\ -\alpha_r . f_{grav,z} & 0 \end{array} \right\}_{(P_r)}$$

Cela signifie que si ces deux torseurs de réaction sont réalisés par le sol, l'exosquelette réalisera les tâches demandées. On peut alors calculer les couples articulaires nécessaires à l'exosquelette pour compenser la gravité et corriger son équilibre si nécessaire. Pour cela, on propose une résolution dynamique par équilibre successif des corps pour prendre en compte le modèle multi-corps ou poly-articulé du robot.

4.6.2 Modèle dynamique du système multi-corps

Soit l'exosquelette en double support sur le sol et supposé complètement actionné (cf. figure (4.9)).

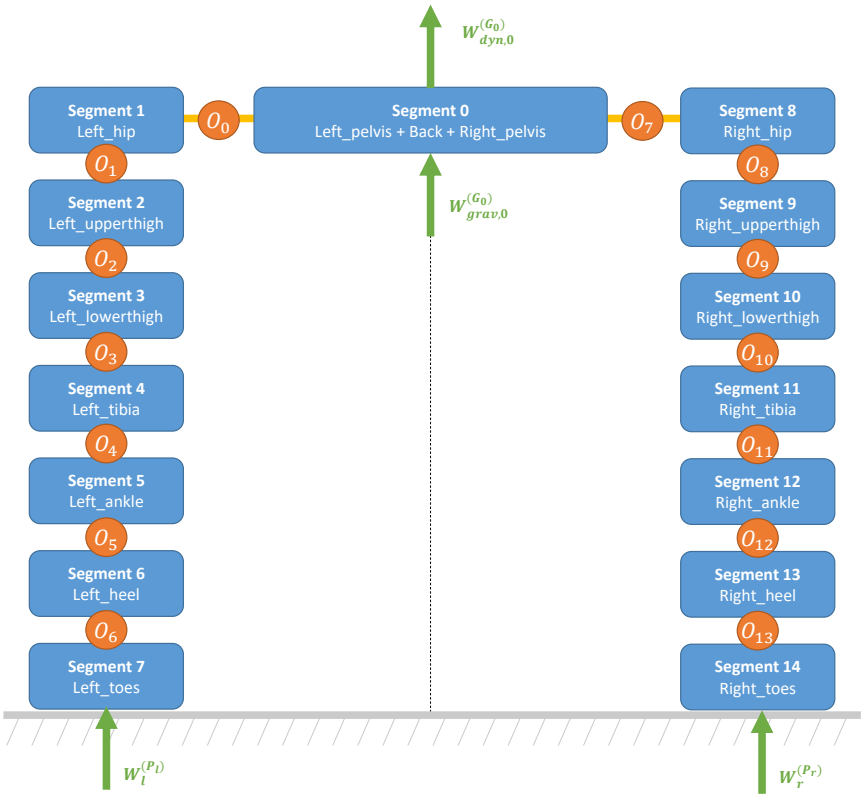


FIGURE 4.9 – Paramétrisation de l'exosquelette avec un modèle multi-corps en double support.

On a alors 7 articulations par jambe, numérotées de 0 à 13. Le segment 0 représente la base flottante de l'exosquelette composée du dos, du pelvis gauche et du pelvis droit.

Soit la variable $\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_0 & \mathbf{q} \end{bmatrix}^t$ permettant de décrire l'ensemble de la dynamique de l'exosquelette avec :

- $\mathbf{X}_0 = \begin{bmatrix} x_0 & y_0 & z_0 & \theta_x & \theta_y & \theta_z \end{bmatrix}^t$ représentant la position et l'orientation cartésienne du segment 0, la base flottante de l'exosquelette.
- $\mathbf{q} = \begin{bmatrix} q_0 & \dots & q_{13} \end{bmatrix}^t$ représentant les positions articulaires.

On a alors $\dim(\mathbf{Q}) = 20 \times 1$.

Soit l'équation de la dynamique du système articulé complet :

$$\hat{\mathbf{I}}(\mathbf{Q}).\ddot{\mathbf{Q}} + \hat{\mathbf{C}}(\mathbf{Q}, \dot{\mathbf{Q}}) + \hat{\mathbf{G}}(\mathbf{Q}) = \mathbf{\Gamma} + \hat{\mathbf{J}}_l^t(\mathbf{Q}).\mathbf{W}_l + \hat{\mathbf{J}}_r^t(\mathbf{Q}).\mathbf{W}_r \tag{4.34}$$

avec :

$\hat{\mathbf{I}}(\mathbf{Q})$	la matrice d'inertie de taille 20×20
$\hat{\mathbf{C}}(\mathbf{Q}, \dot{\mathbf{Q}})$	le vecteur représentant les forces de Coriolis et centrifuge de taille 20×1
$\hat{\mathbf{G}}(\mathbf{Q})$	le vecteur de gravité de taille 20×1
$\mathbf{\Gamma} = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{6\times1} & \boldsymbol{\tau} \end{bmatrix}^t$	le vecteur des couples articulaires de taille 20×1
$\hat{\mathbf{J}}_l(\mathbf{Q}) = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{6\times6} & \mathbf{J}_l \end{bmatrix}$	la matrice jacobienne du point de contact P_l de taille 6×20 dont les 6 premières colonnes sont nulles (base flottante)
$\hat{\mathbf{J}}_r(\mathbf{Q}) = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{6\times6} & \mathbf{J}_r \end{bmatrix}$	la matrice jacobienne du point de contact P_r de taille 6×20 dont les 6 premières colonnes sont nulles (base flottante)

Les 6 premières lignes de l'équation (4.34) représente la dynamique de la base flottante (le segment 0) et les 14 suivantes, la dynamique du système articulé.

Sachant qu'on ne considère que les situations à faibles vitesses (quasi-statiques) et qu'on néglige les effets dynamiques, l'équation (4.34) s'écrit :

$$\hat{\mathbf{G}}(\mathbf{Q}) = \mathbf{\Gamma} + \hat{\mathbf{J}}_l^t(\mathbf{Q}).\mathbf{W}_l + \hat{\mathbf{J}}_r^t(\mathbf{Q}).\mathbf{W}_r \tag{4.35}$$

Le calcul fait dans les sections précédentes sur le répartition des efforts et le calcul des COP locaux nous ont permis de satisfaire au mieux, les équations de la dynamique de la base flottante (6 premières équations). On ne considère ici que la partie articulaire, ce qui nous donne :

$$\mathbf{G}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau} + \mathbf{J}_l^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_l + \mathbf{J}_r^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_r \tag{4.36}$$

avec $\dim(\mathbf{J}_l) = \dim(\mathbf{J}_r) = 6 \times 14$.

Les couples articulaires se calculent alors de la façon suivante :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_l^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_l - \mathbf{J}_r^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_r \tag{4.37}$$

Par une méthode itérative que l'on va présenter dans la section suivante, on écrit les équilibres successifs de chaque corps pour calculer ce vecteur de couples articulaires $\boldsymbol{\tau}$ à produire par l'exosquelette.

4.6.3 Méthode itérative de calcul

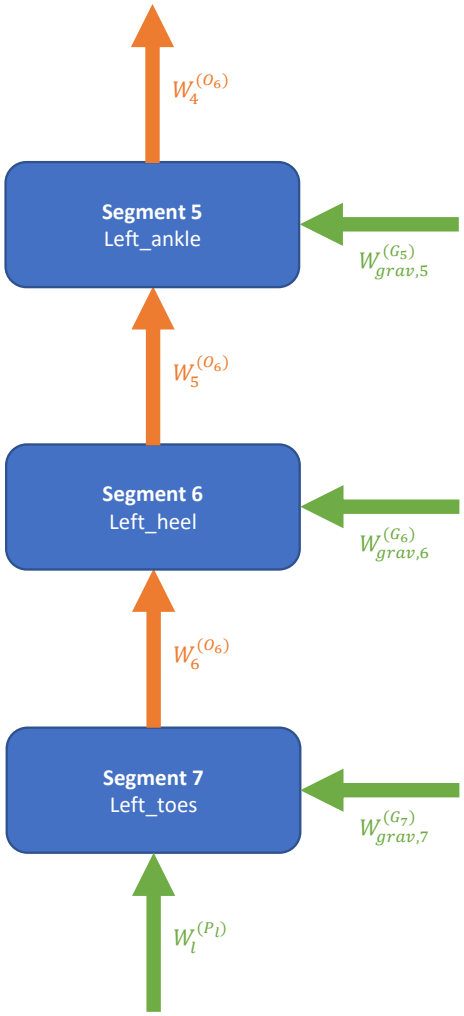


FIGURE 4.10 – Schéma représentant les équilibres successifs des corps rigides 5, 6, 7 : les flèches vertes représentent les torseurs exercés entre l'environnement et les différents segments du robot et les flèches oranges, représentent les torseurs produits par les articulations.

Soient les matrices jacobiennes suivantes :

- de la jambe gauche, centrée et réduite dans le repère $(O_6) = (O_6; x_6; y_6; z_6)$:

$$\mathbf{J}_l^{(O_6)} = \begin{bmatrix} \mathbf{j}_0^{(O_6)} & \dots & \mathbf{j}_6^{(O_6)} & \mathbf{0}_{6\times 7} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (\mathbf{O_6O_1} \times \mathbf{u}_0)^{(O_6)} & \dots & \mathbf{0}_{3\times 7} & \mathbf{0}_{3\times 7} \\ \mathbf{u}_0^{(O_6)} & \dots & \mathbf{u}_6^{(O_6)} & \mathbf{0}_{3\times 7} \end{bmatrix}$$

- de la jambe droite, centrée et réduite dans le repère $(O_{13}) = (O_{13}; x_{13}; y_{13}; z_{13})$:

$$\mathbf{J}_r^{(O_{13})} = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{6\times 7} & \mathbf{j}_7^{(O_{13})} & \dots & \mathbf{j}_{13}^{(O_{13})} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3\times 7} & (\mathbf{O_{13}O_7} \times \mathbf{u}_7)^{(O_{13})} & \dots & \mathbf{0}_{3\times 7} \\ \mathbf{0}_{3\times 7} & \mathbf{u}_7^{(O_{13})} & \dots & \mathbf{u}_{13}^{(O_{13})} \end{bmatrix}$$

Les deux jambes peuvent être traitées indépendamment mais la méthode est la même : on part de l'extrémité de la jambe (la semelle) et on remonte vers la base flottante.

On commence par calculer les couples articulaires de la jambe gauche numérotés de 0 à 6 :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_l^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_l - \underbrace{\mathbf{J}_r^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_r}_{\mathbf{0}_{7\times 1}} \tag{4.38}$$

Pour illustrer les calculs, on s'appuie sur la figure (4.10) qui illustre l'équilibre des corps rigide 5, 6 et 7.

Isolons le corps 7 représentant le corps rigide "*left_toes*".
D'après l'équation (4.37), le couple articulaire de l'articulation 6 s'écrit :

$$\tau_6 = G_6 - (\mathbf{j}_6^{(O_6)})^t.\Big(\underbrace{\mathbf{Ad}_{(H_{P_l}^{O_6})^{-1}}.\mathbf{W}_l^{(P_l)}}_{\mathbf{w}_l^{(O_6)}}\Big) \tag{4.39}$$

avec :

$$G_6 = -(\mathbf{j}_6^{(O_6)})^t.\Big(\underbrace{\mathbf{Ad}_{(H_{G_7}^{O_6})^{-1}}.\mathbf{W}_{grav,7}^{(G_7)}}_{\mathbf{w}_{grav,7}^{(O_6)}}\Big)$$

avec $\mathbf{W}_{grav,7}^{(G_7)}$ représentant le torseur gravité du segment 7 exprimé dans le repère $(G_7) = (G_7; x_0; y_0; z_0)$.
G_6 représente alors le couple articulaire exercé en O_6 afin de compenser la gravité du corps 7.

Le couple articulaire exercé en O_6 s'écrit donc de la manière suivante :

$$\tau_6 = -(\mathbf{j}_6^{(O_6)})^t.\Big(\underbrace{\mathbf{W}_{grav,7}^{(O_6)} + \mathbf{W}_l^{(O_6)}}_{\mathbf{w}_6^{(O_6)}}\Big) \tag{4.40}$$

On fait de même pour chacun des autres corps.
On isole le corps 6 représentant le corps rigide "*left_heel*" pour calculer le couple τ_5. Puis c'est au tour du corps 5 "*left_ankle*" pour le couples τ_4 et ainsi de suite jusqu'au corps 1 "*left_hip*" pour le couple τ_0 :

$$\tau_5 = -(\mathbf{j}_5^{(O_6)})^t.\Big(\underbrace{\mathbf{W}_{grav,6}^{(O_6)} + \mathbf{W}_6^{(O_6)}}_{\mathbf{w}_5^{(O_6)}}\Big) \tag{4.41}$$

...

$$\tau_0 = -(\mathbf{j}_0^{(O_6)})^t.\Big(\underbrace{\mathbf{W}_{grav,1}^{(O_6)} + \mathbf{W}_1^{(O_6)}}_{\mathbf{W}_0^{(O_6)}}\Big) \tag{4.42}$$

On procède de la même manière pour les couples articulaires de la jambes droite, numérotés de 7 à 13 :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \underbrace{\mathbf{J}_l^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_l}_{\mathbf{O}_{7\times 1}} - \mathbf{J}_r^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_r \tag{4.43}$$

Ainsi, en partant d'un équilibre global du système, d'abord avec un modèle simple, puis avec un modèle à deux points de contact, on obtient les efforts que le sol doit appliquer sur le système pour que ce dernier réalise les tâches demandées. On calcule ensuite les couples articulaires de l'exosquelette à partir du modèle dynamique poly-articulé et par une méthode itérative présentée ci-dessus, on obtient le vecteur complet des couples articulaires que l'exosquelette devra produire pour réaliser la correction d'équilibre et la compensation de gravité, s'il était entièrement actionné. On a donc une compensation de gravité exacte d'un système multi-corps par équilibres successifs des différents corps rigides qui le composent.

4.7 Passage du double support en simple support

Nous venons de présenter une méthode qui permet de réaliser le torseur $\mathbf{W}_{gr}$ pour un robot bipède en double support composé de plusieurs corps rigides. Grâce aux coefficients $\alpha_{\text{ICP},l/r}$ que nous avons introduit précédemment, on va pouvoir garder une continuité entre le calcul des couples articulaires des jambes de support en phase de double et simple support, ce qui nous permet de passer facilement de l'un à l'autre. Ainsi dans cette section, on décrit comment les couples articulaires sont calculés lorsque l'exosquelette est en mode « correction d'équilibre avec changement de support ».

Si le système est en simple support, cela implique que le α de la jambe de support est égal à 1 et le α de la jambe de vol est égal à 0. D'après l'équation (4.7), on a alors suivant la jambe de support :

$$\mathbf{X}_{OP} = \mathbf{X}_{OP_l}$$

ou

$$\mathbf{X}_{OP} = \mathbf{X}_{OP_r}$$

A partir de là, on connaît le torseur complet de réaction du sol, $\mathbf{W}_{gr}$, exercé sur la semelle de la jambe de support et appliqué au centre de pression du système en simple support :

$$\mathbf{W}_{gr}^{(P)} = \left\{ \begin{array}{cc} 0 & f_{corr,x} \\ 0 & f_{corr,y} \\ 0 & -f_{grav,z} \end{array} \right\}_{(P)}$$

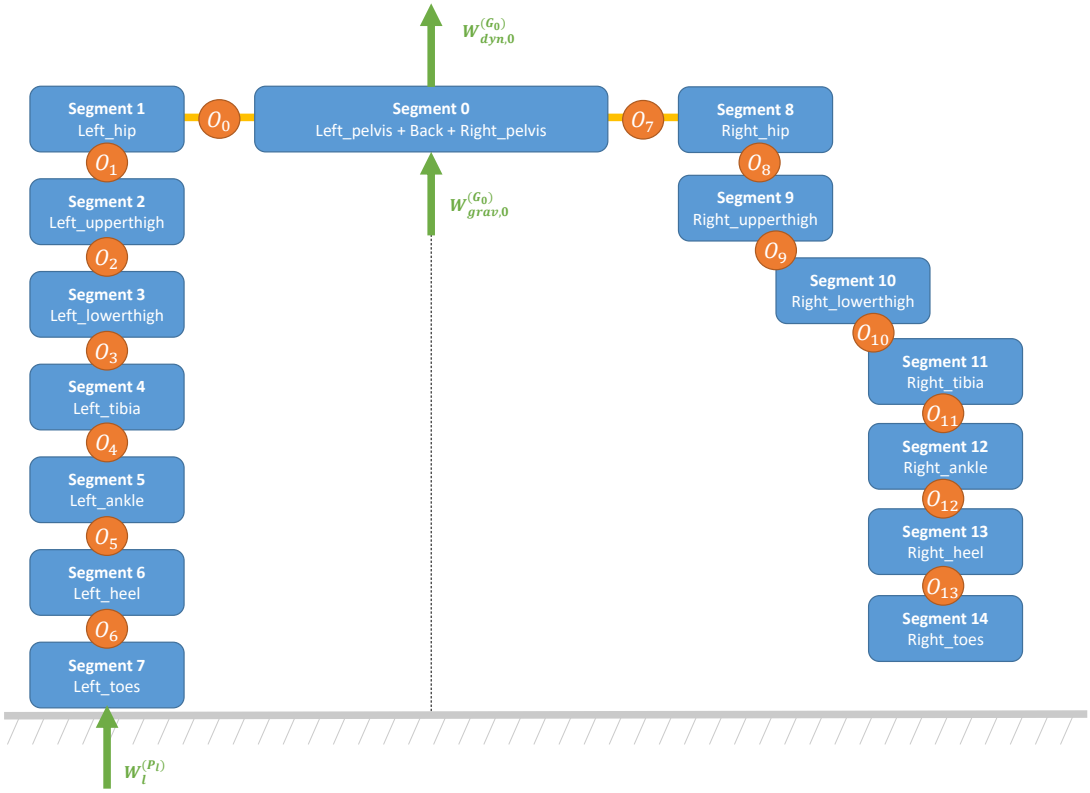


FIGURE 4.11 – Paramétrisation de l'exosquelette avec un modèle multi-corps en simple support gauche.

Si on reprend l'équation (4.37) et qu'on l'applique à la situation de simple support gauche comme illustré sur la figure (4.11), on a $\mathbf{W}_{gr}^{(P)} = \mathbf{W}_{l}^{(P_l)}$ et les couples articulaires se calculent de la manière suivante :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_l^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_l - \mathbf{J}_r^t(\mathbf{q}).\underbrace{\mathbf{W}_r}_{\mathbf{O}_{6\times 1}} \tag{4.44}$$

Soit :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_l^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_l \tag{4.45}$$

avec $\boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{st} & \boldsymbol{\tau}_{sw} \end{bmatrix}^t$, $(.)_{st}$ indique la jambe de support et $(.)_{sw}$ la jambe de vol.

De la même manière que dans la sous-section 4.6.3, on ajuste le calcul des couples articulaires de la

jambe de support par une méthode itérative (ici la jambe de support est la jambe gauche) : de la flexion de la semelle jusqu'à l'abduction de la hanche ; pour produire les efforts demandés. Le vecteur $\boldsymbol{\tau}_{st}$ inclut la correction d'équilibre et la compensation du poids du robot entier par la jambe de support. En effet, grâce à l'utilisation d'un coefficient de répartition tel que α, il est inutile de préciser à l'articulation la plus haute de la jambe de support - autrement dit dans notre cas l'articulation constituant l'abduction/adduction de la hanche ("*hip*") - qu'elle doit porter l'intégralité du poids du dos et de la jambe de vol.

Quant à la jambe de vol (qui dans notre exemple est la jambe droite), elle doit elle aussi compenser la gravité pendant que la jambe de support produit les efforts de support, la partie jambe de vol de l'équation (4.45) donne :

$$\tau_r = \mathbf{G}_r(\mathbf{q}) \tag{4.46}$$

Au final, on obtient l'ensemble des couples articulaires réalisant :

- la compensation de poids du robot par la jambe de support,
- la correction d'équilibre pour assister le pas de l'utilisateur en favorisant le mouvement dans le sens du pas,
- la compensation de poids de la jambe de vol du robot si nécessaire,

en simple support et en double support.

Tous les calculs menés jusqu'ici sont valables pour un robot dont l'ensemble des articulations sont motorisés. On verra dans le chapitre suivant qu'en réalité, l'exosquelette n'a pas toutes ses articulations motorisées et qu'il va falloir prendre en compte cet aspect pour générer des couples articulaires plus adéquats.

On peut maintenant comparer α_{ICP} proposé avec les coefficients de la littérature (α_{COM} et α_{COP}) et montrer son efficacité face aux perturbations à travers des simulations simples.

4.8 Simulations

Les simulations sont faites dans l'environnement de simulation physique XDE (cf. annexe B) et on considère EMY-Balance comme étant un système entièrement actionné. On prendra en compte son actionnement particulier dans le chapitre suivant.

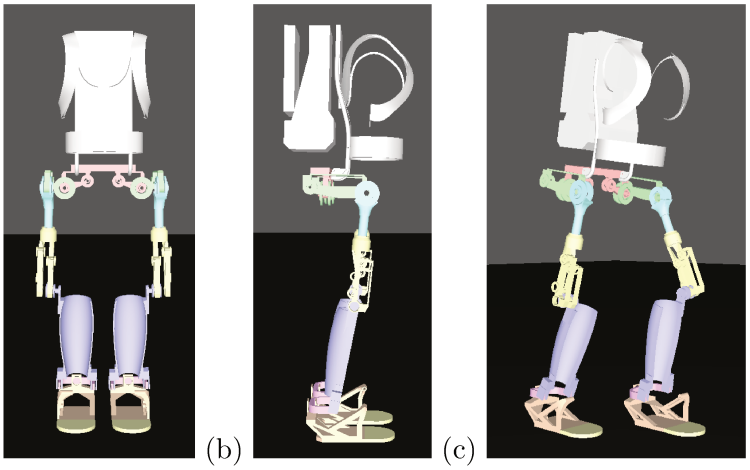
L'axe x pointe vers la droite, l'axe y vers l'avant, et z vers le haut.

On propose 3 simulations pour illustrer ce chapitre axé autour de la répartition des efforts :

1. on met en évidence la modification de la position du COP global du torseur de correction d'équilibre, lorsque les COPs locaux sont saturés pour respecter la condition de l'équilibre dynamique ;
2. on reprend les résultats de la simulation présentée dans la section 3.5.2 pour montrer l'évolution

des coefficients de répartition des efforts ;

3. on compare α_{ICP} avec α_{COM} et α_{COP}.



(a) (b) (c)

FIGURE 4.12 – L'exosquelette EMY-Balance simulé dans XDE.

4.8.1 Influence de la répartition sur la correction sur le centre de pression global

Dans cette simulation, on cherche à mettre en évidence le phénomène de modification de la commande présenté dans la section 4.5. En faisant de la répartition α notre priorité, la position des COPs locaux sature rapidement et cela modifie la position du COP global. Par conséquent, la direction de la force de correction est elle aussi modifiée.

On rappelle que pour activer les modes de commande, on perturbe l'exosquelette via une force cartésienne externe $\mathbf{F}_{push}$ qu'on assimile à une intention de l'utilisateur et on observe la réponse de l'exosquelette. Cette force est appliquée au centre du segment représentant le dos de l'exosquelette et pendant t_{push} secondes.

Le scénario est le suivant :

1. État initial : l'exosquelette est dans une posture stable en double support, la jambe gauche devant la jambe droite. L'exosquelette est en mode « transparent ».

2. A $t \simeq 0.42$ s, on applique une force de perturbation vers l'avant $\mathbf{F}_{push} = \begin{bmatrix} 0 & 40\text{N} & 0 \end{bmatrix}^t$ pendant $t_{push} = 0.1$ s. Le mode de commande « correction d'équilibre sans changement de support » est activé (avec $K_c/w_0 = 3.03$).

3. État final : l'exosquelette retrouve le mode « transparent ».

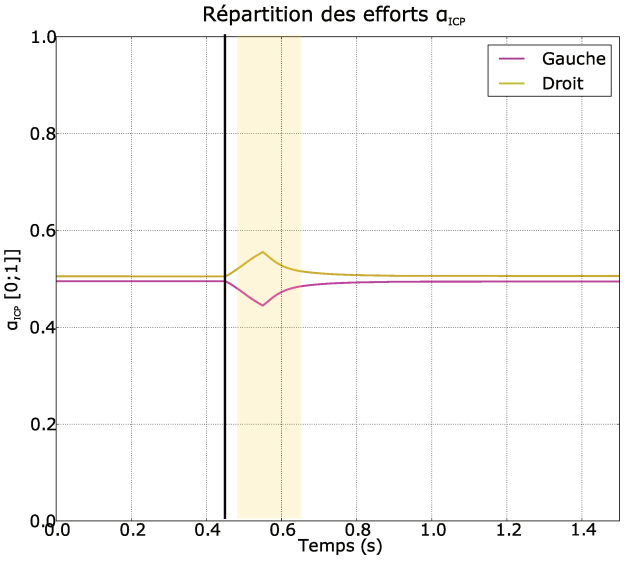


FIGURE 4.13 – Courbes représentant la répartition $\alpha_{\mathrm{ICP},l}/\alpha_{\mathrm{ICP},r}$ compris entre 0 et 1.

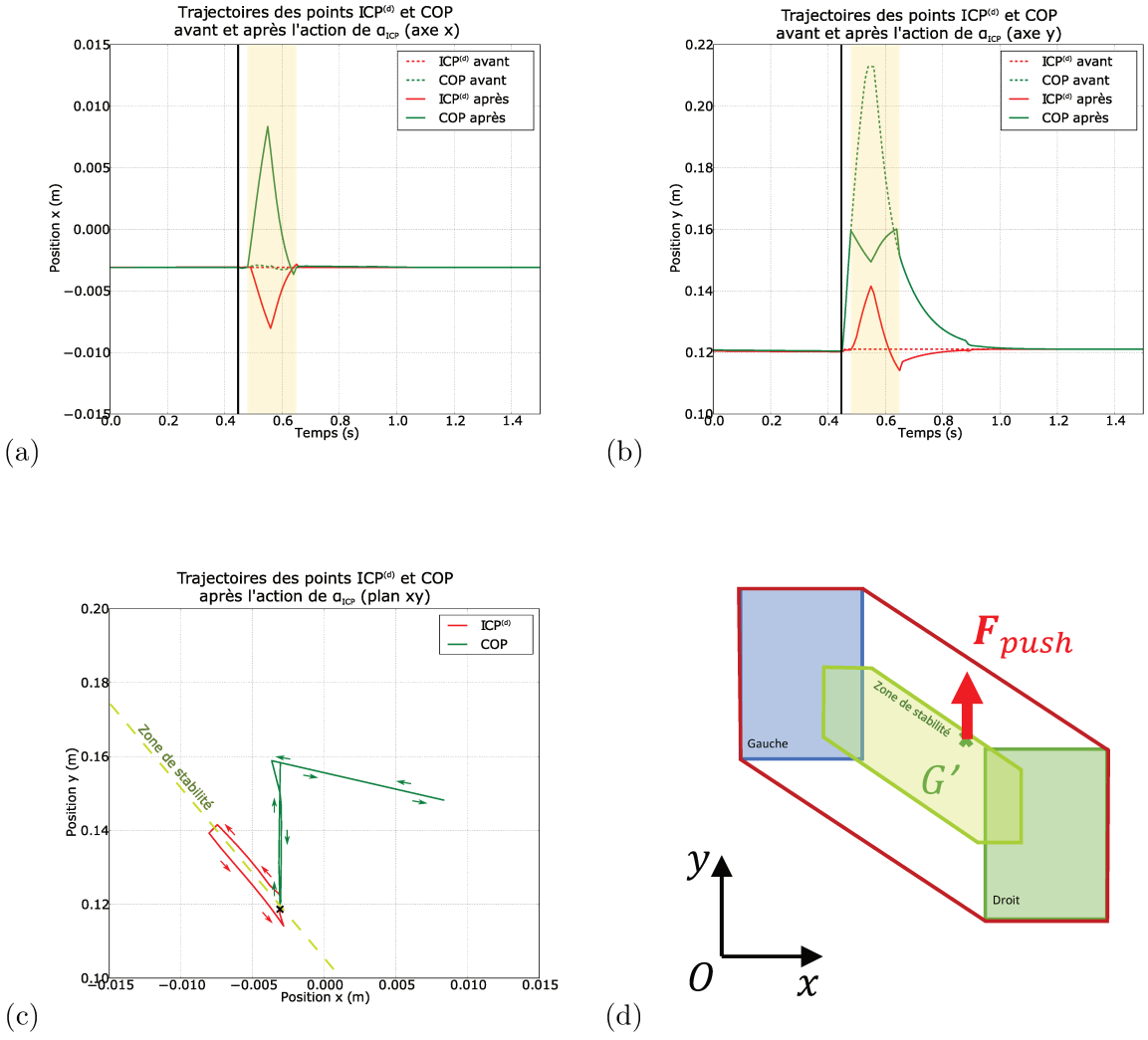
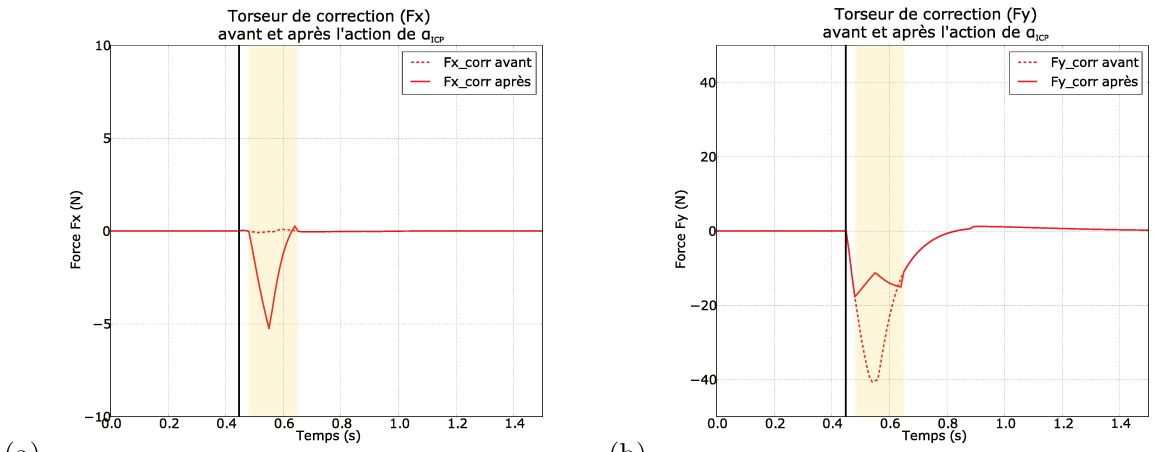


FIGURE 4.14 – (a) et (b) représentent les trajectoires du COP global et du ICP désiré, suivant l'axe x et suivant l'axe y respectivement, avant (théorique) et après (effectif) l'action de la répartition α_{ICP} sur la correction d'équilibre. (c) représente le ICP désiré et le COP global effectifs sur le plan 2D (x ;y). (d) Schéma représentant le placement des pieds, le polygone de sustentation et la zone de stabilité.



(a) (b)

FIGURE 4.15 – Courbes représentant la force de correction avant (théorique) et après (effectif) l'action de la répartition α_{ICP}.

Sur les différentes courbes ci-dessus, la ligne continue noire représente le moment où $\mathbf{F}_{push}$ est appliqué : $t \simeq 0.42$ s. Initialement, le ICP désiré (ICP$^{(d)}$) est au bord de la zone de stabilité (SZ) et la distribution des efforts est telle que $(\alpha_{\text{ICP},l}; \alpha_{\text{ICP},r}) = (0.505; 0.495)$. A $t \simeq 0.42$ s, le ICP sort rapidement de la SZ et le mode « correction d'équilibre sans changement de support » est activé. La contribution de la jambe droite augmente au fur et à mesure qu'on s'approche des bords du polygone (cf. figure (4.13)). La zone jaune signifie que les COPs locaux sont saturés et par conséquent, le COP global est modifié. On rappelle que la répartition α_{ICP} est prioritaire sur le COP global. Sur la figure (4.14), on observe les trajectoires du ICP désiré et du COP global théoriques en pointillés (avant l'action de la répartition des efforts sur la correction) et effectifs en trait continu (après l'action de la répartition des efforts sur la correction). La figure (4.14.c) permet de mieux visualiser ces trajectoires sur le plan (x ;y) et on note que le ICP désiré est bien contraint le long de la zone de stabilité. Le COP global étant modifié, cela implique que le ICP désiré effectif est différent de sa valeur théorique : en effet, la direction de la force de correction est elle aussi modifiée (trait continu) comme on peut le remarquer sur la figure (4.15).
Par ailleurs, les limites du polygone de sustentation ne sont pas dessinées car elle sont éloignées de la zone d'observation des courbes : pendant toute la simulation, le COP global est bien situé à l'intérieur du polygone de sustentation.

Bien que la force de correction effective soit différente de la force de correction théorique calculée initialement par la commande, cette simulation montre que l'objectif de ramener le ICP à la frontière de la SZ est toujours réalisé.

4.8.2 Commande de la gestion d'équilibre

Un des avantages de la répartition des efforts $\alpha_{\text{ICP,l}}/\alpha_{\text{ICP,r}}$, en plus de l'amélioration de la stabilité latérale, est l'anticipation du pas avec le transfert d'effort d'une jambe à l'autre. Quand le ICP s'approche un peu trop des bords, la jambe qui s'apprête à devenir la jambe de support voit sa contribution augmenter et atteindre 1 : la phase de simple support commence.

On reprend les résultats de simulation du chapitre 3, section 3.5. La figure (4.16) illustre les trois modes de commande dans le plan sagittal (axe y) et ici, on s'intéresse particulièrement à la perturbation numéro 3, qui représente une forte perturbation ($\mathbf{F}_{push} = \begin{bmatrix} 0 & 150\text{N} & 0 \end{bmatrix}^t$ et $t_{push} = 0.15$ s) entraînant la nécessité de faire un pas de récupération d'équilibre ($t_s = 1$ s) :

⇒ Le mode « correction d'équilibre avec changement de support » s'active. La commande détecte ce troisième mode et assiste le pas en envoyant le ICP désiré devant (dans la direction du pas) et ainsi produire un effort faisant converger le ICP courant vers sa consigne à l'avant.

L'un des points qu'on veut mettre en évidence dans ce chapitre, est l'adaptation de la contribution de chaque jambe dans la production d'effort : sur la figure (4.17), on observe bien la contribution de la jambe gauche passer à 1 puisque celle-ci devient jambe de support lorsque l'exosquelette passe en phase de simple support. A l'inverse, la contribution de la jambe droite passe à 0. En effet, il est nécessaire de libérer cette jambe pour laisser l'utilisateur la guider pour faire le pas.

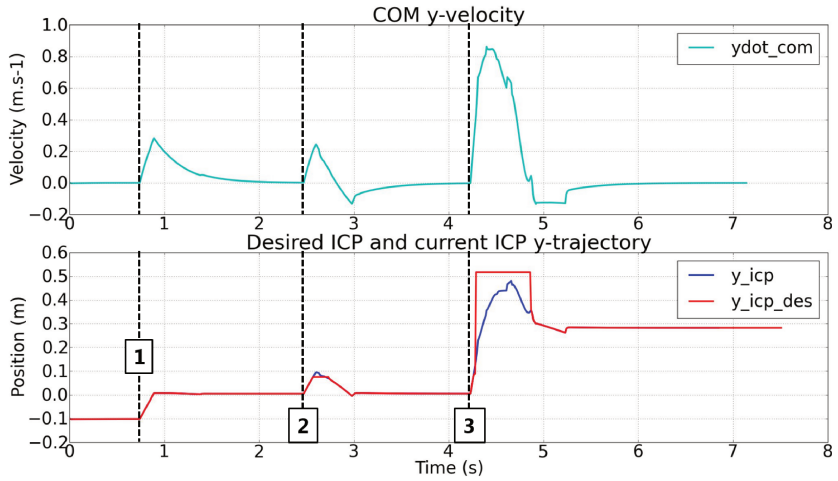


FIGURE 4.16 – Plan sagittal : Trajectoires du ICP désiré et du ICP courant mises en parallèle avec les perturbations représentées par la vitesse du COM [127].

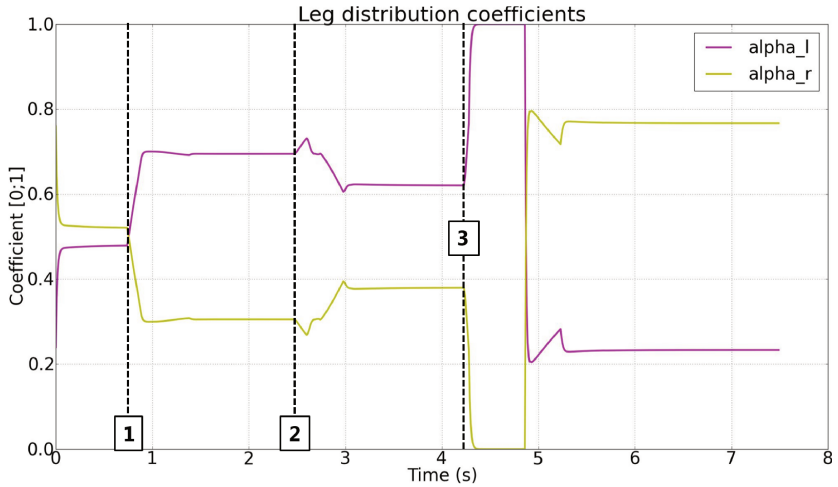


FIGURE 4.17 – Coefficients α_l et α_r correspondant à la contribution de la jambe gauche et de la jambe droite respectivement [127].

4.8.3 Comparaison des différentes distributions

Dans cette partie, on cherche à comparer les résultats de notre commande avec des coefficients de répartition gauche/droit calculés à partir de :

- la méthode suivant la position du COM α_{COM} (cf. section 4.2.1)
- la méthode suivant la position du COP α_{COP} (cf. section 4.2.2)
- la méthode suivant la position du ICP α_{ICP} (cf. section 4.3)

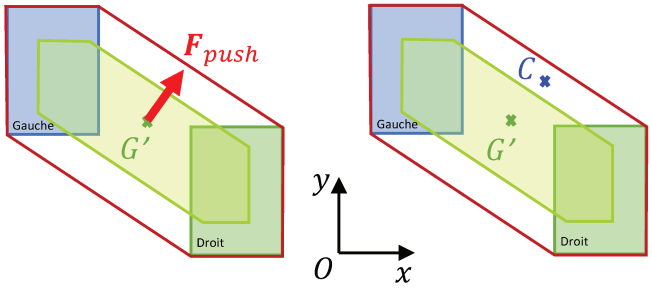


FIGURE 4.18 – Illustration du scénario simulé

Le scénario est le suivant (cf. figure (4.18)) :

1. État initial : l'exosquelette est dans un état stable, la jambe gauche devant la jambe droite et les pieds sont parallèles, il est en mode « transparent ».
2. $t = 0.5$s, on applique une force de perturbation $\mathbf{F}_{push} = \begin{bmatrix} 30\text{N} & 30\text{N} & 0 \end{bmatrix}^t$ pendant $t_{push} = 0.1$s. La perturbation fait sortir le ICP à l'extérieur de SZ, le mode « correction d'équilibre sans changement de support » est activé. La commande corrige la position du ICP et le ramène dans SZ représentée par le ICP désiré ($K_c/w_0 = 3.03$).
3. État final : l'exosquelette est dans un état stable, il est en mode « transparent ».

Sur les différentes figures qui suivent, on garde le même code couleur : en vert la méthode COP, en bleu la méthode COM et en rouge la méthode ICP. La zone rouge représente la durée pendant laquelle est appliquée $\mathbf{F}_{push}$.

La figure (4.19) représente les différents coefficients de répartition gauche/droit (α_l/α_r) des trois méthodes. On remarque que comme la perturbation est vers l'avant, la contribution de la jambe gauche $\alpha_{\text{ICP},l}$ augmente rapidement (jambe de devant), d'une part parce que ICP se rapproche du centre de la semelle gauche et d'autre part parce que ICP se rapproche du bord du polygone de sustentation. α_{COM} et α_{COP} ne dépendent pas de la distance aux bords mais seulement de la projection du COM et du COP sur des axes particuliers, c'est pourquoi $\alpha_{\text{COM}} \simeq 0.5$ tout au long du mouvement et $\alpha_{\text{COP}} \simeq 0.5$ aussi, sauf à la fin du mouvement où le retour dans SZ est instable et génère un pic pour la méthode COP.

La figure (4.20) représente la valeur absolue de la vitesse du ICP selon l'équation (3.3), autrement dit la conséquence de la répartition des efforts choisie sur la dynamique du système. Cette vitesse est caractéristique du déséquilibre subi par le système : plus cette vitesse est grande, plus le ICP est éloigné du COP et plus la dynamique est grande. On observe alors que l'utilisation de α_{ICP} réduit le déséquilibre subi par le système.

La figure (4.21.(a)) représente les COPs globaux effectifs engendrés par les différents coefficients α_{COM}, α_{COP} et α_{ICP} sur le plan tangentiel, selon l'équation (4.7). La figure (4.21.(b)) représente la position du ICP. Globalement, on peut remarquer que la commande de gestion d'équilibre est meilleure avec la répartition des efforts calculée à partir de la position du ICP (courbes rouges) : elle ne présente pas d'instabilités au retour du ICP dans la zone de stabilité SZ.

Avec cette simulation, on veut montrer que l'utilisation des coefficients de répartition basés sur la position du ICP apporte plus de stabilité (ne génère pas de pics dans la commande), notamment sur la stabilité latérale, en faisant croître plus rapidement la contribution de la jambe du côté de la perturbation, que les deux autres méthodes basées respectivement sur la position du COM [135] et sur la position du COP [111].

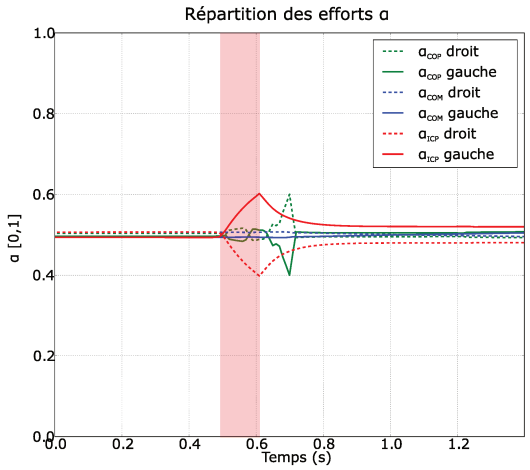


FIGURE 4.19 – Graphe représentant les différentes distributions des efforts sur les jambes suivant les méthodes : (vert) suivant la position du COP - (bleu) suivant la position du COM - (rouge) suivant la position du ICP

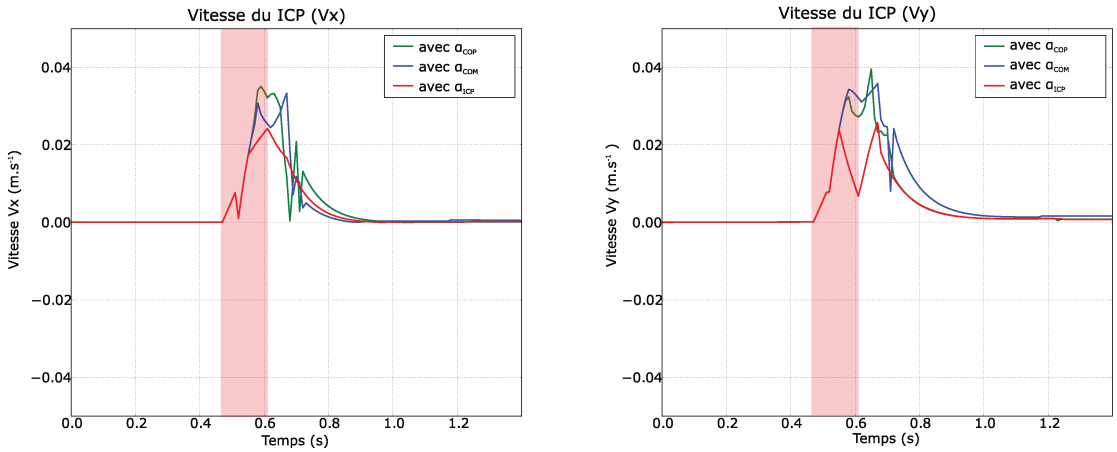
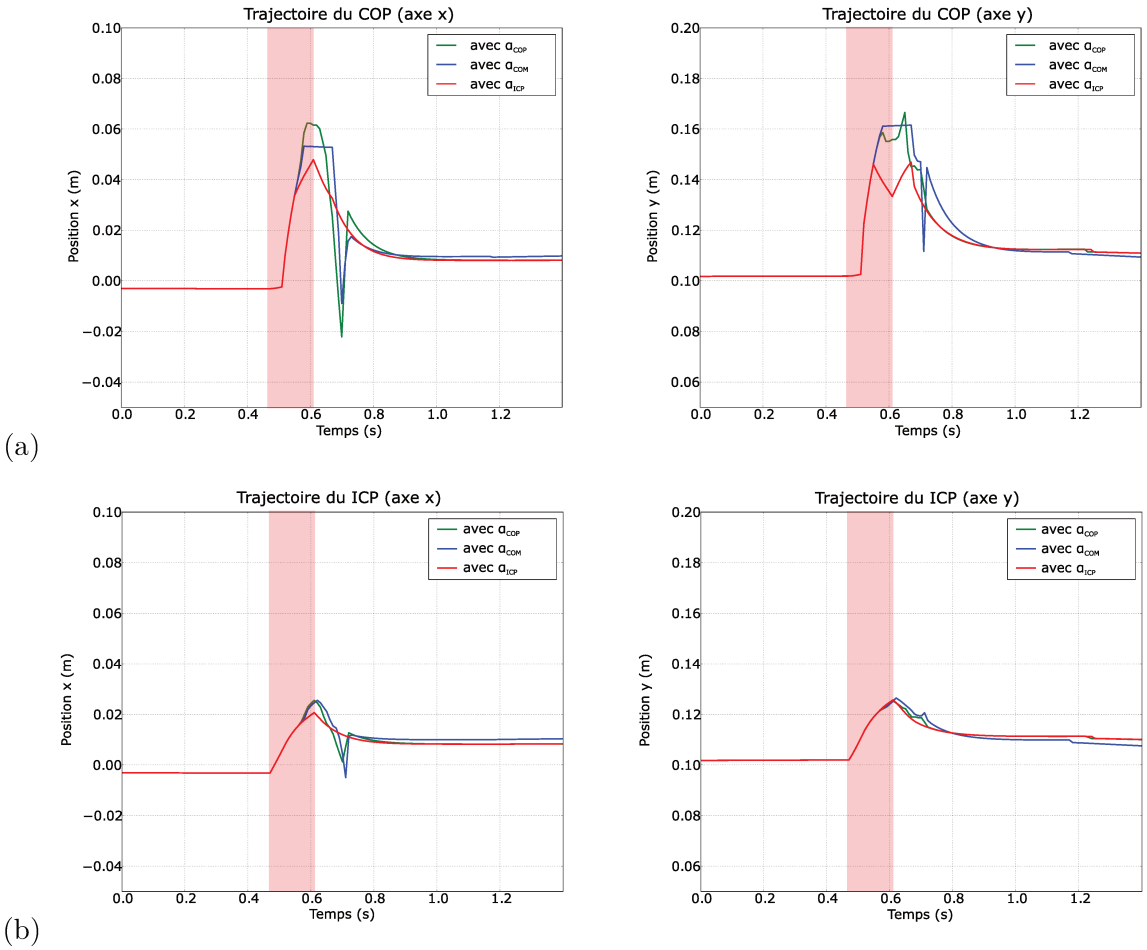


FIGURE 4.20 – Résultats de simulations pour comparer l'impact des différentes distributions des efforts sur la vitesse du ICP, caractéristique du déséquilibre.



(a)

(b)

FIGURE 4.21 – Résultats de simulations pour comparer l'impact des différentes distributions des efforts sur la position du COP global (a) et sur la position du ICP (b).

4.9 Conclusion

Ce chapitre est consacré à l'influence de la répartition gauche/droite des efforts et plus précisément à la modulation de l'amplitude des torseurs de réaction du sol exercés aux centres de pression locaux, sur la commande de gestion d'équilibre. En effet, contrôler l'équilibre de l'exosquelette, c'est contrôler les efforts de contact.

Dans le chapitre 3, on a calculé le torseur de correction qui permettait au système de revenir dans un état qu'on qualifie d'équilibre, c'est-à-dire en mode « transparent », en utilisant seulement le modèle de pendule inversé linéaire (LIP) pour décrire le comportement global de l'exosquelette. Cependant le modèle LIP, ne permet pas de mettre en évidence l'implication des deux jambes dans la production de l'effort désiré. Dans la première section de ce chapitre, on écrit l'équilibre global du système modélisé en pendule inversé linéaire type compas (CLIP). Cet équilibre met en évidence un couple de coefficients α_l et α_r représentant la répartition des efforts gauche/droite. Dans la littérature, on trouve principalement trois types de coefficients :

1. ceux basés sur la position du centre de masse (COM)
2. ceux basés sur la position du centre de pression (COP)
3. ceux basés sur la mesure directe d'effort sur les semelles du robot.

Pour notre application d'exosquelette d'assistance, on peut dire que : les deux premiers coefficients permettent de s'affranchir d'une instrumentation du robot, mais ne permet pas d'anticiper les intentions de l'utilisateur ; et au contraire le troisième coefficient est capable d'anticiper les intentions de l'utilisateur mais nécessite des semelles instrumentées. En partant de ce constat, on propose une nouvelle paire de coefficients α_l/α_r constuite de manière intuitive, qui :

- est basée sur la position du point de capture instantané (ICP) dans le polygone de sustentation
- anticipe les perturbations (notamment latérales)
- anticipe les pas

Une fois qu'on a déterminé la répartition gauche/droite, on calcule les centres de pression locaux qui respectent les contraintes et objectifs fixés et ainsi, on obtient les deux torseurs de réaction du sol complètement, qu'on devra produire pour réaliser les tâches souhaitées. Pour produire ces deux torseurs, on calcule les couples articulaires basés sur le modèle dynamique de l'exosquelette. La méthode itérative présentée dans la section 4.6 permet de calculer les couples articulaires en prenant en compte les corps intermédiaires qui composent l'exosquelette.

Changer la répartition de cette manière peut impliquer une modification de la direction de la force de correction d'équilibre, mais qui ne modifie en rien notre objectif premier : ramener le ICP dans la zone de stabilité. Cela est dû au fait que les centres de pression locaux sont contraints à l'intérieur de leur support respectif, pour éviter tout pivotement du pied. De plus, on précise que le mode de commande « correction d'équilibre sans changement de support » est capable de gérer les faibles perturbations latérales. Cependant pour de plus fortes perturbations latérales (entraînant le mode « correction d'équilibre avec changement de support ») le seul moyen de retrouver on équilibre considérant les choix que nous avons faits (non prise en compte du moment angulaire), est de faire un saut sur le côté pour définir un nouveau polygone de sustentation : ceci n'est pas envisageable dans

notre application. Enfin, dans la section 4.8, on a illustré à travers trois simulations, l'influence de cette nouvelle répartition sur la gestion d'équilibre du système et on la compare aux coefficients de la littérature.

On pourra faire le rapprochement de la structure de la commande de gestion d'équilibre que nous avons mis en place et la commande présentée par PRATT ET AL. dans [111]. En effet, on s'est inspiré de la commande découplée pour contrôler la dynamique du point de capture instantané. Ce que nous proposons principalement, c'est une commande adaptée pour un exosquelette de jambes : (a) en proposant trois modes de corrections différents suivant l'intention de l'utilisateur, (b) une répartition des efforts plus adéquat pour que l'utilisateur puisse lever le pied lorsqu'il veut faire un pas et plus stabilisante sur le plan latéral, et (c) le calcul final des couples articulaires se fait sur un modèle multi-corps et non plus sur un modèle simple.

A l'issue de ce chapitre, on a déterminé la force de correction nécessaire pour permettre au système de retrouver un état d'équilibre et la contribution de chaque jambe dans la production de cet effort (sans oublier la compensation de gravité). Le chapitre suivant s'attaque au calcul des couples articulaires en prenant compte de l'actionnement particulier d'EMY-Balance, jusque là mis de côté. En effet, toutes les articulations de EMY-Balance ne sont pas motorisées, on ne peut pas produire tous les efforts qu'on veut.

Chapitre 5

Actionnement

Sommaire

5.1 Système sous-actionné 107
5.1.1 Actionnement d'EMY-Balance 107
5.1.2 Étude du système {une jambe} : cas du simple support 108
5.1.3 Étude du système {deux jambes} : cas du double support 111
5.1.4 Problématique 112
5.2 Calcul des couples articulaires des axes actifs 113
5.2.1 Projection sur l'espace des articulations actives 113
5.2.2 Optimisation : suivre la répartition gauche/droite désirée 113
5.2.2.1 Formulation du problème 113
5.2.2.2 Critère à minimiser 115
5.2.3 Optimisation : prise en compte des forces d'interaction 116
5.2.3.1 Formulation du problème 116
5.2.3.2 Critère à minimiser 118
5.2.3.3 Version pondérée 119
5.2.4 Ajustement des couples articulaires par méthode itérative 120
5.3 Simulations 122
5.3.1 Méthode « projection » VS méthode d'optimisation 123
5.3.2 Comparaison des différents critères d'optimisation 124
5.4 Conclusion et discussion 128

Les deux chapitres précédents nous ont permis de mettre en place la commande de gestion d'équilibre d'un exosquelette destiné à assister l'utilisateur. Cette commande détecte si le système a besoin d'être corrigé en équilibre ou non. Le chapitre 3 permet de déterminer un torseur de correction qui produira la dynamique du système souhaitée pour un retour dans une zone stable. Le chapitre 4 présente comment la commande module la répartition des efforts entre les deux jambes. En effet, simplement en jouant sur cette répartition, qu'il y ait correction ou non, cela apporte une assistance à l'utilisateur, notamment en transférant le poids d'une jambe à l'autre lorsque c'est nécessaire. On a également vu que la production des efforts par l'exosquelette sur son environnement se fait à travers les torseurs d'efforts appliqués aux différents points de contact.

Jusqu'ici, l'exosquelette est considéré comme étant un système complètement actionné, c'est-à-dire que toutes les articulations sont motorisées.

Dans ce chapitre, il s'agira de modifier le calcul des couples articulaires de telle sorte que celui-ci prenne en compte l'actionnement particulier de l'exosquelette. Le fait que le robot soit sous-actionné, pour des raisons de design ou de légèreté, apporte une difficulté supplémentaire dans la production du torseur d'effort désiré. On résoudra ce problème d'actionnement par un problème d'optimisation avec des objectifs différents.

5.1 Système sous-actionné

Dire qu'un système est « sous-actionné » peut avoir un double sens :

1. toutes les articulations ne sont pas motorisées
2. le rang de la matrice jacobienne, reliant les couples articulaires au torseur d'effort à réaliser, est inférieur à 6, ce qui signifie qu'on ne peut pas produire de torseurs d'efforts dans les 6 directions.

Le fait que toutes les articulations ne soient pas motorisées peut poser des difficultés à produire les efforts souhaités. Il faut alors déterminer la capacité du système à réaliser le torseur théorique désiré : soit il ne peut pas produire le torseur exactement (ce qui correspond au sens 2 du terme « sous-actionné »), soit il peut. Dans le cas où l'actionnement le permet, le torseur d'effort désiré peut être réalisé exactement.

D'autre part, en double support, il peut y avoir plus d'actionneurs que de degrés de mobilités (6), dans ce cas on dit que le système est sur-actionné. Des efforts internes entre les jambes peuvent alors apparaître et cet aspect doit être gérer convenablement. Par « efforts internes », on entend « efforts qu'une jambe exerce sur l'autre » et inversement, car elles agissent en parallèle. En effet, imaginons qu'on veuille une force nulle appliquée au centre de masse (COM) sur l'axe x, si la jambe gauche exerce une force de +100 N et que la jambe droite exerce une force une force de -100 N, même si la somme des deux donne bien zéro, en pratique c'est mauvais pour le robot.

5.1.1 Actionnement d'EMY-Balance

EMY-Balance est un exosquelette à 14 degrés de liberté, dont 7 par jambe.

Pour simplifier l'étude sur l'actionnement, on ne considérera pas la flexion passive de la semelle, on a alors une configuration de pieds plats. Donc d'après le tableau, nous avons pour une jambe, 4 articulations actives et 2 articulations passives, ce qui fait 8 actives et 4 passives pour le système complet deux jambes.

On note :

- $n =$ nombre total d'articulations
- $m =$ nombre d'articulations actives

Articulation	Mouvement	Active/Passive
Hanche	Abduction/adduction	**Active**
	Flexion/extension	**Active**
	Rotation	Passive
Genou	Flexion/extension	**Active**
Cheville	Flexion/extension	**Active**
	Pronation/supination	Passive
Semelle	Flexion	Passive

TABLE 5.1 – Liste des degrés de liberté d'une jambe de l'exosquelette Emy.

- $n - m =$ nombre d'articulations passives

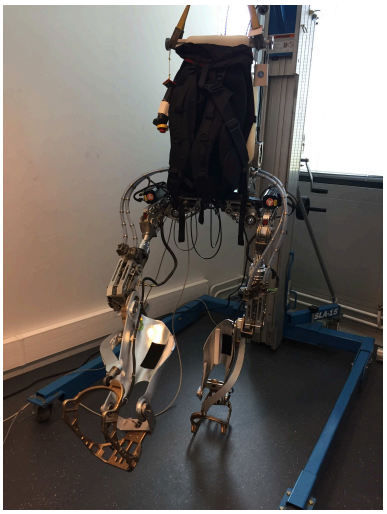


FIGURE 5.1 – EMY-Balance

5.1.2 Étude du système {une jambe} : cas du simple support

On considère le système {jambe gauche}, sachant que l'étude de la jambe droite se fera de la même manière.

Faisons une étude simplifiée de la dynamique de la jambe de support gauche, en ne considérant que les articulations de la jambe gauche $\mathbf{q}_l$. En plus de négliger les termes dynamiques, on ne prend pas en compte l'articulation de la semelle, ce qui nous donne 6 articulations par jambe au lieu de 7.

On reprend l'équation (4.45) et on ne garde que les équations liées à la jambe gauche hormis la flexion de la semelle, on a alors :

$$\boldsymbol{\tau}_l = \mathbf{G'}_l(\mathbf{q}) - \mathbf{J'}^t_l(\mathbf{q}).\mathbf{W}_l \tag{5.1}$$

avec :

$\boldsymbol{\tau}_l$	le vecteur des couples articulaires de la jambe gauche de taille 6×1
$\mathbf{G'}_l(\mathbf{q})$	le vecteur des couples de gravité de taille 6×1 extrait du vecteur $\mathbf{G}(\mathbf{q})$
$\mathbf{J'}_l^t(\mathbf{q})$	$\begin{bmatrix}\mathbf{j}_0 & \dots & \mathbf{j}_5\end{bmatrix}$ la matrice jacobienne de la jambe gauche réduite au point de contact P_l de taille 6×6

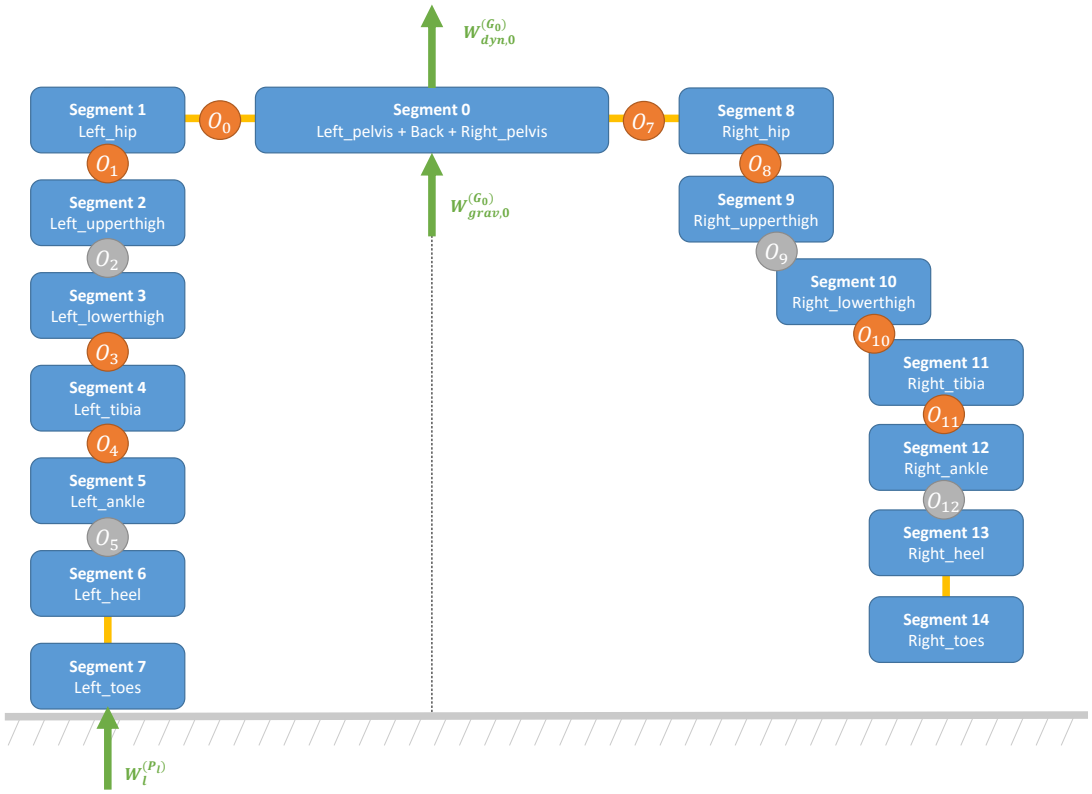


FIGURE 5.2 – Paramétrisation de l'exosquelette avec un modèle multi-corps en simple support gauche et sous-actionné.

On souhaite exprimer $\mathbf{W}_l$ en fonction des couples articulaires des axes actifs $\boldsymbol{\tau}_{a,l}$ de la jambe gauche afin de mettre en évidence la faisabilité du torseur d'effort par les actionneurs.

Dans l'hypothèse où la jambe gauche possède 4 articulations actives et 2 passives, la matrice $\mathbf{J'}_l(\mathbf{q})$ peut se décomposer de la manière suivante :

$$\mathbf{J'}_l(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix}\mathbf{J}_a(\mathbf{q}) & \mathbf{J}_p(\mathbf{q})\end{bmatrix}$$

avec :

$\mathbf{J}_a$	les colonnes de $\mathbf{J'}_l(\mathbf{q})$ représentant les axes actifs de la jambe gauche de taille 6×4

$\mathbf{J}_p$ les colonnes de $\mathbf{J'}_l(\mathbf{q})$ représentant les axes passifs de la jambe gauche de taille 6×2

Avec $\boldsymbol{\tau}_{a,l}$ représentant le vecteur des couples articulaires des axes actifs de la jambe gauche de taille 4×1 et $\boldsymbol{\tau}_{a,p}$ représentant le vecteur des couples articulaires des axes passifs de la jambe gauche de taille 2×1, on a :

$$\boldsymbol{\tau}_l = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{a,l} \\ \boldsymbol{\tau}_{p,l} \end{bmatrix} = \mathbf{G'}_l(\mathbf{q}) - \begin{bmatrix} \mathbf{J}_a^t(\mathbf{q}) \\ \mathbf{J}_p^t(\mathbf{q}) \end{bmatrix} . \mathbf{W}_l \tag{5.2}$$

Soit :

$$\begin{cases} \boldsymbol{\tau}_{a,l} & = \mathbf{G'}_{a,l}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_a^t . \mathbf{W}_l \\ \boldsymbol{\tau}_{p,l} & = \mathbf{G'}_{p,l}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_p^t . \mathbf{W}_l \end{cases} \tag{5.3}$$

Le torseur $\mathbf{W}_l$ théorique ne peut pas toujours être réalisé. Pour qu'il puisse être réalisé complètement, il faudrait que les couples articulaires des axes passifs soient nuls, soit :

$$\mathbf{G'}_{p,l}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_p^t . \mathbf{W}_l = \mathbf{O}_{2\times 1} \tag{5.4}$$

Cette condition exprime que l'ensemble des forces appliquées au système ne travaillent pas avec les axes passifs. Et donc :

$$\mathbf{G'}_l(\mathbf{q}) - \mathbf{J'}_l^t . \mathbf{W}_l = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{a,l} \\ \mathbf{O}_{2\times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{Id}_4 \\ \mathbf{O}_{2\times 4} \end{bmatrix} . \boldsymbol{\tau}_{a,l} \tag{5.5}$$

On aurait alors :

$$\mathbf{W}_l = \mathbf{J'}_l^{-t} . \left(\mathbf{G'}_l(\mathbf{q}) - \begin{bmatrix} \mathbf{Id}_4 \\ \mathbf{O}_{2\times 4} \end{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{a,l} \right) \tag{5.6}$$

avec $\mathbf{J'}_l^t(\mathbf{q})$ inversible hors singularité.

On note :

$$\mathbf{W}_l = \mathbf{J'}_l^{-t} . \mathbf{G'}_l(\mathbf{q}) - \mathbf{L}_{a,l} . \boldsymbol{\tau}_{a,l} \tag{5.7}$$

avec $\mathbf{L}_{a,l} = -\mathbf{J'}_l^{-t} . \begin{bmatrix} \mathbf{Id}_4 \\ \mathbf{O}_{2\times 4} \end{bmatrix}$.

$\mathbf{W}_l$ appartient alors à un sous-espace de dimension 4. Les composantes de $\mathbf{W}_l$ qui ne vérifient pas la contrainte (5.4) ne peuvent pas être générées par la jambe gauche de l'exosquelette seule.

On a $rank(\mathbf{L}_{a,l}) = 4 < 6$ en ne considérant que la jambe gauche, le système {une jambe} est donc sous-actionné au sens de la réalisation du torseur. Cela veut dire que lorsque l'exosquelette est en simple support, il n'est pas en mesure de générer des couples articulaires permettant au sol

de réaliser le torseur d'effort $\mathbf{W}_l$ théorique.

On pose :

$$\mathbf{W}_{a,l} = \mathbf{J'}_l^{-t}.\mathbf{G'}_l(\mathbf{q}) - \mathbf{L}_{a,l}.\boldsymbol{\tau}_{a,l} \tag{5.8}$$

Il faudra alors s'assurer que le torseur réalisé par les actionneurs de la jambe gauche $\mathbf{W}_{a,l}$ soit le plus proche de $\mathbf{W}_l$. De cette manière, on réduit le plus possible la contribution de l'utilisateur, car tout ce qui n'est pas produit par l'exosquelette pour se porter et pour corriger l'équilibre est compensé par l'utilisateur.

5.1.3 Étude du système {deux jambes} : cas du double support

On a vu que lorsque l'exosquelette est en simple support, la jambe de support n'est pas en général en mesure de réaliser le torseur d'effort théorique.

Dans le cas du double support, si on considère chaque jambe indépendamment de l'autre en leur imposant un torseur d'effort désiré et chaque jambe étant sous-actionnée, elle ne réalisera pas en général sa consigne. En posant $\mathbf{W}_a = \mathbf{W}_{a,l} + \mathbf{W}_{a,r}$ et comme $\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{W}_l + \mathbf{W}_r$, on peut écrire :

$$\mathbf{W}_a \neq \mathbf{W}_{gr} \tag{5.9}$$

avec $(.)_l$ et $(.)_r$ représentant la jambe gauche et la jambe droite respectivement.

Par contre, en combinant l'action des deux jambes, on obtient un système sur-actionné : on a 8 articulations actives et 4 articulations passives. On a donc plus de degrés de liberté que nécessaire.

Pour cette étude en double support et en cohérence avec les modèles utilisés pour calculer les torseurs d'efforts $\mathbf{W}_l$ et $\mathbf{W}_r$, on utilise un modèle simplifié qui suppose que la masse du système est concentrée sur le corps constituant la base flottante du robot. La différence avec le modèle du pendule inverse linéaire précédent (cf. chapitre 2 section 2.6.2) est que la structure cinématique réelle du robot est utilisée avec la prise en compte de l'actionnement réel de l'exosquelette. En faisant cette hypothèse, le terme $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ de l'équation (4.36) est nul. Comme précédemment, on ne prend pas en compte les flexions semelles et l'équation (4.37) s'écrit :

$$\boldsymbol{\tau} = -\mathbf{J'}_l^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_l - \mathbf{J'}_r^t(\mathbf{q}).\mathbf{W}_r \tag{5.10}$$

avec $\boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix}\boldsymbol{\tau}_l & \boldsymbol{\tau}_r\end{bmatrix}^t$ et $\dim(\boldsymbol{\tau}) = 12$ et $\dim(\mathbf{J'}_{l/r}) = 6 \times 6$.

Or $\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{W}_l + \mathbf{W}_r$ et d'après les calculs faits dans la section précédente, on a :

$$\mathbf{W}_{gr} = \begin{bmatrix}\mathbf{L}_{a,l} & \mathbf{L}_{a,r}\end{bmatrix} \begin{bmatrix}\boldsymbol{\tau}_{a,l} \\ \boldsymbol{\tau}_{a,r}\end{bmatrix} = \mathbf{L}_a\boldsymbol{\tau}_a \tag{5.11}$$

avec $\mathbf{L}_{a,l}$ et $\mathbf{L}_{a,r}$ réduits au COP global P et définis dans la section précédente, $\dim(\mathbf{L}_a) = 6 \times 8$ et $\boldsymbol{\tau}_a$ représente le vecteur de taille 8 des couples articulaires des axes actifs.

Si $rank(\mathbf{L}_a) = 6$, l'exosquelette est alors capable de produire des efforts dans toutes les directions. Cependant si $rank(\mathbf{L}_a) > 6$ dans ce cas, des efforts internes peuvent apparaître et peuvent avoir des conséquences importantes sur la machine.

Dans la suite, on pose :

$$\mathbf{W}_a = \mathbf{L}_a \boldsymbol{\tau}_a \tag{5.12}$$

Remarque On rappelle que les efforts internes représentent l'action d'une jambe sur l'autre. Dans le cas complètement actionné, le système {une jambe} est capable de réaliser entièrement le torseur théorique, on peut alors traiter les deux jambes de manière indépendante. On a alors :

$$\begin{cases} \mathbf{W}_{a,l} & = \mathbf{W}_l \\ \mathbf{W}_{a,r} & = \mathbf{W}_r \end{cases}$$

Or

$$\begin{cases} \mathbf{W}_l & = \alpha_l . \mathbf{W}_{gr} \\ \mathbf{W}_r & = \alpha_r . \mathbf{W}_{gr} \end{cases}$$

et sachant les contraintes sur les coefficients $\alpha_{l/r}$ (4.8) et (4.9), les torseurs $\mathbf{W}_l$ et $\mathbf{W}_r$ sont colinéaires et il n'y a donc pas d'effort interne entre les deux jambes.

5.1.4 Problématique

En simple support, l'exosquelette se tient sur une jambe et cette jambe est un système sous-actionné : elle n'est pas capable de produire complètement le torseur d'effort calculé théoriquement. Au contraire, en double support, les deux jambes forment un système sur-actionné : elles peuvent alors produire le torseur désiré entièrement mais des efforts internes peuvent apparaître, notamment au niveau du tronc commun [136][137].

La commande de gestion d'équilibre mise en place calcule un torseur global désiré qui inclut une partie compensation du poids et une partie correction assistant l'utilisateur dans sa reprise d'équilibre.

Dans la suite, on étudiera le cas du double support (le calcul des couples articulaires) et on veillera sur trois points :

- la composante f_z de $\mathbf{W}_a$ qui correspond à la partie compensation de poids : cette partie doit être assurée pour que l'exosquelette se porte au moins lui-même.
- la force tangentielle de $\mathbf{W}_a$ qui correspond à la partie correction : cette partie est nulle en mode « transparent » et non nulle dans les deux autres modes de correction. Ce qui est important c'est que l'exosquelette puisse appliquer les efforts qu'il faut, pour assister l'utilisateur dans sa reprise d'équilibre (en admettant dans un premier temps que l'utilisateur se laisse complètement faire et qu'il fournit l'effort complémentaire à celui du robot). La correction n'agit que dans ce

plan et si l'écart est beaucoup trop important, on pourra alors choisir de ne pas assister plutôt que de produire un effort inadéquat.
- les composantes de moments de $\mathbf{W}_a$: il se peut que des moments parasites apparaissent. Il faudra alors les surveiller pour qu'ils ne deviennent pas trop important.

On cherchera à exploiter la redondance du système à travers divers critères d'optimisation lorsque les deux jambes travaillent ensemble, pour calculer les couples articulaires répondant aux objectifs fixés.

5.2 Calcul des couples articulaires des axes actifs

Dans cette section, on cherchera à calculer les couples articulaires des axes actifs par diverses méthodes. Ces couples seront directement envoyés comme commande.

5.2.1 Projection sur l'espace des articulations actives

Cette méthode est utilisée par Racine [135] pour l'exosquelette BLEEX. Que le système soit en simple support ou en double support, elle consiste à calculer les couples articulaires comme si le système était entièrement actionné et ensuite mettre à zéro les couples des articulations passives.

$$\boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{a,l} \\ \boldsymbol{\tau}_{a,r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{a,l} \\ \mathbf{O}_{2\times 1} \\ \boldsymbol{\tau}_{a,r} \\ \mathbf{O}_{2\times 1} \end{bmatrix} \tag{5.13}$$

La part du torseur qui n'est pas générée à cause de l'annulation de couples articulaires sur les axes passifs sera reprise par l'utilisateur. L'avantage de cette méthode est qu'elle est simple à mettre en œuvre, sans calcul supplémentaire.

5.2.2 Optimisation : suivre la répartition gauche/droite désirée

Le système {deux jambes} étant sur-actionné (cf. section 5.1.3), le torseur d'effort global pourra être créé. La redondance va être utilisée pour choisir la répartition des efforts entre les deux jambes comme présenté dans le chapitre précédent.

5.2.2.1 Formulation du problème

On veut avoir le torseur :

$$\mathbf{W}_a = \mathbf{W}_{gr} \tag{5.14}$$

Soit d'après l'équation (5.11) :

$$\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{L}_a \boldsymbol{\tau}_a$$

respectant une répartition imposée α_l/α_r, pour que l'exosquelette puisse assister l'utilisateur si besoin par l'intermédiaire de l'action des deux jambes. Il est important de garder la répartition désirée pour pouvoir anticiper les différentes actions de l'utilisateur et notamment le passage en simple support.

On cherche alors le vecteur des couples articulaires des articulations actives $\boldsymbol{\tau}_a$ qui satisfait l'équation (5.11).

Soit la décomposition SVD de $\mathbf{L}_a$ suivante :

$$\mathbf{L}_a = \mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^t \tag{5.15}$$

où $\mathbf{U}$ est une matrice orthogonale 6×6 qui contient les valeurs propres de $\mathbf{L}_a\mathbf{L}_a^t$, $\mathbf{V}$ est une matrice orthogonale 8×8 qui contient les valeurs propres de $\mathbf{L}_a^t\mathbf{L}_a$ et $\mathbf{S}$ est une matrice 6×8 dont la diagonale principale contient les valeurs singulières et dont les deux dernières colonnes sont nulles. La matrice $\mathbf{V}$ se décompose en $\mathbf{V} = \begin{bmatrix}\mathbf{V}_1 & \mathbf{V}_2\end{bmatrix}$ où $\mathbf{V}_1$ est une matrice 8×6 et $\mathbf{V}_2$, 8×2. Les vecteurs colonnes de $\mathbf{V}_2$ constituent une base du noyau de $\mathbf{L}_a$.

Une solution particulière de l'équation (5.11) est la solution qui minimise la norme du vecteur :

$$\tilde{\boldsymbol{\tau}}_a = \mathbf{L}_a^+\mathbf{W}_{gr} \tag{5.16}$$

avec $\mathbf{L}_a^+ = \mathbf{L}_a^t(\mathbf{L}_a\mathbf{L}_a^t)^{-1}$ la pseudo-inverse de Moore-Penrose.

$\mathbf{V}_2$ décrit une base du noyau de $\mathbf{L}_a$, si $\hat{\boldsymbol{\tau}}_a$ appartient au noyau, on peut écrire :

$$\hat{\boldsymbol{\tau}}_a = \mathbf{V}_2\mathbf{z} \tag{5.17}$$

avec $\mathbf{z}$ de dimension 2 décrivant les composantes de $\boldsymbol{\tau}_a$ dans le noyau de $\mathbf{L}_a$ et qui ne crée donc pas de torseur d'effort. Cette méthode rappelle la méthode HQP (*Hierarchized Quadratic Programming*) employée pour prioriser différentes tâches de contrôle dans la génération de mouvement pour un corps complet [138].

L'ensemble des solutions τ_a s'écrit alors :

$$\boldsymbol{\tau}_a = \tilde{\boldsymbol{\tau}}_a + \hat{\boldsymbol{\tau}}_a \tag{5.18}$$

$$\boldsymbol{\tau}_a = \begin{bmatrix}\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,l}\\ \tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,r}\end{bmatrix} + \begin{bmatrix}\hat{\boldsymbol{\tau}}_{a,l}\\ \hat{\boldsymbol{\tau}}_{a,r}\end{bmatrix} \tag{5.19}$$

$$\boldsymbol{\tau}_a = \mathbf{L}_a^+\mathbf{W}_{gr} + \begin{bmatrix}\mathbf{V}_{2,l}\\ \mathbf{V}_{2,r}\end{bmatrix}\mathbf{z} \tag{5.20}$$

La solution particulière ne prend pas en compte la répartition des efforts sur chaque jambe calculée dans le chapitre 4 qui améliore le transfert de charge d'une jambe à l'autre. C'est pourquoi, on va exploiter la redondance de la machine pour respecter la répartition α et si besoin, on introduira plus de redondance pour résoudre le problème, en l'occurrence des forces d'interaction dans la section

suivante. Jusqu'ici, on a affirmé que respecter la répartition α_{ICP} définie dans le chapitre 4, constituait notre priorité. Cependant, suite au calcul d'optimisation des couples articulaires il est possible qu'elle ne soit pas satisfaite sur l'ensemble du torseur $\mathbf{W}_a$. On se contentera alors de satisfaire la répartition sur la composante f_z (la partie compensation de poids de l'exosquelette), afin d'assurer au moins l'aide au transfert de charge d'une jambe à l'autre.

5.2.2.2 Critère à minimiser

La commande de gestion d'équilibre nous permet de calculer une correction de la position du point de capture instantané mais aussi de déterminer une répartition des efforts entre les deux jambes capable d'anticiper l'intention de l'utilisateur. En n'utilisant que la solution particulière (5.16), on perd cette dimension-là. On va alors exploiter la redondance du système pour permettre aux actionneurs de respecter la répartition gauche/droite désirée.

On choisit via $\mathbf{z}_1$, la solution qui réalise la répartition des efforts la plus proche de celle déterminée à partir de la position du point de capture instantané :

$$\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{W}_l + \mathbf{W}_r = \mathbf{W}_{a,l} + \mathbf{W}_{a,r} \tag{5.21}$$

et

$$\begin{cases} \mathbf{W}_{a,l} = \alpha_l \mathbf{W}_{gr} = \mathbf{L}_{a,l} \boldsymbol{\tau}_{a,l} \\ \mathbf{W}_{a,r} = \alpha_r \mathbf{W}_{gr} = \mathbf{L}_{a,r} \boldsymbol{\tau}_{a,r} \end{cases} \tag{5.22}$$

On cherche $\mathbf{z}_1$ tel que $\mathbf{z}_1$ minimise le critère suivant :

$$C_1 = \left\| \mathbf{L}_{a,l} \boldsymbol{\tau}_{a,l} - \alpha_l \mathbf{W}_{gr} \right\|_H^2 + \left\| \mathbf{L}_{a,r} \boldsymbol{\tau}_{a,r} - \alpha_r \mathbf{W}_{gr} \right\|_H^2 \tag{5.23}$$

Avec $\|\mathbf{W}\|_H^2 = \mathbf{W}^t \mathbf{H} \mathbf{W}$ représentant la norme au carré du torseur $\mathbf{W}$ et $\mathbf{H} = \begin{bmatrix} \mathbf{H}_f & \mathbf{O}_3 \\ \mathbf{O}_3 & \mathbf{H}_m \end{bmatrix}$ représentant une matrice de pondération de la norme du torseur afin de régulariser forces et moments. C'est à travers $\mathbf{L}_{a,l}$ et $\mathbf{L}_{a,r}$ que sont renseignés implicitement les centres de pression locaux P_l et P_r.

On note l'ensemble des solutions minimisant le critère C_1 :

$$\boldsymbol{\tau}_{a,1} = \begin{bmatrix} \tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,l} \\ \tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,r} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{V}_{2,l} \\ \mathbf{V}_{2,r} \end{bmatrix} \mathbf{z}_1 \tag{5.24}$$

En remplaçant $\boldsymbol{\tau}_{a,1}$ par son expression composée de la solution particulière et la solution appartenant

au noyau de $\mathbf{L}_a$ (5.20), on a :

$$\begin{aligned} C_1 &= \left\|\mathbf{L}_{a,l}(\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,l} + \mathbf{V}_{2,l}\mathbf{z}_1) - \mathbf{W}_{a,l}\right\|_H^2 + \left\|\mathbf{L}_{a,r}(\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,r} + \mathbf{V}_{2,r}\mathbf{z}_1) - \mathbf{W}_{a,r}\right\|_H^2 \\ C_1 &= \left\|\mathbf{W}'_{a,l} + \mathbf{U}_l\mathbf{z}_1\right\|_H^2 + \left\|\mathbf{W}'_{a,r} + \mathbf{U}_r\mathbf{z}_1\right\|_H^2 \end{aligned}$$

avec $\mathbf{W}'_{a,l/r} = \mathbf{L}_{a,l/r}\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,l/r} - \mathbf{W}_{a,l/r}$ et $\mathbf{U}_{l/r} = \mathbf{L}_{a,l/r}\mathbf{V}_{2,l/r}$.

On dérive par rapport à $\mathbf{z}_1$ et on minimise :

$$\mathbf{z}_1 = -\left(\mathbf{U}_l^t\mathbf{H}\mathbf{U}_l + \mathbf{U}_r^t\mathbf{H}\mathbf{U}_r\right)^{-1}\left(\mathbf{U}_l^t\mathbf{H}\mathbf{W}'_l + \mathbf{U}_r^t\mathbf{H}\mathbf{W}'_r\right) \tag{5.25}$$

La solution de l'équation (5.14) qui réalise la répartition des efforts la plus proche de celle calculée dans la commande de gestion d'équilibre s'écrit alors :

$$\boldsymbol{\tau}_{a,1} = \mathbf{L}_a^+\mathbf{W}_{act} + \mathbf{V}_2\mathbf{z}_1 \tag{5.26}$$

5.2.3 Optimisation : prise en compte des forces d'interaction

Dans cette sous-section, il s'agira d'introduire davantage de redondance au système en utilisant une possible contribution de l'utilisateur à la réalisation des torseurs désirés $\mathbf{W}_l$ et $\mathbf{W}_r$ par l'intermédiaire des forces d'interaction, contrairement à la phase de simple support où la contribution de l'utilisateur est obligatoire à cause du sous-actionnement du système {une jambe}.

5.2.3.1 Formulation du problème

On veut produire le torseur d'effort $\mathbf{W}_a$ pour que le sol puisse appliquer $\mathbf{W}_{gr}$ sur l'exosquelette et lui permettre d'assister l'utilisateur. On suppose que l'utilisateur et l'exosquelette partagent le même contrôle, c'est-à-dire que les deux sont complémentaires. On écrit alors :

$$\mathbf{W}_a = \mathbf{W}_{gr} = \mathbf{W}_l + \mathbf{W}_r + \mathbf{W}_{int} \tag{5.27}$$

avec $\mathbf{W}_{int}$ le torseur d'interaction.

Considérons j forces d'interaction (moments nuls) entre l'utilisateur et l'exosquelette. On fait l'hypothèse que la majorité de l'interaction se fait sur le dos de l'exosquelette via les différents points

d'attaches. On a alors :

$$\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{W}_{a,l} + \mathbf{W}_{a,r} + \sum_{i=0}^{j} \mathbf{W}_{int,i} \tag{5.28}$$

$$\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{L}_{a,l}\boldsymbol{\tau}_{a,l} + \mathbf{L}_{a,r}\boldsymbol{\tau}_{a,r} + \sum_{i=0}^{j} \boldsymbol{\Delta}_i \mathbf{F}_i \tag{5.29}$$

avec I_i le i-ème point d'interaction de coordonnées cartésiennes $\begin{bmatrix} x_i & y_i & z_i \end{bmatrix}^t$, $\boldsymbol{\Delta}_i$ la direction de l'effort et :

$$\boldsymbol{\Delta}_i \mathbf{F}_i = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -z_i & y_i \\ z_i & 0 & -x_i \\ -y_i & x_i & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_{x,i} \\ f_{y,i} \\ f_{z_i} \end{bmatrix}$$

L'équation (5.29) s'écrit alors :

$$\mathbf{W}_{gr} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{a,l} & \mathbf{L}_{a,r} & \boldsymbol{\Delta}_0 & \dots & \boldsymbol{\Delta}_j \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{a,l} \\ \boldsymbol{\tau}_{a,r} \\ \mathbf{F}_0 \\ \vdots \\ \mathbf{F}_j \end{bmatrix} \tag{5.30}$$

$$\mathbf{W}_{gr} = \mathbf{L}\mathbf{T} \tag{5.31}$$

avec $\dim(\mathbf{L}) = 6 \times (8 + 3j)$ et $\dim(\mathbf{t}) = (8 + 3j) \times 1$.

Une solution particulière de l'équation (5.29) est la solution qui minimise la norme du vecteur :

$$\tilde{\mathbf{T}} = \mathbf{L}^{+}\mathbf{W}_{gr} \tag{5.32}$$

avec $\mathbf{L}^{+} = \mathbf{L}^t(\mathbf{L}\mathbf{L}^t)^{-1}$ la pseudo-inverse de Moore-Penrose.

En introduisant ces forces d'interaction dans le problème initial (cf. équation (5.11)), on ajoute de la redondance à l'actionnement du système afin de permettre aux actionneurs de produire les torseurs d'effort $\mathbf{W}_{a,l}$ et $\mathbf{W}_{a,r}$ se rapprochant davantage aux valeurs théoriques et par conséquent, réduire les efforts internes qui peuvent apparaître. On exploite alors cette redondance pour choisir les couples articulaires et les forces d'interaction qui vont réaliser les tâches désirées. On utilise la décomposition SVD pour déterminer une base du noyau de $\mathbf{L}$:

$$\mathbf{L} = \mathbf{U}\mathbf{S} \begin{bmatrix} \mathbf{V}_1^t \\ \mathbf{V}_2^t \end{bmatrix} \tag{5.33}$$

où $\dim(\mathbf{U}) = 6 \times 6$, $\dim(\mathbf{S}) = 6 \times (8 + 3j)$ et $\dim(\mathbf{V}) = (8 + 3j) \times (8 + 3j)$. $\mathbf{V}$ se décompose en deux parties : $\mathbf{V}_1$ qui est une matrice $(8 + 3j) \times 6$ et $\mathbf{V}_2$ qui est une matrice $(8 + 3j) \times (2 + 3j)$.

Les colonnes de $\mathbf{V}_2$ constituent une base de $\mathbf{L}$.

L'ensemble des solutions $\mathbf{T}$ s'écrit :

$$\mathbf{T} = \tilde{\mathbf{T}} + \hat{\mathbf{T}} \tag{5.34}$$

Soit :

$$\mathbf{T} = \mathbf{L}^{+}\mathbf{W}_{act} + \mathbf{V}_2\mathbf{z} \tag{5.35}$$

$$\begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{a,l} \\ \boldsymbol{\tau}_{a,r} \\ \mathbf{F}_0 \\ \vdots \\ \mathbf{F}_j \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,l} \\ \tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,r} \\ \tilde{\mathbf{F}}_0 \\ \vdots \\ \tilde{\mathbf{F}}_j \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{V}_{2,l} \\ \mathbf{V}_{2,r} \\ \mathbf{V}_{2,I_0} \\ \vdots \\ \mathbf{V}_{2,I_j} \end{bmatrix} \mathbf{z} \tag{5.36}$$

avec $\dim(\mathbf{z}_2) = (2 + 3j) \times 1$.

Parmi cet ensemble de solutions, on va chercher via $\mathbf{z}$ la solution qui répondra au mieux à nos objectifs de répartition des efforts et de minimisation des efforts d'interaction.

5.2.3.2 Critère à minimiser

On cherche une solution qui :

- minimise la norme au carré de l'erreur entre le torseur produit par les actionneurs de chaque jambe et le torseur calculé théoriquement (prise en compte de la répartition gauche/droite désirée et des centres de pression locaux)
- minimise la norme au carré des forces d'interaction entre l'utilisateur et l'exosquelette

Le critère s'écrit alors :

$$C_2 = \left\| \mathbf{L}_{a,l}\boldsymbol{\tau}_{a,l} - \mathbf{W}_l \right\|_H^2 + \left\| \mathbf{L}_{a,r}\boldsymbol{\tau}_{a,r} - \mathbf{W}_r \right\|_H^2 + \sum_{i=0}^{j} \left\| \mathbf{F}_i \right\|^2 \tag{5.37}$$

De la même manière que précédemment, les centres de pression locaux P_l et P_r sont pris en compte dans le calcul de $\mathbf{L}_{a,l}$ et $\mathbf{L}_{a,r}$.

On note l'ensemble des solutions minimisant le critère C_2 :

$$\mathbf{T}_2 = \tilde{\mathbf{T}} + \mathbf{V}_2\mathbf{z}_2 \tag{5.38}$$

On remplace $\boldsymbol{\tau}_{a,l}$, $\boldsymbol{\tau}_{a,r}$ et $\mathbf{F}_j$ par leur expression en fonction de $\mathbf{z}_2$, ce qui nous donne :

$$C_2 = \left\| \mathbf{L}_{a,l}(\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,l} + \mathbf{V}_{2,l}\mathbf{z}_2) - \mathbf{W}_l \right\|_H^2 + \left\| \mathbf{L}_{a,r}(\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,r} + \mathbf{V}_{2,r}\mathbf{z}_2) - \mathbf{W}_r \right\|_H^2 + \sum_{i=0}^{j} \left\| \tilde{\mathbf{F}}_i + \mathbf{V}_{2,I_i}\mathbf{z}_2 \right\|^2$$

Soit :

$$C_2 = \left\| \mathbf{W}'_l + \mathbf{U}_l \mathbf{z}_2 \right\|_H^2 + \left\| \mathbf{W}'_r + \mathbf{U}_r \mathbf{z}_2 \right\|_H^2 + \sum_{i=0}^{j} \left\| \tilde{\mathbf{F}}_i + \mathbf{V}_{2,I_i} \mathbf{z}_2 \right\|^2 \tag{5.39}$$

avec $\mathbf{W}'_{l/r} = \mathbf{L}_{a,l/r} \tilde{\boldsymbol{\tau}}_{a,l/r} - \mathbf{W}_{l/r}$ et $\mathbf{U}_{l/r} = \mathbf{L}_{a,l/r} \mathbf{V}_{2,l/r}$.

On dérive C_2 par rapport au vecteur $\mathbf{z}_2$ et on minimise :

$$\mathbf{z}_2 = -\left(\mathbf{U}_l^t \mathbf{H} \mathbf{U}_l + \mathbf{U}_r^t \mathbf{H} \mathbf{U}_r + \sum_{i=0}^{j} \mathbf{V}_{2,I_i}^t \mathbf{V}_{2,I_i} \right)^{-1} \left(\mathbf{U}_l^t \mathbf{H} \mathbf{W}'_l + \mathbf{U}_r^t \mathbf{H} \mathbf{W}'_r + \sum_{i=0}^{j} \mathbf{V}_{2,I_i}^t \tilde{\mathbf{F}}_i \right) \tag{5.40}$$

La solution de l'équation (5.29) qui réalise la répartition des efforts la plus proche de celle calculée dans la commande de gestion d'équilibre et qui minimise les forces d'interaction entre l'utilisateur et l'exosquelette, s'écrit alors :

$$\mathbf{T}_2 = \mathbf{L}^+ \mathbf{W}_{act} + \mathbf{V}_2 \mathbf{z}_2$$

5.2.3.3 Version pondérée

Dans le critère C_2 (cf. équation (5.37)), l'objectif lié à la jambe gauche et celui lié à la jambe droite ont le même poids, la même importance. Intuitivement, on souhaiterait que le torseur le plus faible soit celui qui doit être réalisé en priorité. L'idée est alors d'éviter de perdre le contact entre la semelle de l'exosquelette et le sol, en générant davantage d'efforts internes que de poids à supporter dans le calcul des couples articulaires. Donc, plus α est petit, plus l'objectif est important.

Soit le critère suivant :

$$C_3 = \frac{1}{\alpha_l} \left\| \mathbf{L}_{a,l} \boldsymbol{\tau}_{a,l} - \mathbf{W}_l \right\|_H^2 + \frac{1}{\alpha_r} \left\| \mathbf{L}_{a,r} \boldsymbol{\tau}_{a,r} - \mathbf{W}_r \right\|_H^2 + \sum_{i=0}^{j} \left\| \mathbf{F}_i \right\|^2 \tag{5.41}$$

On procède de la même manière que précédemment pour trouver une solution qui répond au critère C_3 via $\mathbf{z}_3$:

$$\mathbf{T}_3 = \tilde{\mathbf{T}} + \hat{\mathbf{T}}_3 \tag{5.42}$$

$$\mathbf{T}_3 = \mathbf{L}^+ \mathbf{W}_{act} + \mathbf{V}_2 \mathbf{z}_3 \tag{5.43}$$

avec :

$$\mathbf{z}_3 = -\left(\frac{1}{\alpha_l} \mathbf{U}_l^t \mathbf{H} \mathbf{U}_l + \frac{1}{\alpha_r} \mathbf{U}_r^t \mathbf{H} \mathbf{U}_r + \sum_{i=0}^{j} \mathbf{V}_{2,I_i}^t \mathbf{V}_{2,I_i} \right)^{-1} \left(\frac{1}{\alpha_l} \mathbf{U}_l^t \mathbf{H} \mathbf{W}'_l + \frac{1}{\alpha_r} \mathbf{U}_r^t \mathbf{H} \mathbf{W}'_r + \sum_{i=0}^{j} \mathbf{V}_{2,I_i}^t \tilde{\mathbf{F}}_i \right) \tag{5.44}$$

5.2.4 Ajustement des couples articulaires par méthode itérative

A travers les différents problèmes d'optimisation pour calculer les couples articulaires et les divers critères à minimiser, on a calculé le vecteur $\boldsymbol{\tau}_a$ représentant les couples articulaires des axes actifs. On rappelle que $\boldsymbol{\tau}_a = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{a,l} & \boldsymbol{\tau}_{a,r} \end{bmatrix}^t$ et $\dim(\boldsymbol{\tau}_a) = 8 \times 1$.

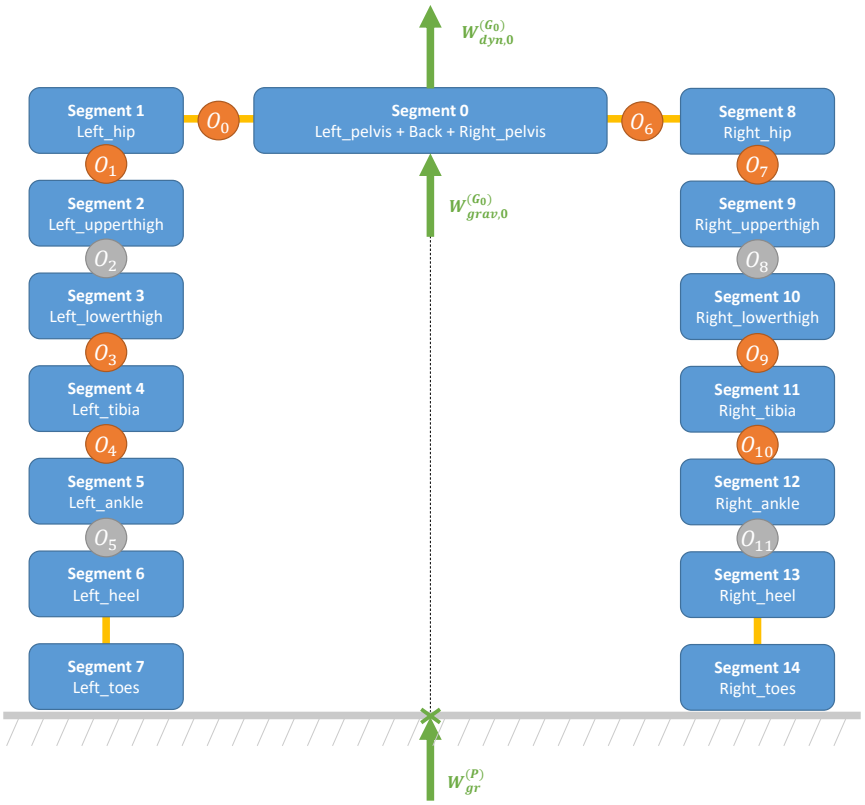


FIGURE 5.3 – Paramétrisation de l'exosquelette avec un modèle multi-corps en double support et sous-actionné.

Pour pouvoir tester la commande proposée, la répartition réelle des masses des corps doit être prise en compte. On reprend la méthode itérative présentée dans la sous-section 4.6.3 pour calculer le vecteur des couples articulaires $\boldsymbol{\tau}$, mais cette fois-ci on l'applique uniquement aux axes actifs. De cette manière on prend en compte le terme $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ qu'on a mis de côté jusque-là (cf. section 5.1.3). A titre d'exemple pour la jambe gauche, on écrit l'équilibre successif des corps en commençant par la flexion cheville gauche représentant l'articulation 4 (en ordonnant les couples articulaires comme paramétré dans la figure (5.3)). On obtient alors l'expression du couple τ_4 suivante (cf. figure (5.4)) :

$$\tau_4 = \tau_{a,4} + G_4 \tag{5.45}$$

avec :

$$G_4 = \left(\mathbf{j}_5^{(O_7)}\right)^t \left(\sum_{i=\{5,6,7\}} \mathbf{Ad}_{(H_{G_i}^{O_7})^{-1}} . \mathbf{W}_{grav,i}^{(G_i)} \right)$$

avec $\tau_{a,4}$ le couple articulaire correspondant à la flexion cheville calculé précédemment via l'optimisation sous contrainte et $\mathbf{W}_{grav,i}^{(G_i)}$ représentant le torseur gravité du segment i exprimé dans le repère $(G_i) = (G_i; x_0; y_0; z_0)$.

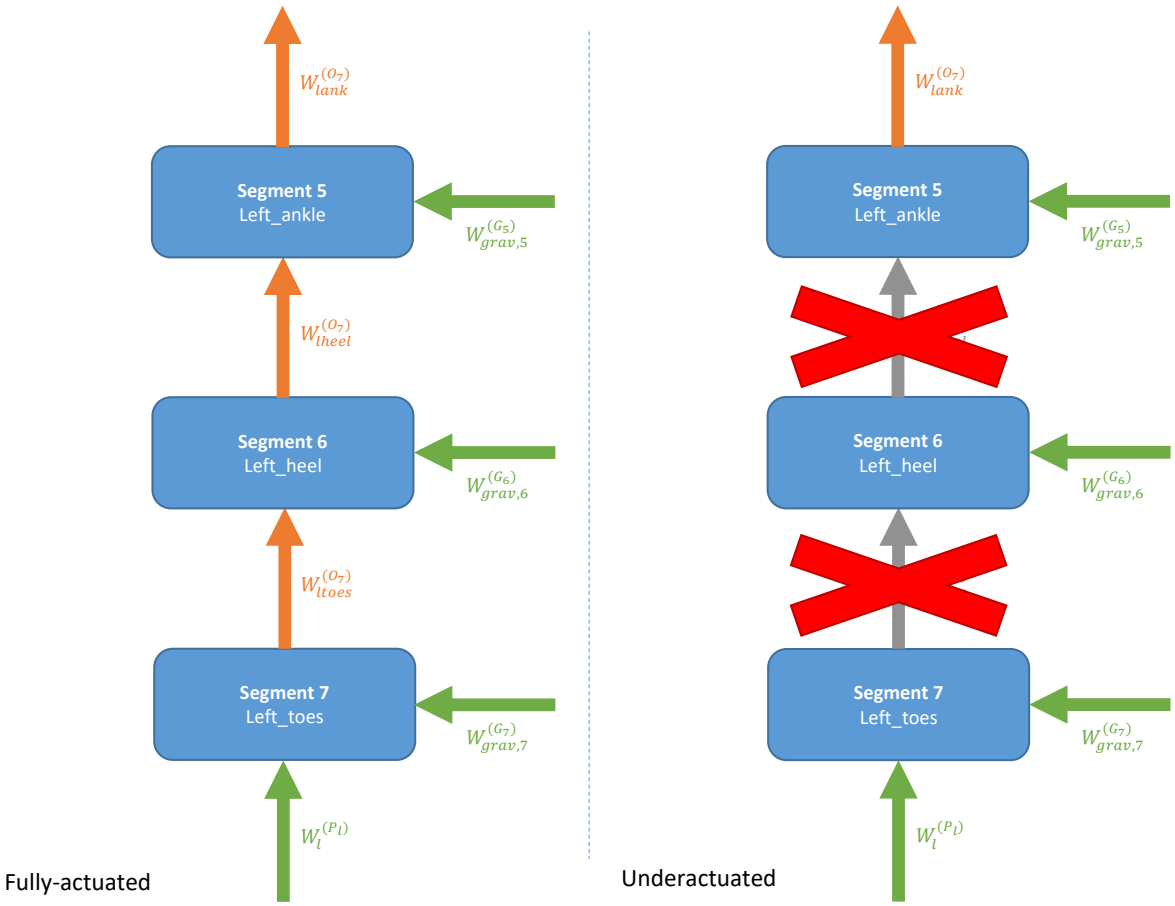


FIGURE 5.4 – Schéma représentant les équilibres successifs des corps rigides pour un système entièrement actionné (à gauche) et un système sous-actionné (à droite) : les flèches vertes représentent les torseurs exercés par l'environnement sur les différents segments du robot et les flèches oranges, représentent les torseurs produits par les articulations.

On procède de la même manière pour la flexion genou gauche, la flexion hanche gauche et l'abduction hanche gauche en prenant bien en compte les masses des corps intermédiaires (cf. table (5.1)). On réitère pour la jambe droite et on obtient au final, les couples articulaires $\boldsymbol{\tau}$ à envoyer à l'exosquelette et satisfaisant la dynamique souhaité.

Dans ce chapitre, on a optimisé le calcul des couples articulaires afin de réaliser les objectifs fixés, comme respecter la répartition des efforts entre les deux jambes calculée dans le chapitre précédent. Grâce à cette optimisation, on est capable d'adapter le calcul à l'actionnement réel du système. En

effet, au lieu d'avoir 7 actionneurs par jambe pour produire $\mathbf{W}_{gr}$, on n'en a que 4 et les deux jambes doivent collaborer pour produire $\mathbf{W}_{gr}$ exactement.

De la même manière qu'un système multi-corps complètement actionné, on ajuste le calcul des couples articulaires finaux à envoyer à l'exosquelette via les équilibres successifs des segments du robot. A l'issue de ce dernier calcul, on obtient le vecteur $\boldsymbol{\tau}$ et on envoie directement les couples articulaires aux 8 moteurs de l'exosquelette pour qu'il compense sa gravité et assiste l'utilisateur si nécessaire.

Dans la suite, on présentera quelques résultats de simulations pour rendre compte de l'impact de la diminution du nombre d'actionneurs par rapport au nombre de degrés de liberté et notamment, des différents critères d'optimisation présentés ci-dessus.

5.3 Simulations

On rappelle que les simulations sont faites dans l'environnement physique XDE développé par le CEA. Ces simulations ont pour but de mettre en évidence les compromis qu'on doit faire lorsque toutes les articulations du robot ne sont pas motorisées. Le cas particulier d'EMY-Balance montre que :

- lorsqu'on ne considère qu'une seule jambe, le système est sous-actionné : les actionneurs présents sur la jambe ne peuvent pas produire n'importe quel torseur d'effort ;
- lorsqu'on combine l'action des deux jambes, elles forment un système sur-actionné : le torseur d'effort désiré est complètement réalisé mais la production de ce torseur peut générer des efforts internes.

La première simulation consiste à comparer la méthode la plus simple, qui est la méthode « projection » - elle consiste à mettre à zéro les couples articulaires calculés pour les axes passifs - et la méthode d'optimisation simple via la pseudo-inverse de Moore-Penrose sans critère à minimiser.

La deuxième simulation permet de comparer les différents critères de minimisation présentés précédemment :

1. C_1 : suivre la répartition gauche/droite désirée
2. C_2 : suivre la répartition gauche/droite désirée et minimiser les efforts d'interaction
3. C_3 : version pondérée de C_2

Elle met en avant le compromis entre respecter la répartition des efforts souhaité, les efforts internes qu'exerce une jambe sur l'autre et les efforts d'interaction avec l'utilisateur.

On rappelle que l'axe x pointe vers la droite, l'axe y vers l'avant et l'axe z pointe vers le haut.

5.3.1 Méthode « projection » VS méthode d'optimisation

La méthode « projection » est la méthode la plus simple à mettre en œuvre [135]. L'idée de ces premiers résultats est de montrer la différence entre cette méthode et la méthode d'optimisation qui minimise le critère C_1.

Le scénario est le suivant : l'exosquelette est en position statique avec une répartition des efforts $\alpha_{\text{ICP},l} \simeq 0.49$ et $\alpha_{\text{ICP},r} \simeq 0.51$, la jambe gauche devant la jambe droitee. Les semelles de l'exosquelette sont parallèles. La commande est en mode « transparent ». On évalue alors les efforts générés dans cette posture.

Annuler les couples articulaires sur les axes passifs ne permet pas de générer le torseurs désiré, contrairement à la méthode d'optimisation (cf. figure 5.5). On peut observer que sur l'axe z, la méthode « projection » ne compense pas entièrement le poids de l'exosquelette ($\simeq -100$N), ce qui est problématique lorsqu'on veut assister l'utilisateur et le soulager des charges massives. Les figures (5.6.a) et (5.6.b) représentent respectivement les erreurs en force de la jambe gauche et celles en moment de la même jambe.

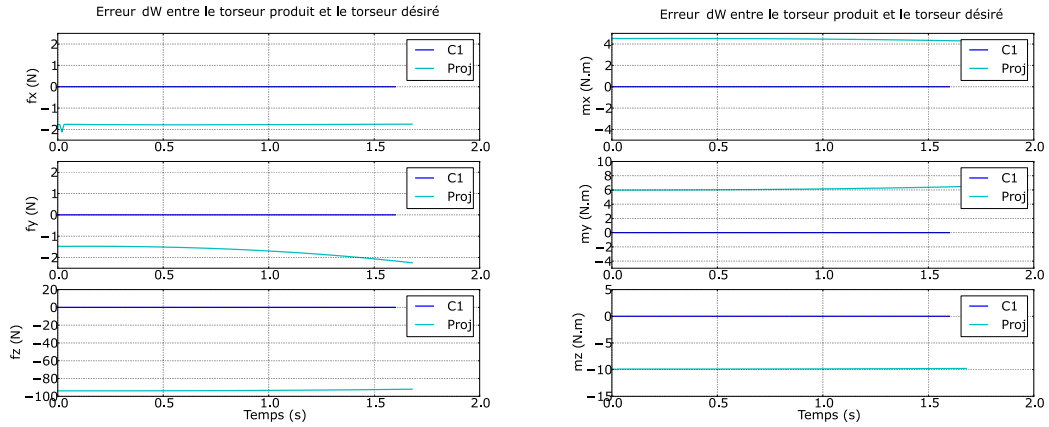


FIGURE 5.5 – Erreur entre le torseur d'effort global produit par les actionneurs des deux jambes (compensation de gravité + correction) via la méthode « projection » (cyan) et la méthode « C_1 » (bleu), et le torseur théorique calculé par la commande.

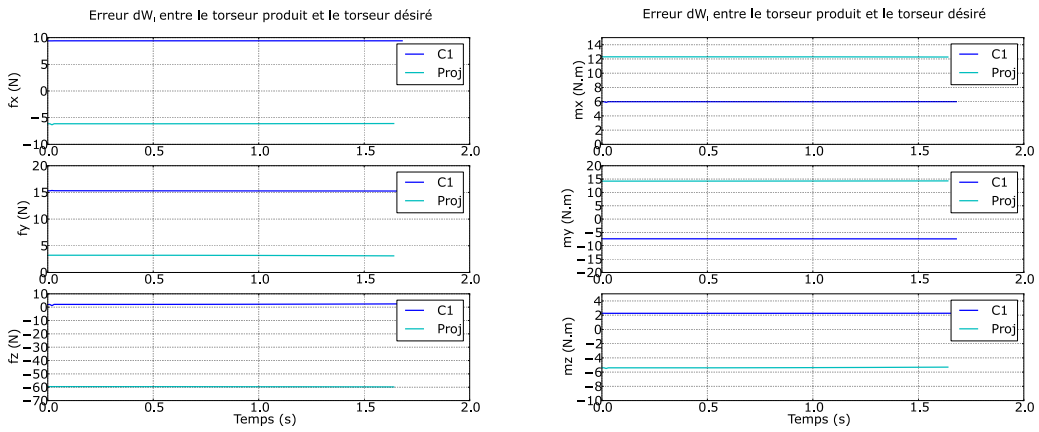


FIGURE 5.6 – Erreur entre le torseur d'effort produit par la jambe gauche via la méthode « projection » (cyan) et la méthode « C_1 » (bleu), et le torseur théorique calculé par la commande.

Globalement, la méthode « projection » génère beaucoup plus d'erreur et ne produit pas le torseur désiré calculé par la commande de gestion de l'équilibre, elle ne peut pas créer l'effort de correction nécessaire pour ramener le ICP à l'intérieur de la zone de stabilité et surtout elle ne permet pas de suivre la répartition des efforts souhaitée. Elle n'est donc pas intéressante pour notre application.

5.3.2 Comparaison des différents critères d'optimisation

Le scénario de cette simulation est le suivant :

1. État initial : l'exosquelette est dans une posture initialement stable - le ICP est situé à l'intérieur du polygone de sustentation - la jambe gauche devant la droite et les pieds sont parallèles. Le mode « transparent » est activé.
2. $t = 0.7$ s, on applique une force de perturbation $\mathbf{F}_{push} = \begin{bmatrix} 0 & 30\text{N} & 0 \end{bmatrix}^t$ pendant $t_{push} = 0.1$ s, entraînant le ICP à l'extérieur de la zone de stabilité. La correction d'équilibre est alors activée ($K_c/w_0 = 3.03$). La zone rouge sur les figures (5.7), (5.8) et (5.10) représente la durée pendant laquelle cette perturbation est appliquée.
3. Etat final : le retour à un état stable en mode « transparent ».

Clairement, sur la figure (5.7), on observe qu'en ce qui concerne la réalisation du torseur désiré par jambe (cf. figures (5.7.a) et (5.7.b)), la minimisation du critère C_3 implique un plus faible coût par rapport aux deux autres critères. Cependant, diminuer l'erreur entre la norme au carré de l'erreur entre le torseur produit par les actionneurs de la jambe et le torseur calculé par la commande augmente l'amplitude des forces d'interaction (cf. figure (5.7.c)). Le compromis est alors le suivant : à quel point est-on prêt à laisser l'utilisateur encaisser des efforts d'interaction au profit de la réalisation complète du torseur d'effort de correction et de compensation de poids calculé par la commande ?

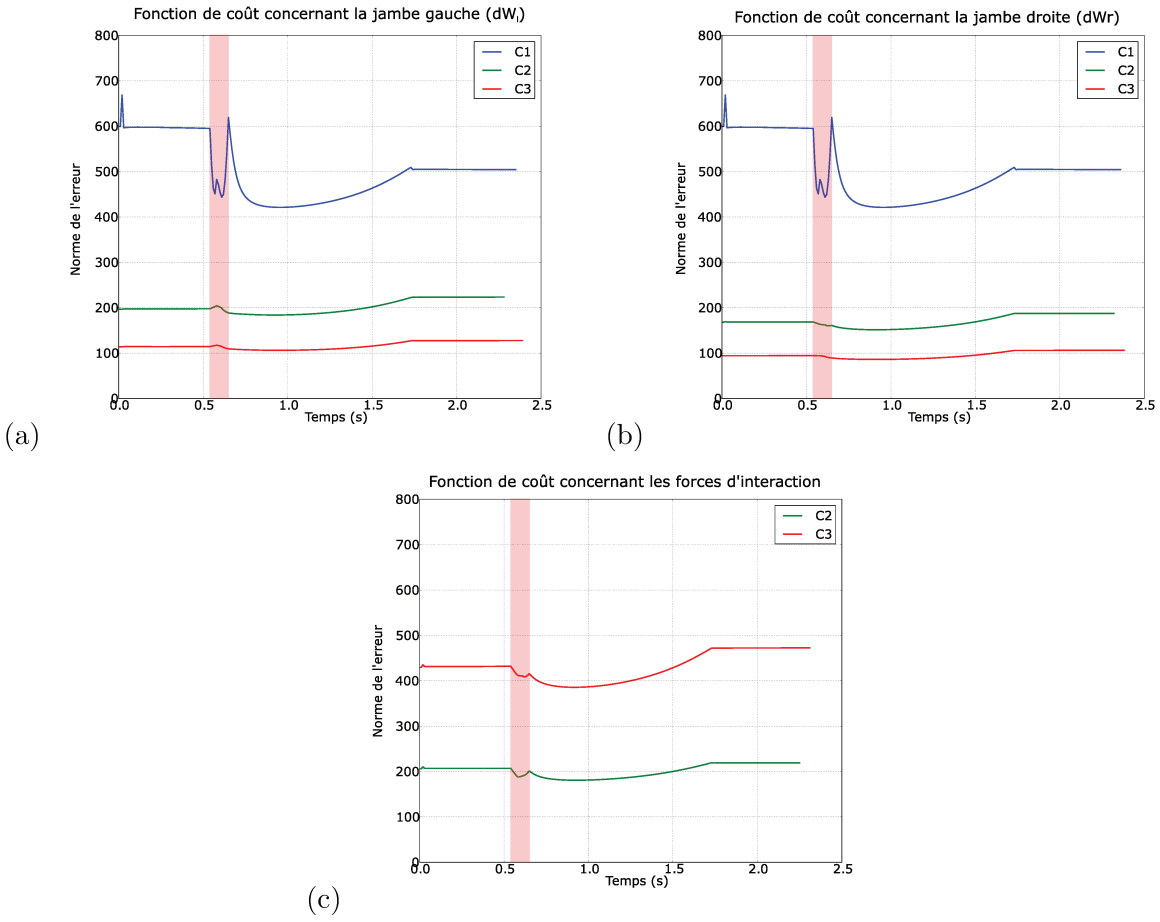


FIGURE 5.7 – [139]. Fonctions de coûts minimisés : (a) Norme au carré de l'erreur entre le torseur produit par les actionneurs de la jambe gauche $\mathbf{W}_{a,l}$ et le torseur calculé par la commande $\mathbf{W}_l$. - (b) Norme au carré de l'erreur entre le torseur produit par les actionneurs de la jambe droite $\mathbf{W}_{a,r}$ et le torseur calculé par la commande $\mathbf{W}_r$. - (c) Somme des normes au carré des forces d'interaction $\mathbf{F}_i$.

La figure (5.8) permet d'observer en détail les erreurs en effort et les erreurs en moment entre les torseurs produits par les actionneurs de la jambe gauche et de la jambe droite et le torseur théorique souhaité associé (compensation de gravité et torseur de correction). Les figures (a) et (b) représentent la jambe gauche et les figures (c) et (d), la jambe droite. Sur ces différentes courbes, on remarque qu'en général le calcul d'optimisation qui minimise le critère C_3 conduit à une plus faible erreur que pour les autres optimisations, en particulier sur l'axe z où l'erreur peut être considérée comme étant nulle (la compensation de gravité est complètement réalisé et le transfert de charge d'une jambe à l'autre l'est également), excepté le moment autour de l'axe z (jusqu'à 4 N.m.). On peut également souligner que les calculs basés sur les critères C_2 et C_3 sont moins sensibles à la perturbation subie à $t = 0.7$ s, au changement de mode, que ceux basés sur le critère C_1.

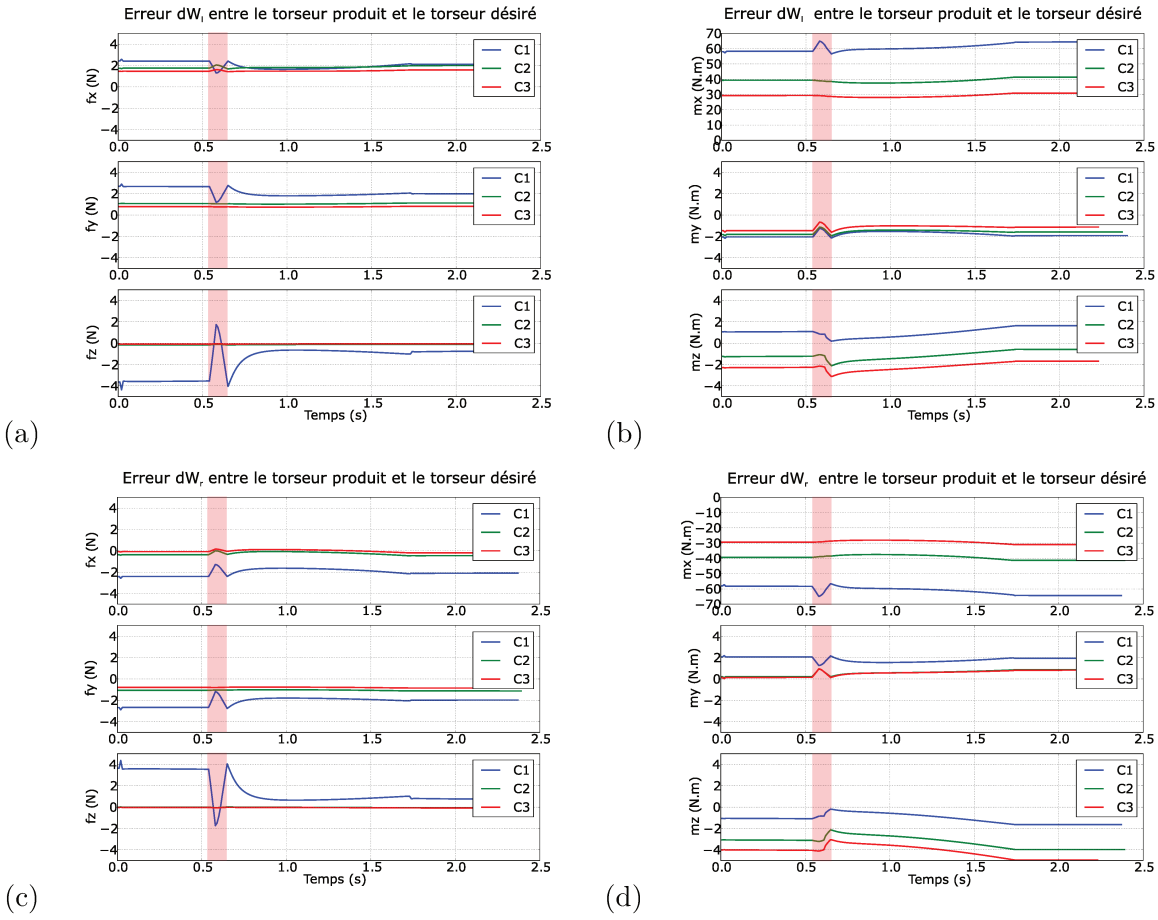


FIGURE 5.8 – [139]. (a) et (b) Erreur de torseur entre le torseur produit par les actionneurs de la jambe gauche $\mathbf{W}_{a,l}$ et le torseur calculé par la commande $\mathbf{W}_l$. - (c) et (d) Erreur de torseur entre le torseur produit par les actionneurs de la jambe droite $\mathbf{W}_{a,r}$ et le torseur calculé par la commande $\mathbf{W}_r$.

Sur la figure (5.10), on reporte les forces d'interaction calculées par les optimisations sous contrainte C_2 (cf. figure 5.10.a) et sous contrainte C_3 (cf. figure 5.10.b). Pour ce faire, on a choisi arbitrairement 4 points d'interaction entre l'utilisateur et l'exosquelette comme indiqués sur la figure (5.9). On constate alors, que pour les efforts sur les axes x et z, les deux optimisations conduisent aux mêmes efforts d'interaction. Par contre, pour les efforts sur l'axe y (dans la direction sagittale), le critère C_3 génère plus d'effort que le critère C_2. On peut interpréter ces résultats comme étant la conséquence de la faible erreur sur la réalisation des torseurs théoriques désirés : si on veut que les actionneurs soient capables de réaliser complètement le torseur désiré, l'utilisateur doit compenser les efforts parasites générés. En effet, on rappelle que le système {une jambe} est sous-actionné et est par définition, incapable de réaliser n'importe quel effort demandé.

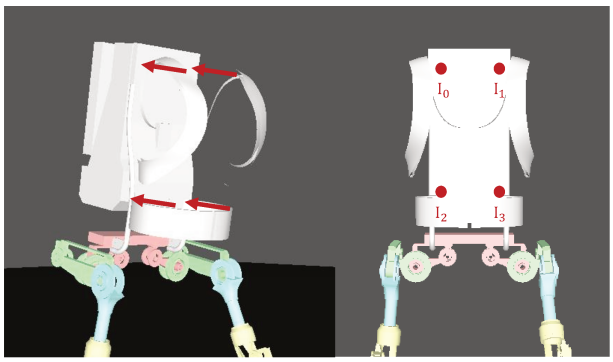
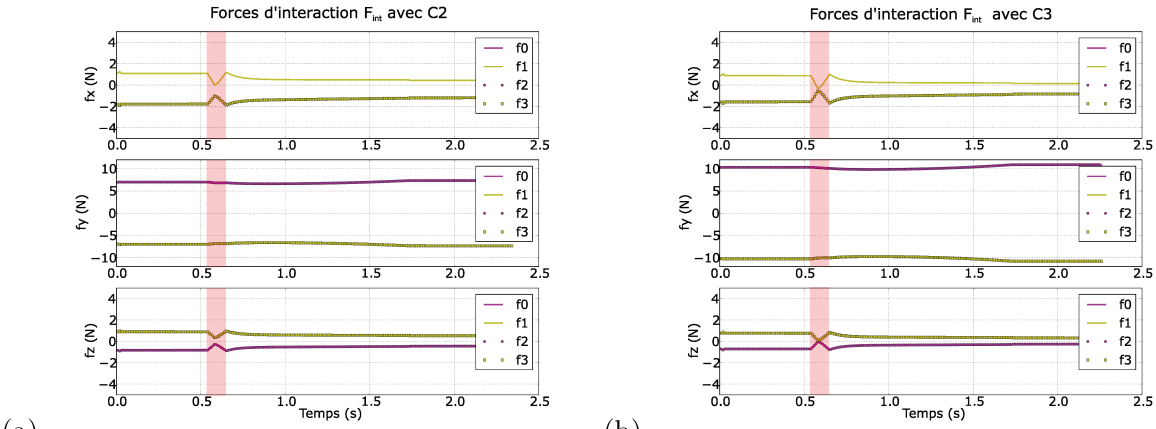


FIGURE 5.9 – Points d'interaction choisis arbitrairement entre l'utilisateur et l'exosquelette (XDE Physics).



(a) (b)

FIGURE 5.10 – [139]. Forces d'interaction entre l'utilisateur et l'exosquelette via les points d'interaction choisis (cf. figure (5.9)) issues du calcul d'optimisation des couples articulaires : - (a) avec le critère C_2 - (b) avec le critère C_3.

Pour résumer, cette simulation permet d'évaluer la capacité des actionneurs à réaliser le torseur désiré en gardant un œil sur les efforts d'interaction générés. Plus on veut se rapprocher de la valeur théorique plus les efforts d'interaction sont élevés. Il faut donc trouver le bon compromis, et savoir ce que l'utilisateur peut gérer/encaisser comme effort.

Ici, il est important de savoir ce que l'on veut. Réduire l'erreur sur les torseurs à produire nous permet de compenser entièrement la gravité mais aussi d'appliquer les efforts de correction sur l'utilisateur afin de le sécuriser. Cependant, avec le nombre d'actionneurs présents sur la machine, on doit s'appuyer sur l'utilisateur pour réaliser les objectifs. Des travaux expérimentaux pourraient nous aider à statuer sur ce que l'utilisateur peut encaisser comme effort et connaître la limite du confortable.

5.4 Conclusion et discussion

On a commencé ce chapitre en décrivant l'actionnement de EMY-Balance, l'exosquelette sur lequel on va tester une partie de la commande conçue pendant la thèse. En effet par jambe, seulement 4 articulations sur 7 sont actionnées. Cela veut dire que lorsque l'exosquelette est en simple support, il est peu probable qu'il puisse réaliser les efforts théoriques calculés dans le chapitre 4. On se contentera de l'effort que peut produire les actionneurs sans se soucier des articulations passives. Par contre, si on combine l'action des deux jambes, le système devient redondant et l'exosquelette est alors capable de produire l'effort de correction et la compensation de gravité nécessaires. L'approche utilisée - l'optimisation sous contrainte - permet d'obtenir des résultats qui respectent au maximum les objectifs tels que minimiser l'erreur entre le torseur produit par les actionneurs et le torseur théorique et/ou de minimiser les efforts d'interaction.

On a alors choisi de réaliser en priorité le torseur d'effort $\mathbf{W}_{gr}$ calculé à l'issue du chapitre 3, afin d'obtenir le comportement global, la dynamique globale de l'exosquelette. Cependant, suivre la répartition des efforts déterminée dans le chapitre 4 est important si on veut un meilleur transfert de poids. Le plus important pour ne pas gêner l'utilisateur dans son mouvement est le transfert de poids d'une jambe à l'autre (la répartition des efforts sur la composante verticale f_z), en fixant comme objectif « suivre la répartition désirée » sous contrainte de la réalisation du torseur d'effort $\mathbf{W}_{gr}$. C'est donc à travers la fonction objectif que des compromis doivent être faits entre les efforts produits par les actionneurs, les forces d'interaction et les efforts internes. On a vu que l'utilisateur devait reprendre une partie des efforts non générés par l'exosquelette pour réaliser le comportement souhaité. Cependant dans les simulations, on remarque que l'utilisateur ne reprend pas d'effort sur l'axe z. Cela veut dire que le transfert de poids est bien réalisé par l'exosquelette, lorsqu'on accepte que l'utilisateur reprenne une partie des efforts selon les axes x et y.

On est conscient qu'à la suite du calcul d'optimisation, il est probable que les torseurs d'effort produits par chaque jambe ne soient pas satisfaisants comme par exemple, lorsque les jambes produisent des efforts antagonistes trop élevés (efforts internes) ou encore lorsque la réalisation de $\mathbf{W}_{gr}$ dépend immodérément de l'utilisateur. Dans ce cas, on choisira d'utiliser la méthode « projection » et l'utilisateur devra produire l'effort complémentaire déterminé par la partie concernant les articulations passives de l'équation (5.3). Cependant on soutient l'idée qu'il est important d'implémenter et de tester nos algorithmes sur l'exosquelette afin de définir ce qui est acceptable ou pas pour l'utilisateur. Les méthodes C_2 (cf. section 5.2.3.2) et C_3 (cf. section 5.2.3.3) ont alors l'avantage de réaliser l'effort global désiré, tout en respectant au maximum la répartition des efforts souhaité et surtout, elles nous permettent de surveiller et de maîtriser les efforts repris par l'utilisateur.

Le prochain chapitre est dédié aux travaux expérimentaux menés sur EMY-Balance, malheureusement à cause des retards accumulés lors de la construction de la machine, on ne pourra pas tester la commande entièrement. On se limitera à faire tenir l'exosquelette debout et d'évaluer la pertinence de la répartition des efforts α proposée dans le chapitre 4.

Chapitre 6

Expérimentations

Sommaire

6.1 Cadre expérimental 129
6.1.1 Installation 129
6.1.2 Instrumentation de EMY-Balance 130
6.1.3 Architecture logicielle 131
6.2 Objectif 131
6.3 Déroulement 132
6.3.1 Phase d'initialisation 132
6.3.2 Commande 132
6.3.3 Simplifications et paramètres 133
6.4 Résultats expérimentaux 133
6.4.1 Plan latéral 133
6.4.2 Plan sagittal 136
6.5 Conclusion 140

Ce chapitre décrit les essais qui ont été mis en œuvre dans le temps imparti, la commande ne sera pas testée entièrement. On choisit alors de ne mettre en évidence qu'un seul aspect de la commande : la pertinence des coefficients de répartition du poids sur les deux jambes. En effet, dans le chapitre 4, on a présenté un nouveau couple de coefficients $\alpha_{\mathrm{ICP},l/r}$ permettant un meilleur transfert de poids de l'exosquelette : l'objectif est de décharger l'utilisateur de ce rôle afin de lui offrir une meilleure mobilité. Durant les essais, l'utilisateur se trouve à l'extérieur de l'exosquelette et le bouge à la main, comme pour simuler les intentions que l'utilisateur aurait s'il était à l'intérieur.

6.1 Cadre expérimental

6.1.1 Installation

Le système anti-chute utilisé pour la sécurité des essais est la chèvre de levage. Elle permet de suspendre l'exosquelette pendant chaque phase d'initialisation, avant l'activation de la commande.

Les essais se font sous le contrôle de deux personnes : un opérateur qui supervise l'essai via l'ordinateur et un utilisateur qui bouge l'exosquelette à la main.

L'opérateur initialise la partie simulation et supervise l'essai à l'aide du simulateur XDE. L'opérateur active alors la commande de gestion d'équilibre sur l'exosquelette réel en lui envoyant les couples articulaires calculés et enfin, l'utilisateur peut manipuler l'exosquelette pour tester la commande.

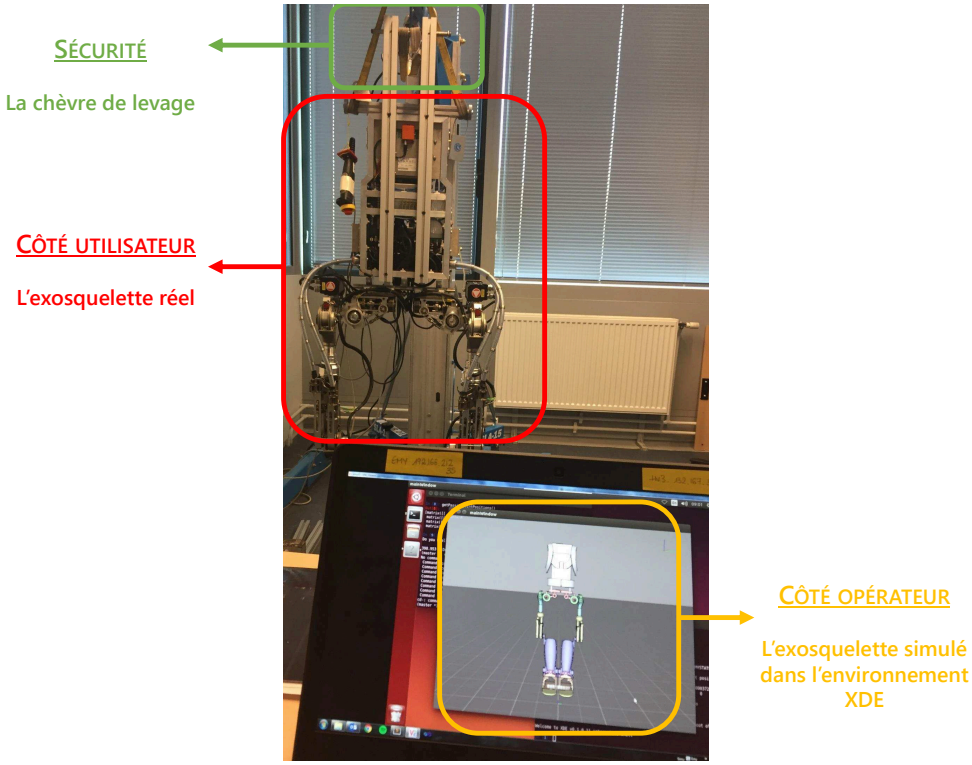


FIGURE 6.1 – Cadre expérimental pour les essais sur EMY-Balance

6.1.2 Instrumentation de EMY-Balance

EMY-Balance est équipé d'une centrale inertielle XSENS placée au milieu-haut du dos. Chaque articulation est dotée d'un potentiomètre afin de connaître la position articulaire absolue de chaque axe, qu'il soit actif ou passif, et les articulations actives possèdent également un codeur rotatif du côté du moteur, pour une meilleure précision des mesures et pour obtenir une mesure des vitesses articulaires. Pour ces essais, les semelles de l'exosquelette ne sont pas instrumentées.

A l'aide de toutes ces données et des modèles géométrique et cinématique, on est alors capable de reconstruire l'état du robot, dont la position du centre de masse global de l'exosquelette et la position de chacun des corps qui constitue le robot. On pourra dériver numériquement la position du centre de masse pour obtenir sa vitesse et ainsi calculer la position du point de capture instantané.

6.1.3 Architecture logicielle

L'architecture globale est composée de quatre principaux blocs (cf. figure (6.2)) :

- L'exosquelette EMY-Balance instrumenté de différents capteurs.
- Le contrôleur bas niveau (Robot Controller) qui gère les différents variateurs et envoie les commandes de couples à l'exosquelette.
- Le contrôleur haut-niveau (Balance Controller) qui gère l'équilibre du système.
- Le simulateur XDE qui permet de superviser des essais.

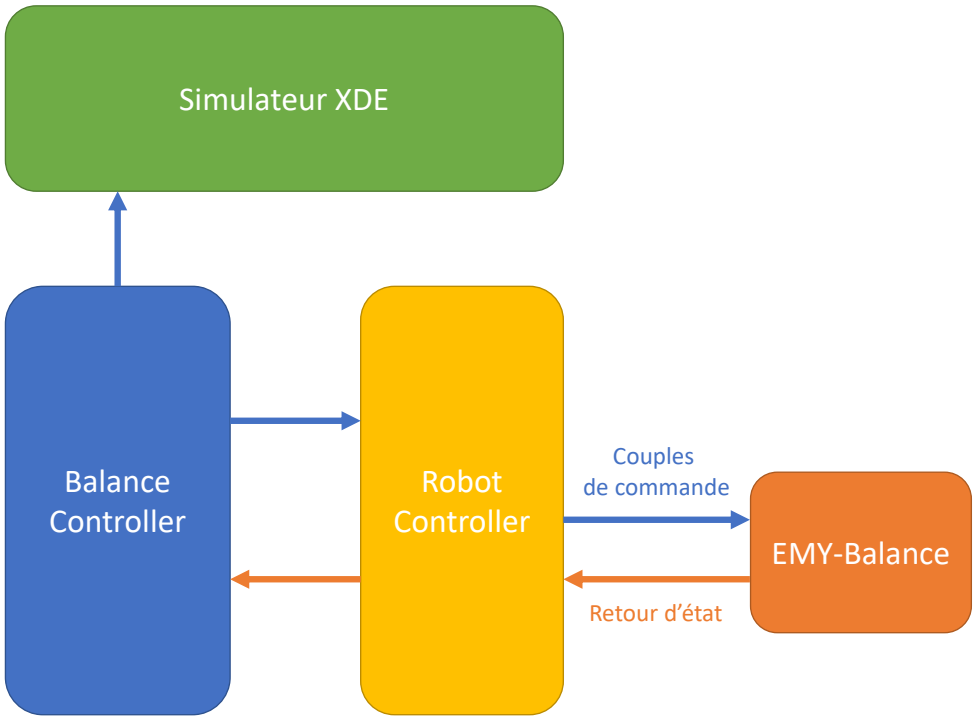


FIGURE 6.2 – Architecture logicielle globale

Le bloc « Balance Controller » constitue le cœur de la thèse. Il prend en entrée l'état courant de l'exosquelette EMY-Balance (positions et vitesses articulaires, orientation du dos, accélération linéaire du dos, etc.) et calcule les couples articulaires réalisant les tâches désirées comme la compensation de gravité et la correction d'équilibre. Une fois ces couples articulaires calculés, ils sont directement envoyés à l'exosquelette réel et/ou à l'exosquelette simulé dans l'environnement physique XDE.

6.2 Objectif

L'objectif des expérimentations présentées dans ce manuscrit est de tester le mode « transparent » de la commande de gestion de l'équilibre de l'exosquelette, ce qui correspond à la compensation de gravité. Pour ce faire, on utilise la méthode de calcul des couples articulaires présentée dans le chapitre 5, prenant en compte $\alpha_{\text{ICP},l/r}$ et le sous-actionnement de EMY-Balance.

Tout d'abord, on cherchera à faire tenir debout l'exosquelette seul, en double support et sans aide de la chèvre de levage. Une fois debout, l'utilisateur va venir le bouger au niveau du dos tout en faisant attention à garder le centre de masse de l'exosquelette à l'intérieur de son polygone de sustentation. La répartition du poids est alors modifiée tout au long de la manipulation, mais ceci ne doit pas perturber l'équilibre en double support du système. Les résultats expérimentaux mettront en évidence ce transfert de poids, notamment lorsque l'utilisateur veut aller vers l'avant ou l'arrière.

On rappelle que pour ces essais, les semelles d'EMY-Balance ne sont pas instrumentées. On ne peut donc pas mesurer directement les α. On est alors en boucle ouverte et ce qu'on va observer sur les courbes, ce sont les valeurs consignes de la répartition des efforts désirée.

6.3 Déroulement

6.3.1 Phase d'initialisation

A l'aide de la chèvre, on pose les deux pieds de l'exosquelette sur le sol. On positionne l'exosquelette de telle sorte que la projection verticale du centre de masse (GCOM) soit à peu près au milieu du polygone de sustentation. Ensuite, on charge les pieds avec des poids pour éviter que les pieds ne se soulèvent lorsqu'on active la commande.

Du côté du simulateur, on synchronise la posture de l'exosquelette simulé avec celle de l'exosquelette réel. On envoie les couples articulaires calculés par la commande à la fois à l'exosquelette simulé et à l'exosquelette réel. Ainsi, on peut observer le comportement de l'exosquelette réel sur le simulateur et voir s'il se superpose avec celui de l'exosquelette simulé. A l'activation de la commande, l'exosquelette ne voit pas le poids que la commande lui demande de compenser, il faut alors rapidement descendre la chèvre afin de laisser l'exosquelette se porter entièrement seul (d'où la charge sur les pieds).

6.3.2 Commande

On teste le mode « transparent » de la commande de gestion d'équilibre de l'exosquelette. Autrement dit, il n'y a pas de torseur de correction d'équilibre et l'équation (3.14) donne :

$$\mathbf{W}_{gr} = -\mathbf{W}_{grav} \tag{6.1}$$

Suivant la position du point de capture instantané (ICP) dans le polygone de sustentation, on détermine un couple de coefficients $\alpha_{\text{ICP},l/r}$, de répartition des efforts sur les deux jambes (cf. chapitre 4). N'ayant personne à l'intérieur de l'exosquelette durant ces essais, les résultats présentés ci-après correspondront à la méthode C_1, qui optimise les couples articulaires pour un meilleur suivi de la répartition $\alpha_{\text{ICP},l/r}$ (cf. section 5.2.2).

6.3.3 Simplifications et paramètres

Pour mettre en place des expérimentations élémentaires rapidement et de manière significative, on procède à quelques simplifications :

- Pour avoir une marge de manœuvre maximale, la zone de stabilité est égale au polygone de sustentation. Ainsi tant que le point de capture instantané est à l'intérieur du polygone de sustentation, la commande de gestion d'équilibre est en mode « transparent » (cf. section 3.2.2).

- Pour éviter de perdre du temps sur le filtrage et traitement des données de la centrale inertielle pour ces premières expérimentations, notamment pour le calcul de la vitesse du GCOM, on pose :

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{X}}_{G'} = \mathbf{0} \\ \mathbf{X}_C = \mathbf{X}_{G'} \end{cases}$$

  On perd alors la notion d'anticipation, mais l'idée ici est de tester l'équilibre dans des conditions quasi-statiques.

- Pour le calcul de $\alpha_{\text{ICP},l}$ de la section 4.3, le paramètre γ_{min} est choisi égal à 0.5.

6.4 Résultats expérimentaux

Ici on présente les résultats expérimentaux qu'on a obtenu. On propose alors de tester le mode « transparent » sur le plan latéral et sur le plan frontal, pour observer le transfert de charge.

6.4.1 Plan latéral

Dans cette expérimentation, on teste l'équilibre dans le plan latéral. L'utilisateur déplace alors le COM de l'exosquelette du milieu vers la gauche comme le montre la figure (le long de l'axe y, le repère est orienté de telle sorte que x pointe vers l'avant, y vers la gauche et z vers le haut.). A travers ce test, on veut montrer que l'exosquelette est capable de se tenir en équilibre debout et de réaliser le transfert de poids gauche/droite.

Le scénario est le suivant (cf. figure (6.3)) :

1. État initial : l'exosquelette est debout sur ses deux jambes, les deux pieds parallèles, dans une posture équilibrée et stable. La commande est en mode « transparent » et $(\alpha_{\text{ICP},l}; \alpha_{\text{ICP},r}) \simeq (0.50; 0.50)$: le GCOM est alors au milieu des deux pieds.

2. L'utilisateur déplace le dos de l'exosquelette afin de déplacer le GCOM vers la jambe droite (cf. figure (6.4)). Les lignes en pointillées sur les figures (6.5) indiquent le début et la fin du mouvement imposé par l'utilisateur.

3. État final : l'exosquelette est debout sur ses deux jambes, les deux pieds parallèles, dans une posture équilibrée et stable. On observe alors la stabilisation des valeurs finales. $(\alpha_{\text{ICP},l}; \alpha_{\text{ICP},r}) \simeq$

$(0.35; 0.65)$ (cf. figure (6.5)).

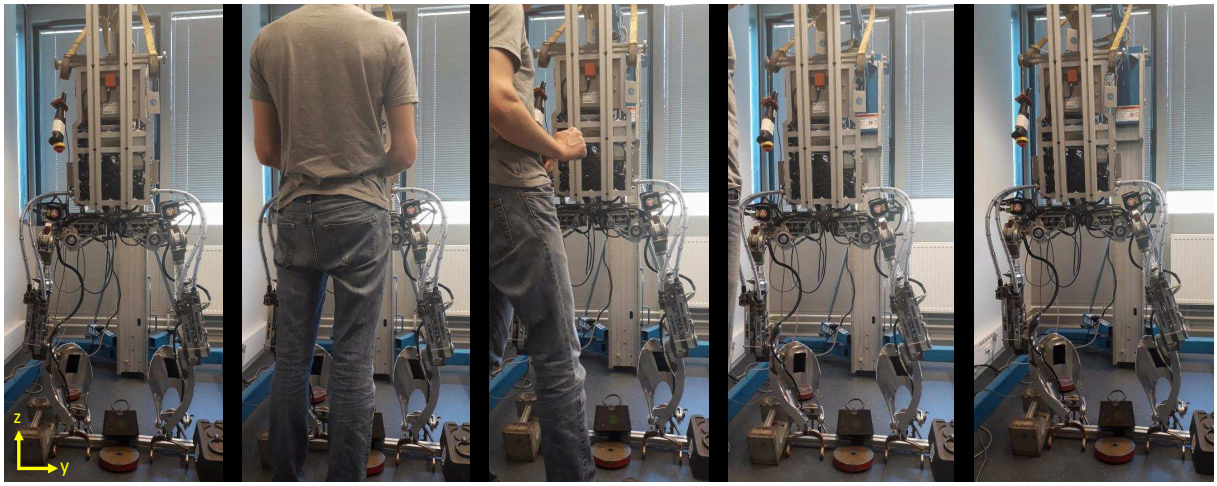


FIGURE 6.3 – Équilibre de l'exosquelette dans le plan latéral : l'utilisateur déplace le dos de l'exosquelette de la droite vers la gauche.

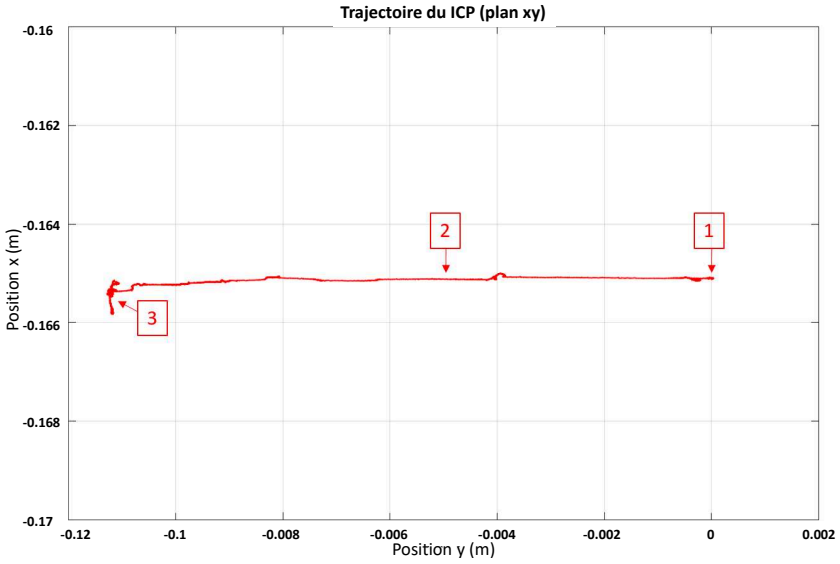


FIGURE 6.4 – Équilibre de l'exosquelette dans le plan latéral - Position du point de capture instantané dans le plan transversal $(x; y)$. Les numéros indiqués représentent les différentes étapes mentionnées ci-dessus.

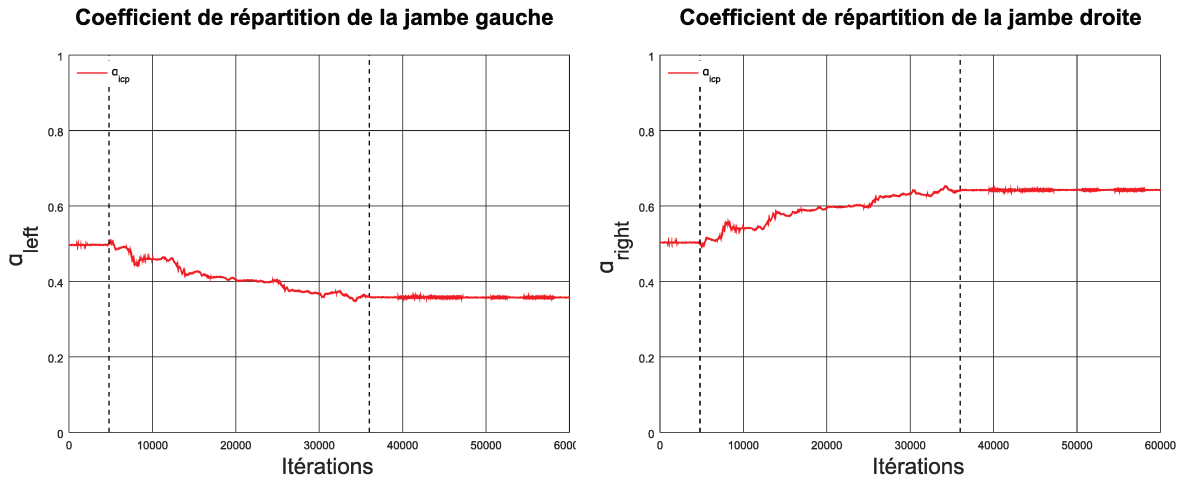


FIGURE 6.5 – Équilibre de l'exosquelette dans le plan latéral - Coefficients de répartition des efforts de la jambe gauche (à gauche) et de la jambe droite (à droite) basés sur la position du point de capture instantané tels qu'on les a définis dans la section 4.3. Les lignes noiresen pointillées représentent le début et la fin de la manipulation de l'exosquelette par l'utilisateur.

Une fois qu'une bonne partie du poids est transférée sur la jambe droite de EMY-Balance, on peut faire passer l'exosquelette de la phase de double support à la phase de simple support soit en déplaçant manuellement le dos de telle sorte qu'on obtienne $\alpha_{\text{ICP},r} = 1$ ou en l'imposant directement via la commande (cf. figure (6.7)). On rappelle que l'exosquelette ne peut pas se tenir tout seul sur une seule jambe (cf. section 5.1.2), on s'aide alors de la chèvre de levage pour fournir l'effort complémentaire à la compensation de gravité de EMY-Balance. A l'issue de cette transition, la jambe gauche est libérée et peut donc être manipulée par l'utilisateur. La jambe gauche (ou jambe de vol) compense son propre poids pour éviter que l'utilisateur ait à la porter lorsqu'il souhaite la mouvoir (cf. figure (6.6)).

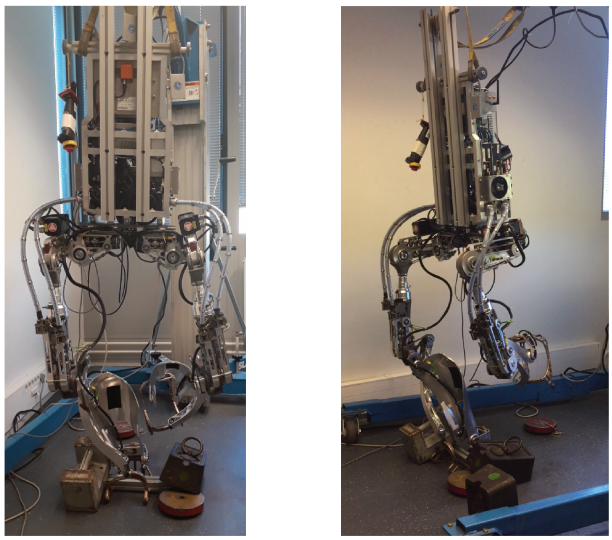


FIGURE 6.6 – EMY-Balance en phase de simple support droit.

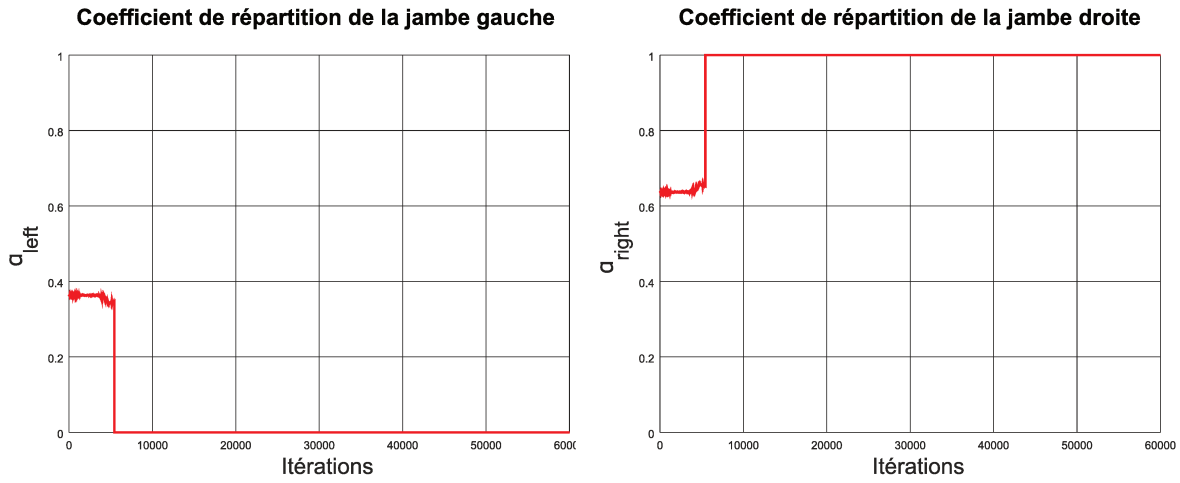


FIGURE 6.7 – Exosquelette en simple support droit - Coefficients de répartition des efforts de la jambe gauche (à gauche) et de la jambe droite (à droite).

6.4.2 Plan sagittal

Cet essai permet de mettre en évidence la modification de la répartition du poids dans le plan sagittal : l'utilisateur pousse l'exosquelette vers l'arrière au niveau du dos (pour faciliter la manipulation) pour simuler une intention de faire un pas en arrière, et la commande va alors transférer le poids de l'exosquelette de la jambe gauche vers la jambe droite (future jambe de support) à travers les coefficients $\alpha_{\text{ICP},l/r}$. Dans cet essai, l'utilisateur se place derrière l'exosquelette (cf. figure (6.8)).

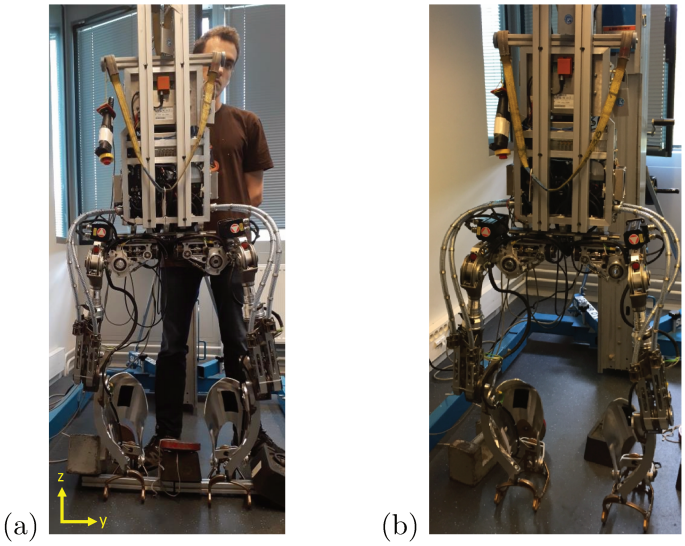


FIGURE 6.8 – (a) L'utilisateur placé derrière l'exosquelette. (b) L'exosquelette se tient debout en équilibre, en double support.

Le repère est orienté de telle sorte que x pointe vers l'avant, y vers la gauche et z vers le haut. Le scénario est le suivant (cf. figure (6.11)) :

1. État initial : l'exosquelette est debout sur ses deux jambes, les pieds parallèles, dans une posture équilibrée et stable. La commande est en mode « transparent » et $(\alpha_{\text{ICP},l}; \alpha_{\text{ICP},r}) \simeq (0.48; 0.52)$.

2. L'utilisateur tire le dos de l'exosquelette à l'arrière pour reculer le centre de masse (sur l'axe x), tout en le gardant à peu près au milieu des deux pieds et à l'intérieur du polygone de support comme le montre la figure (6.9). La commande modifie la répartition du poids entre les deux jambes tout au long de la manipulation.

   Sur les courbes de la figure (6.10), on observe alors la répartition des efforts selon la méthode basée sur le ICP et celle qu'on aurait eue si on avait opté pour la méthode basée sur le COM. Les lignes pointillées noires indiquent le début et la fin de la manipulation de l'exosquelette par l'utilisateur et les lignes pointillées bleues correspondent au moment où $\gamma > \gamma_{min}$, c'est-à-dire au moment où la commande assiste le transfert de poids (cf. section 4.3). On note que la méthode proposée pour calculer les coefficients $\alpha_{l/r}$ permet bien un transfert du poids plus rapide (de la jambe gauche vers la jambe droite) à l'approche du bord arrière que la méthode basée sur le COM.

3. L'exosquelette est dans une posture intermédiaire donnant : $(\alpha_{\text{ICP},l}; \alpha_{\text{ICP},r}) \simeq (0.32; 0.68)$.

4. L'utilisateur pousse le dos de l'exosquelette vers l'avant pour ramener le GCOM dans sa position initiale. De la même manière que l'étape 2, la commande module la répartition des efforts en conséquence tant que $\gamma > \gamma_{min}$.

5. État final : l'exosquelette est debout sur ses deux jambes, les pieds parallèles, dans une posture équilibrée et stable avec $(\alpha_{\text{ICP},l}; \alpha_{\text{ICP},r}) \simeq (0.48; 0.52)$.

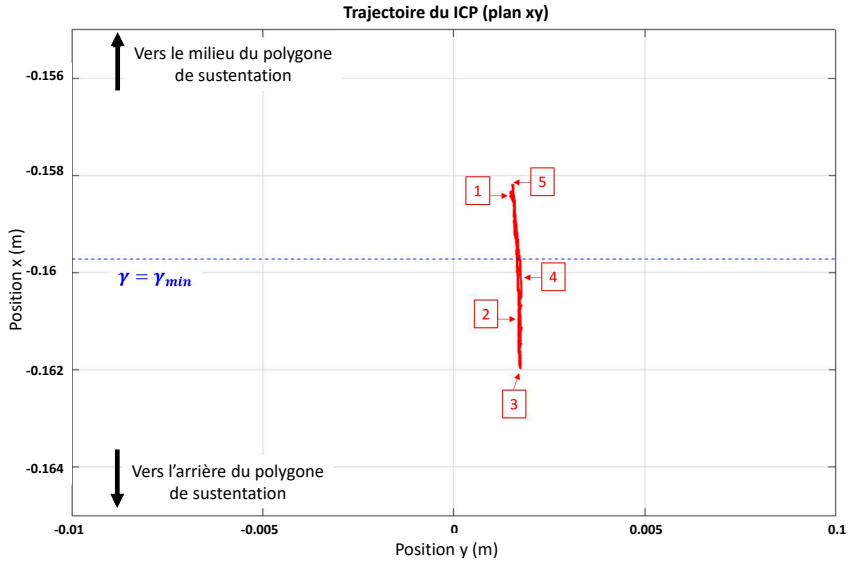


FIGURE 6.9 – Équilibre de l'exosquelette dans le plan sagittal - Position du point de capture instantané dans le plan transversal (x ;y). Les numéros indiqués représentent les différentes étapes mentionnées ci-dessus.

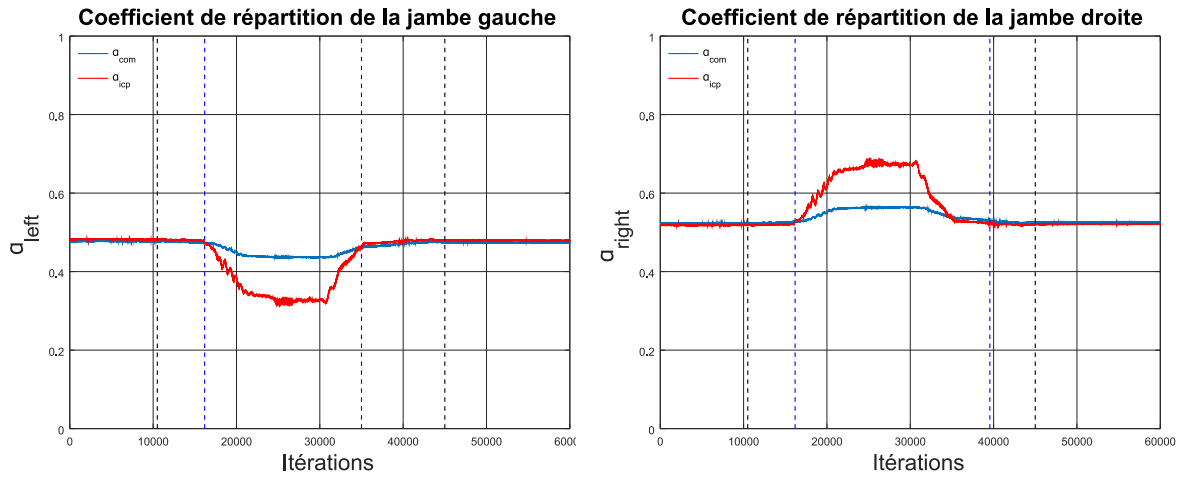


FIGURE 6.10 – Équilibre de l'exosquelette dans le plan sagittal - Coefficients de répartition des efforts de la jambe gauche (à gauche) et de la jambe droite (à droite). En rouge, les coefficients basés sur la position du point de capture instantané tels qu'on les a définis dans la section 4.3 et en bleu, ceux basés sur la position du centre de masse (cf. section 4.2.1). Les lignes pointillées noires représentent le début et la fin de la manipulation de l'exosquelette par l'utilisateur et les lignes pointillées bleues indiquent le moment où la commande assiste le transfert de charge.

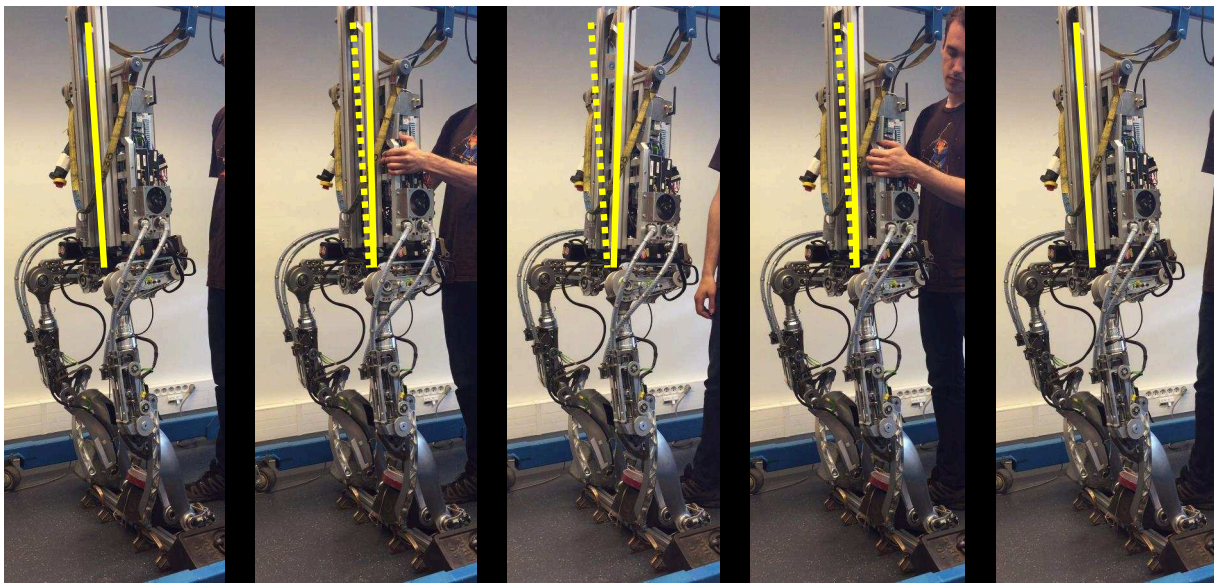


FIGURE 6.11 – Équilibre de l'exosquelette dans le plan sagittal : l'utilisateur tire le dos de l'exosquelette vers l'arrière afin de reculer le centre de masse, puis le ramène vers l'avant.

Remarques

- Les positions du ICP sont calculés dans un premier temps dans le repère mobile lié à la base flottante. Pour des soucis de lisibilité des graphes, ces positions sont ensuite transformées dans le repère cartésien centré à l'origine du monde simulé de XDE.
- Le débattement du ICP réalisé dans cet essai est très petit (de l'ordre du centimètre). Cela s'explique par les butées mécaniques en place sur l'exosquelette (dans le plan latéral) et par de nombreux problèmes de modèles (grand écart entre le modèle CAO et le modèle du robot réel) qu'on n'a pu résoudre dans le temps imparti. Pour améliorer ce point, il faudra alors identifier les paramètres du modèle.

6.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les essais que nous avons effectué durant cette thèse. Pour de nombreuses raisons, nous n'avons pu tester qu'une seule partie de la commande : nous avons choisi de mettre en évidence l'importance de la répartition des efforts et notamment du poids sur les deux jambes, dans l'utilisation de l'exosquelette en situation quasi-statique. En effet, l'un des retours d'expériences réalisées sur l'exosquelette HV3 était que si l'utilisateur ne réalisait pas un minimum ce transfert de poids avant de lever sa jambe pour marcher, cette dernière se retrouvait bloquée au sol par le poids de l'exosquelette. La correction d'équilibre présentée dans le chapitre 3 n'est donc pas testée.

Ces tests ont alors permis de montrer que la commande mise en place permet de faire tenir EMY-Balance sur ses deux jambes en équilibre, mais aussi qu'elle était capable de moduler la contribution de chaque jambe dans la réalisation des tâches demandées. Ce qu'il faut retenir, c'est : en plus d'assurer l'équilibre gauche/droite (cf. section 6.4.1), l'exosquelette est aussi capable de l'assurer dans le plan sagittal (cf. section 6.4.2) et en particulier, d'anticiper le pas en assistant le transfert de poids d'une jambe à l'autre. On a comparé les coefficients de répartition des efforts $\alpha_{\mathsf{ICP},l/r}$ et $\alpha_{\mathsf{COM},l/r}$ (répartition basée sur la position de centre de masse) et on a observé qu'un meilleur transfert de poids est obtenu en mode « transparent ».

Chapitre 7

Conclusion générale

Sommaire

7.1 Contributions 141
7.1.1 Commande du point de capture instantané appliquée à un exosquelette actif avec utilisateur valide 142
7.1.2 Coefficients de répartition des efforts anticipant le pas de l'utilisateur . 143
7.1.3 Gestion du sous-actionnement de l'exosquelette 143
7.2 Perspectives 144
7.2.1 Point de capture instantané 144
7.2.1.1 Point de capture instantané en présence d'une force d'interaction 144
7.2.1.2 Complexification du modèle LIP 146
7.2.2 La répartition des efforts 146
7.2.3 Analyse du coût énergétique de l'utilisateur 146

7.1 Contributions

Les exosquelettes de jambes actifs sont aujourd'hui encore, des machines pleines de challenges : que ce soit leur mécanique, leur actionnement ou encore leur commande, de nombreuses recherches sont en cours pour améliorer leur cinématique, leur performance et leur capacité à assister son utilisateur. Dans le cadre de la thèse, nous nous sommes intéressées à la commande d'un exosquelette d'assistance, tel que EMY-Balance du CEA-LIST, conçu pour des personnes valides.

Pour pouvoir assister l'utilisateur de la meilleure manière possible, la commande doit alors prendre en compte :

- ses intentions : l'exosquelette doit détecter les intentions de l'utilisateur pour pouvoir l'assister au moment voulu ;
- son comportement : il est important de comprendre comment se comporte l'utilisateur pour pouvoir amplifier son effort, le soulager des tâches pénibles ou faciliter ses mouvements ;
- ses mouvements : l'exosquelette ne doit pas produire des efforts dans le sens contraire de ceux de l'utilisateur pour ne pas le gêner ou le blesser.

Dans cette thèse, nous avons essayé de répondre à la question suivante : « comment assister l'équilibre d'un utilisateur valide lorsqu'il est couplé à un exosquelette, en particulier en phase de double support ». Plusieurs approches étaient possibles comme par exemple, étudier les couplages entre l'exosquelette et l'utilisateur afin d'établir un modèle du système couplé, mais nous avons préféré étudier l'équilibre de l'exosquelette en fonction des actions de l'utilisateur, que ce soit en quasi-statique ou en dynamique. C'est-à-dire que l'exosquelette gère son propre équilibre, pour éviter de déséquilibrer l'utilisateur (ce dernier étant valide, nous lui faisons confiance pour assurer son équilibre). Pour cela, il prend en compte quelques informations venant de l'utilisateur pour l'assister dans le bon sens et au bon moment.

7.1.1 Commande du point de capture instantané appliquée à un exosquelette actif avec utilisateur valide

Dans le chapitre 3, nous avons présenté la commande bio-inspirée de gestion d'équilibre de l'exosquelette basée sur la surveillance et le contrôle du point de capture instantané. L'idée de cette commande est de s'affranchir de l'utilisation de capteurs d'efforts sur les semelles de l'exosquelette, afin de détecter une situation de déséquilibre et d'apporter une correction au comportement du système pour éviter la chute de l'utilisateur [127].

Après avoir étudié l'équilibre chez l'humain, nous définissons l'équilibre comme étant un état dépendant de la position du point de capture instantané, notamment lorsque ce dernier se trouve à l'intérieur du polygone de sustentation (cf. section 3.2.1). Le point de capture instantané est alors un outil qui s'avère efficace à la fois pour gérer l'équilibre du système mais aussi de générer un mouvement de marche. Suite à ces constats, nous avons défini trois modes d'action (cf. section 3.3) :

1. le mode « transparent » : aucune correction d'équilibre n'est apportée par la commande. L'exosquelette couplé à l'utilisateur est considéré comme étant en équilibre et dans une zone stable.
2. le mode « correction de l'équilibre sans changement de support » : l'exosquelette couplé à l'utilisateur est en équilibre mais se rapproche d'une situation instable. La commande exerce un effort sur l'utilisateur de telle sorte que l'exosquelette retrouve le mode « transparent ».
3. le mode « correction de l'équilibre avec changement de support » : la commande détecte une situation de déséquilibre et l'exosquelette produit un effort pour assister l'utilisateur dans son pas de récupération d'équilibre et ainsi retrouver le mode « transparent ».

Cette commande du point de capture instantané s'inspire des commandes présentes dans la littérature [72][111], cependant, c'est la première fois qu'elle est adaptée à un exosquelette d'assistance. En effet, elle respecte les mouvements de l'utilisateur en produisant un effort d'assistance dans la même direction et les trois modes présentés au-dessus permettent d'imposer un comportement global à l'exosquelette (cf. section 3.4) - soit en laissant une liberté d'action à l'utilisateur, soit en l'incitant à retrouver une situation d'équilibre. Dans ce système couplé $\{\text{utilisateur} + \text{exosquelette}\}$, chacun a son rôle à jouer : l'exosquelette aide le système couplé à trouver ou à rester dans un état d'équilibre et l'utilisateur aide le système couplé à se stabiliser. C'est ce qu'on appelle de la robotique collaborative.

7.1.2 Coefficients de répartition des efforts anticipant le pas de l'utilisateur

Nous avons vu dans le chapitre 4 le rôle qu'a chaque jambe dans l'équilibre du système (cf. section 4.1). La deuxième contribution de la thèse consiste en la définition d'un nouveau couple de répartition des efforts basée sur le point de capture instantané [127].

Dans la littérature de la commande humanoïde, on trouve plusieurs méthodes différentes qui permettent de répartir les efforts de manière adéquate (cf. section 4.2). Seulement ces coefficients ne sont pas adaptés aux exosquelettes d'assistance, excepté ceux introduits par le CEA-LIST dans la commande des exosquelettes Hercule, reproduisant la répartition de l'utilisateur (cf. section 4.2.3). L'idée est alors d'introduire des coefficients $\alpha_{\text{ICP},l/r}$, n'ayant pas besoin de mesure directe de l'utilisateur, mais pouvant anticiper les actions de l'utilisateur (cf. section 4.3). En effet, si l'exosquelette n'a pas transféré tout son poids sur la jambe de support lorsque l'utilisateur veut faire un pas (parce qu'il l'a voulu ou bien parce qu'il a été déséquilibré), il est possible que l'exosquelette empêche l'utilisateur de lever sa jambe de vol et celle de l'exosquelette, et donc d'accomplir son action. Les coefficients $\alpha_{\text{ICP},l/r}$ facilitent alors ce transfert de poids de l'exosquelette, afin de libérer l'utilisateur de cette tâche qui peut s'avérer pénible et déséquilibrante et améliorent la stabilité latérale.

7.1.3 Gestion du sous-actionnement de l'exosquelette

Souvent, les robots utilisés dans la littérature humanoïde sont des robots complètement actionnés - toutes les articulations sont motorisées. Les exosquelettes d'assistance conçus pour les personnes valides présentent de nombreux degrés de liberté pour suivre les mouvements de l'utilisateur le plus fidèlement possible. La masse du système étant un paramètre important car elle influence les performances de l'exosquelette telles que l'autonomie et la puissance, les concepteurs choisissent de ne motoriser que certaines articulations (cf. chapitre 5). Il est alors important d'étudier l'actionnement du système pour connaître sa capacité à réaliser les efforts demandés [139].

EMY-Balance est un exosquelette sous-actionné. Si nous considérons une jambe indépendamment de l'autre, elle a de forte chance de ne pas réussir à produire l'effort théorique calculé pour compenser exactement le poids de l'exosquelette et pour assister l'utilisateur (cf. section 5.1.2). Par contre, lorsqu'on combine l'action des deux jambes, elles peuvent s'entraider et réaliser le torseur théorique globale (cf. section 5.1.3). Pour cela, on propose une résolution par optimisation sous contrainte afin de calculer les couples articulaires qui répondent à nos objectifs.
Nous allons chercher à respecter deux aspects importants (cf. section 5.2) :

- suivre la répartition basée sur le point capture instantané et permettant une meilleure assistance
- maîtriser les efforts d'interaction avec l'utilisateur dans le but de réduire les efforts internes

Contrairement à la méthode « projection » - utilisée pour la commande de l'exosquelette BLEEX [135] et qui s'appuie également sur l'utilisateur pour fournir l'effort complémentaire pour réaliser les tâches demandées - notre résolution a l'avantage de maîtriser les efforts demandés à l'utilisateur. Encore une fois, on met en avant la coopération entre l'utilisateur et l'exosquelette.

7.2 Perspectives

La commande présentée dans cette thèse constitue un point de départ afin d'aboutir à une commande opérationnelle et robuste pour un exosquelette d'assistance. De nombreux points peuvent être approfondis, notamment l'expression du point de capture instantané et le choix de la courbe de comportement de la répartition des efforts sur les deux jambes. De plus, on n'a pu tester rapidement qu'une partie de la commande : si la commande est entièrement implémentée, on peut analyser le comportement de l'utilisateur en réponse à la commande de l'exosquelette et faire des tests physiologiques peuvent être réalisés sur l'utilisateur dans le but de connaître le réel impact de l'utilisation d'un exosquelette de jambes régi par notre commande, en particulier pour des applications civiles.

7.2.1 Point de capture instantané

L'essentiel de la commande est basé sur le point de capture instantané et la définition utilisée de ce point est issue du modèle de pendule inversé (comportement global). Cependant, ce choix peut être critiqué à cause de sa simplicité.

7.2.1.1 Point de capture instantané en présence d'une force d'interaction

La première piste est d'ajouter une force d'interaction au modèle LIP, venant de l'utilisateur, pour obtenir une nouvelle expression du point de capture instantané (ICP). En effet, l'association des deux systèmes {utilisateur} et {exosquelette} doit influencer le calcul du ICP de l'exosquelette, puisqu'ils interagissent entre eux via des forces d'interaction. La difficulté est alors de poser les bonnes hypothèses pour être au plus proche de la réalité.

Pour simplifier l'étude et mettre en évidence que le point de capture instantané est modifié lorsque l'exosquelette interagit avec l'utilisateur, on peut faire l'hypothèse d'une seule force de raideur d'interaction qui relie le centre de masse (COM) de l'exosquelette et le centre de masse de l'utilisateur (supposé de même altitude). Essentiellement pour des raisons de simplification des calculs, on néglige également le moment centroïdal et on suppose que la vitesse du COM est purement horizontale. Soit le modèle présenté ci-dessous et soit le repère monde $\mathcal{R}_0 = (O; x_0; y_0; z_0)$. On suppose que le centre de pression (COP) de l'utilisateur est confondu avec celui de l'exosquelette, donc les deux pendules ont la base qui est commune. De plus, on se limitera au plan sagittal $(O; x_0; z_0)$.

Le système {exosquelette} est soumis aux efforts suivants :

- la force de réaction du sol ($\mathbf{F}_{gr}$) appliquée au COP P
- une force horizontale pure de rappel appliquée au COM de l'exosquelette E :

$$\mathbf{F}_{U\to E} \ . \ \mathbf{x}_0 = -k(L_0 - (x_U - x_E))$$

  avec k la constante de raideur et L_0 la longueur à vide du ressort
- le poids ($\mathbf{F}_{grav}$) appliqué au COM de l'exosquelette E

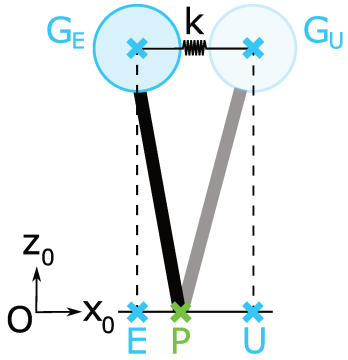


FIGURE 7.1 – Modèle LIP avec force d'interaction appliquée au centre de masse de l'exosquelette.

L'équilibre dynamique réduit au COM de l'exosquelette E et projeté dans le plan $(O; x_0; z_0)$ s'écrit :

$$\begin{cases} m_E \ddot{\mathbf{r}}_E &= \mathbf{F}_{gr} + \mathbf{F}_{grav} + \mathbf{F}_{U \to E} \\ \mathbf{I}_E \dot{\mathbf{\Omega}}_E &= (\mathbf{r}_P - \mathbf{r}_E) \times \mathbf{F}_{gr} \end{cases} \tag{7.1}$$

avec

m_E	Masse de l'exosquelette
$\mathbf{I}_E$	Matrice d'inertie de l'exosquelette
$\dot{\mathbf{\Omega}}_E$	Accélération en rotation de l'exosquelette
$\mathbf{r}_P = \begin{bmatrix} x_P & 0 \end{bmatrix}^t$	Position 2D du COP
$\mathbf{r}_E = \begin{bmatrix} x_E & z_E \end{bmatrix}^t$	Position 2D du COM de l'exosquelette
$\ddot{\mathbf{r}}_E$	Accélération 2D du COM de l'exosquelette

On peut alors définir une quantité d'énergie qui est conservée au cours d'un mouvement simple et qu'on nomme « énergie orbitale » par analogie avec ce que KAJITA fait pour le pendule simple dans [87][120], pour obtenir une nouvelle expression du point de capture instantané plus appropriée.

On obtient au final, l'expression du ICP suivante :

$$x_C = x_E + \frac{\dot{x}_E}{\omega_0} \sqrt{1 + \frac{\omega_{int}^2}{\dot{x}_E^2} (L_0 - (x_U - x_E))^2} \tag{7.2}$$

avec g la constante de gravité, $\omega_0^2 = \dfrac{g}{z_E}$ et $\omega_{int}^2 = \dfrac{k}{m_E}$.

On remarque alors que l'expression du ICP est bien différente de celle utilisée tout au long de la thèse. Si $\omega_{int}^2 \ll \dfrac{1}{\dot{x}_E^2}(L_0 - (x_U - x_E))^2$, alors k est très petit par rapport à m_E - le ressort modélisant l'interaction est très mou - et on retrouve la définition du ICP introduit dans le chapitre 3.

Cette rapide étude montre qu'en ajoutant une simple force d'interaction au modèle LIP, l'expression du ICP est déjà modifiée. L'idée est donc d'explorer cette piste pour obtenir une expression du ICP

plus représentative du comportement réel en posant les hypothèses adéquates.

7.2.1.2 Complexification du modèle LIP

On a choisi de modéliser le comportement de l'exosquelette par un pendule inversé simple. On soutient l'idée que plus le modèle est simple, moins de paramètres sont nécessaires et plus la commande peut être générique. Cependant, ce modèle représente le comportement d'un bipède de manière grossière. Il serait alors intéressant :

- d'étudier les autres modèles, notamment ceux avec un volant d'inertie [122] pour obtenir une commande qui soit plus représentative du comportement réel de l'humain,
- d'étudier l'association des deux systèmes {utilisateur} et {exosquelette} et d'établir un modèle simple du système couplé. On pourra alors comparer les résultats obtenus avec une modélisation couplée et une modélisation avec force d'interaction (point énoncé dans la section précédente).

L'objectif est d'alors de statuer sur la pertinence d'un modèle complexe pour notre application.

7.2.2 La répartition des efforts

Dans le chapitre 4, nous avons construit le coefficient α_{ICP} dans le but de montrer que le transfert de charge d'une jambe à l'autre est important. Nous avons alors choisi une courbe comportementale du type parabolique (cf. section 4.3.3). La piste serait de tester si ce choix est confortable pour l'utilisateur ou s'il préfère au contraire, une augmentation du type exponentielle - c'est-à-dire une augmentation plus lente et peut-être moins perturbante, lorsque γ est proche de γ_{min} puis beaucoup plus importante à l'approche des bords avant/arrière.
La répartition des efforts étant très importante dans l'équilibre de l'ensemble du système, il serait alors intéressant de travailler sur cet aspect pour améliorer le confort de l'utilisateur et surtout, l'assistance qu'apporte l'exosquelette. Dans la thèse, nous avons principalement étudié les situations quasi-statiques et l'équilibre en double support. Cependant, dès qu'il sera question de faire de la marche dynamique et même si l'utilisation du point de capture instantané donne à la commande un aspect dynamique, il faudra alors gérer la répartition différemment pour exploiter la dynamique naturel du système que ce soit par une méthode intuitive comme ce qu'on a fait précédemment ou alors par des méthodes d'optimisation [134].

7.2.3 Analyse du coût énergétique de l'utilisateur

Mettre en place un exosquelette d'assistance pour des applications civiles est un vrai défi aujourd'hui encore. Il est alors important de montrer que l'exosquelette peut apporter une réelle assistance et que l'utilisateur est bien soulagé des tâches pénibles [140]. Une fois que la commande sera entièrement implémentée, il faudra faire une première évaluation du gain énergétique qu'apporte l'utilisation de l'exosquelette. En effet, même si le comportement de l'utilisateur est déjà altéré par le fait d'être attaché à un système robotique, améliorer le port de charge en améliorant l'équilibre de l'exosquelette peut avoir un bénéfice plus important. Par exemple, pour les personnes en insuffisance respiratoire qui doivent porter une bouteilles d'oxygène sur le dos pour se déplacer, l'exosquelette d'assistance peut aider le patient à porter la bouteille d'oxygène qui pèse 3 kg pour 2h d'autonomie en débit

continu. Le poids de la bouteille croissant avec l'autonomie, l'exosquelette permettrait au patient de gagner grandement en autonomie, puisque toute la charge sera portée par l'exosquelette. Le patient pourra alors se déplacer avec un effort minimal.

Annexe A

Introduction à la mécanique du solide (et par extension, aux mécanismes)

On fait un bref rappel des notations utilisées tout au long du manuscrit pour décrire les différentes configurations, vitesses et forces concernant les corps rigides. Les notations utilisées sont les notations de Murray [141], adoptées par les développeurs du simulateur physique XDE.

Un robot est un système mécanique articulé, actionné et commandé. Chaque corps qui le compose est supposé rigide et les corps articulés forment des chaînes cinématiques.

Une articulation parfaite est définie comme étant une contrainte entre deux corps rigides qui n'autorise qu'un certain type de mouvement (par exemple, la pivot), indépendamment des forces et des couples appliqués sur les corps en question. Elle est également exempte de frottements secs et de frottements visqueux.

Lemme 1. *L'espace de toutes les configurations possibles d'un corps rigide par rapport à un repère de référence, est un espace à 6 dimensions noté* $SE(3)$.

Définition 1. *Un élément de* $SE(3)$*, c'est-à-dire la position et l'orientation dans l'espace d'un corps rigide, ou son déplacement, peut être représenté par une matrice homogène* $\mathbf{H}$ *de la forme*

$$\mathbf{H} := \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{p} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{4\times4} \tag{A.1}$$

avec :

- *la matrice de rotation* $\mathbf{R}$ *telle que* $\mathbf{R}^{-1} = \mathbf{R}^t \in \mathbb{R}^{3\times3}$ *et* $det(\mathbf{R}) = 1$
- *le vecteur position* $\mathbf{p}$ *tel que* $\mathbf{p} \in \mathbb{R}^{3\times1}$

Définition 2. *Soit $\mathbf{H}_j^i(t)$ une matrice homogène variant dans le temps et représentant la configuration relative d'un corps rigide j par rapport à un corps i. Le torseur cinématique $\mathbf{T}_j^{k,i}(t)$ (*twist*), du mouvement relatif de j par rapport à i, exprimé et réduit dans le repère k s'écrit*

$$\mathbf{T}_j^{k,i}(t) := \begin{bmatrix} \mathbf{v}_j^{k,i}(t) \\ \boldsymbol{\omega}_j^{k,i}(t) \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^6 \tag{A.2}$$

avec :

- $\mathbf{v}_j^{k,i}$ *la vitesse linéaire relative du corps rigide j par rapport au corps rigide i, exprimé au point O_k centre du repère k, projeté dans le repère $(k) = (O_k, x_k, y_k, z_k)$*
- $\boldsymbol{\omega}_j^{k,i}$ *la vitesse de rotation relative du corps rigide j par rapport au corps rigide i projeté dans le repère $(k) = (O_k, x_k, y_k, z_k)$*

Soit $\mathbf{Ad}_{\mathsf{H}_m^k}$, l'opérateur grand adjoint permettant de passer du repère de projection et réduction k au repère m :

$$\mathbf{T}_j^{m,i} = \mathbf{Ad}_{\mathsf{H}_m^k} \mathbf{T}_j^{k,i} \tag{A.3}$$

avec $\mathbf{Ad}_{\mathsf{H}} := \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \hat{\mathbf{p}}\mathbf{R} \\ 0 & \mathbf{R} \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{6\times 6}$ et $\hat{\mathbf{p}} = \begin{bmatrix} 0 & -p_z & p_y \\ p_z & 0 & -p_x \\ -p_y & p_x & 0 \end{bmatrix}$ pour $\mathbf{H}$ défini par l'équation (A.1).

Définition 3. *Soit $\mathbf{f}_j^i$ avec $j = 1 \dots k$ un ensemble de k forces s'appliquant sur le corps rigide i, exprimées dans le repère i. Soient $\mathbf{r}_j^i$ les coordonnées dans le repère i du point d'application de la force j sur le corps i. Le torseur d'effort $\mathbf{W}_i^i$ (*wrench*) associé est*

$$\mathbf{W}_i^i = \sum_{j=1}^{k} \begin{bmatrix} \mathbf{f}_j^i \\ \mathbf{r}_j^i \times \mathbf{f}_j^i \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^6 \tag{A.4}$$

où l'exposant indique le repère dans lequel le torseur d'effort est exprimé et l'indice, le corps sur lequel le torseur s'applique.

L'opérateur grand adjoint peut aussi être utilisé pour changer le repère de projection et réduction du torseur d'effort $\mathbf{W}_i^i$ de la manière suivante :

$$\mathbf{W}_i^j = \mathbf{Ad}^t_{(\mathsf{H}_i^j)^{-1}} \mathbf{W}_i^i \tag{A.5}$$

Annexe B

Le simulateur physique XDE

XDE est un environnement de simulation physique interactive entièrement développé par le CEA LIST [133]. Il est le résultat de nombreuses années de développement logiciel en réalité virtuelle.

Le moteur physique XDE-Core présente des performances que d'autres simulateurs n'ont pas notamment dans la gestion des contacts par contraintes qui permet d'obtenir un solveur mécanique robuste, lui garantissant une précision importante. Celui-ci gère l'ensemble de la simulation physique en temps réel, ainsi que les collisions entres les différents objets simulés et les contacts, modélisés suivant la loi de frottement de Coulomb. Il gère les corps rigides ou déformables, en particulier les câbles, les chaînes polyarticulées avec contacts intermittents et les fluides (liquide, gaz ou fumée). Le composant central du moteur physique est le module de calcul mécanique GVM (Generalized Virtual Mechanisms). Il permet de gérer les systèmes multi-corps et de calculer les différents outils mathématiques nécessaires pour contrôler le système. Il se base sur le formalisme des groupes de Lie [142].

FIGURE B.1 – Images de simulations sous XDE : (à gauche) humain virtuel réalisant une tâche complexe - (à droite) écoulement d'un fluide

Pour créer une scène sous XDE, trois agents sont nécessaires :

- un agent physique
- un agent graphique
- un agent de collisions

L'agent physique permet d'appliquer les lois de la physique à l'ensemble des objets de la partie graphique de la scène. Lors de la création, il faut connecter ces trois agents entre eux afin que la scène aie le meilleur rendu possible. Pour cela, il existe des connecteurs liés à **Orocos**, librairie qui permet de gérer des tâches en temps réel. Une fois connectée, la physique influence le comportement du graphique, comme c'est le cas d'un contrôleur.

Bibliographie

[1] R. Bogue. Exoskeletons and robotics prosthetics : a review of recent developments. *Industrial Robot : An International Journal*, 2009.

[2] J. Pratt, B.T. Krupp, C.J. Morse, and S.H. Collins. The roboknee : an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004.

[3] A.M. Dollar and H. Herr. Lower extremity exoskeletons and active orthoses : Challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on Robotics*, 2008.

[4] D.P. Ferris, G.S. Sawicki, and A.R. Domingo. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. *Thomas Land Publishers, Inc.*, 2005.

[5] B. Saint-Pierre, J.P. Macallef, B. Gilbert, J.P. Bel, E. Rabischong, and P. Rabischong. Master-slave system and evolution. Technical report, INSERM U103 Biomecanique, 1983.

[6] R. Riener, L. Lunenburger, I.C. Maier, G. Colombo, and V. Dietz. Locomotor training in subjects with sensori-motor deficits : An overview of the robotic gait orthosis lokomat. *Journal of Healthcare Engineering*, 2010.

[7] H. Vallery, A. Bogel, C. O'Brien, and R. Riener. Cooperative control design for robot-assisted balance during gait. *Automatisierungstechnik*, 2012.

[8] J.F. Veneman, R. Kruidhof, E.E.G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E.H.F. van Asseldonk, and H. van der Kooij. Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007.

[9] J. Meuleman, E. van Assedonk, G. van Oort, H. Rietman, and H. van der Kooij. Lopes II - design and evaluation of an admittance controlled gait training robot with shadow-leg approach. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016.

[10] H. Kawasato and Y. Sankai. Power assist system hal-3 for gait disorder person. *In Proc. International Conference Computers Helping People Special Needs*, 2002.

[11] H. Kawasato, S. Lee, S. Kanbe, and Y. Sankai. Power assist method for hal-3 using emg-based feedback controller. *In Proc. IEEE International Conference Systems, Man, Cybernetics*, 2003.

[12] A. Ortlieb, J. Olivier, M. Bouri, H. Bleuler, and T. Kuntzer. From gait measurements to design of assistive orthoses for people with neuromuscular diseases. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2015.

[13] A. Ortlieb, M. Bouri, and H. Bleuler. Autonomyo : Design challenges of lower limb assistive device for elderly people, multiple sclerosis and neuromuscular diseases. *In Proc. International Symposium on Wearable Robotics*, 2016.

[14] M. Vukobratovic, D. Hristic, and Z. Stojiljkovic. Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical and Biological Engineering*, pages 66–80, 1974.

[15] R.J. Farris, H.A. Quintero, and M. Goldfarb. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011.

[16] H.A. Quintero, R.J. Farris, and M. Goldfarb. Control and implementation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011.

[17] H.K. Kwa, J.H. Noorden, M. Missel, T. Craig, J. Pratt, and P.D. Neuhaus. Development of the ihmc mobility assist exoskeleton. *In Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2009.

[18] N. Yagn. Apparatus for facilitating walking, running, and jumping. *US Patents 420 179 and 438 830*, 1890.

[19] B.R. Fick and J.B. Makinson. Hardiman I prototype for machine augmentation of human strength and endurance : Final report. *GE Tech. Rep. S-71-1056*, 1971.

[20] H. Cao, Z. Ling, J. Zhu, and W. Wang. Design frame of a leg exoskeleton for load-carrying augmentation. *In Proc. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2009.

[21] H. Kazerooni. The berkeley lower extremity exoskeleton project. *The International Symposium on Experimental Robotics*, 2006.

[22] A. Chu, H. Kazerooni, and A. Zoss. On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *In Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.

[23] A. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu. Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *IEEE Transactions on Mechatronics*, 2006.

[24] H. Kazerooni, J.L. Racine, L. Huang, and R. Steger. On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *In Proc. International Conference on Robotics and Automation*, 2005.

[25] H. Kazerooni, A. Chu, and R. Steger. That which does not stabilize, will only make us stronger. *The International Journal of Robotic Research*, 2007.

[26] H. Kazerooni, R. Steger, and L. Huang. Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *The International Journal of Robotics Research*, 2006.

[27] C.J. Walsh, D. Paluska, K. Pasch, W. Grand, A. Valiente, and H. Herr. Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for loadcarrying augmentation. *In Proc. IEEE International Conference on Robotic and Automation*, 2006.

[28] C.J. Walsh, K. Pasch, and H. Herr. An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. *In Proc. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006.

[29] C.J. Walsh, K. Endo, and H. Herr. A quasi-passive exoskeleton for load-carrying augmentation. *International Journal of Humanoid Robotics*, 2007.

[30] P. Garrec and F. Geffard. Exosquelette ambulatoire : Procédé de commande d'un exosquelette ambulatoire. *Brevet FR1656377*, 2017.

[31] B. Stephens. *Push Recovery Control for Force-Controlled Humanoid Robots*. PhD thesis, The Robotics Institute Carnegie Mellon University, 2011.

[32] M. Vukobratovic, A.A. Frank, and D. Juricic. On the stability of biped locomotion. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 1970.

[33] O. Khatib. A unified approach for motion and force control of robot manipulators : The operational space formulation. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, 1987.

[34] F. Almesfer and A.J. Grimmer. Control system for a mobility aid. *Patent WO2011/002306*, 2011.

[35] P. Garrec and F. Kfoury. Misalignment-tolerant cable actuator. *Patent WO2014128178 A1*, 2014.

[36] P. Sardain and G. Bessonnet. Forces acting on biped robot. center of pressure and zero-moment point. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 34 :630–638, 2004.

[37] M. Vukobratovic and D. Juricic. Contribution to the synthesis of biped gait. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 1969.

[38] M. Vukobratovic and B. Borovac. Zero-moment point - thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics*, 2004.

[39] M.B. Popovic, A. Goswami, and H. Herr. Ground references points in legged locomotion : Definitions, biological trajectories and control implications. *The International Jounal of Robotic Research*, 24 :1013–1032, 2005.

[40] M. Vukobratovic and B. Borovac. Dynamic balance concept and the maintenance of the dynamic balance in humanoid robotics. *IEEE International Conference on Humanoid Robots*, 2008.

[41] A. Goswami. Postural stability of biped robots and the foot-rotation indicator (fri) point. *The International Journal of Robotic Research*, 18 :523–533, 1999.

[42] J. Pratt and G. Pratt. Intuitive control of a planar bipedal walking robot. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pages 2014–2021, 1998.

[43] P. Bidaud, S. Barthelemy, and A. Micaelli. Le traité de la réalite virtuelle : Contrôle de l'équilibre des humains virtuels. *Les Presses, Mines de Paris*, 2009.

[44] D.A. Winter. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3 :193–214, 1995.

[45] F.B. Horak and L.M. Nashner. Central programming of postural movements : Adaptation to altered support surface configurations. *Journal of Neurophysiol, vol. 55*, 1986.

[46] T. Sugihara and Y. Nakamura. Whole-body cooperative balancing of humanoid robot using cog jacobian. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2002.

[47] A. Egoyan and K. Moistsrapishvili. Equilibrium and stability of the upright human body. *The General Science Journal*, 2013.

[48] A.L. Hof. The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of Biomechanics*, 40 :451–457, 2007.

[49] K. Halvorsen. Comments on "the equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance". *Journal of Biomechanics*, 2010.

[50] A.G. Hofmann. *Robust Execution of Bipedal Walking Tasks from Biomechanical Principles*. PhD thesis, Massachusetts Institure of Technology, 2006.

[51] M. Abdallah and A. Goswami. A biomechanically motivated two-phase strategy for biped upright balance control. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2005.

[52] D. Abrahamova and F. Hilavacka. Age-related change of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 2007.

[53] A.G. Hofmann, M. Popovic, S. Massaquoi, and H. Herr. A sliding controller for bipedal balancing using integrated movement of contact and non-contact limbs. *IEEE International Conference on Robotics and Systems*, 2004.

[54] C. Collette. *Commande dynamique d'humains virtuels : équilibre robust et gestion de tâches*. PhD thesis, Universite Paris VI, 2009.

[55] A. Macchietto, V. Zordan, and C.R. Shelton. Momentum control for balance. *Transactions on Graphics/ACM Siggraph*, 2009.

[56] A. Goswami and V. Kallem. Rate of change of angular momentum and balance maintenance of biped robots. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2004.

[57] S.H. Lee and A. Goswami. Reaction mass pendulum (rmp) : an explicit model for centroidal angular momentum of humanoid robots. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2007.

[58] S.H. Lee and A. Goswami. A momentum-based balance controller for humanoid robots on non-level and non-stationary ground. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2010.

[59] V. Scesa, B. Mohamed, P. Henaff, and F.B. Ouezdou. Dynamic recurrent neural network for biped robot equilibrium control : Preliminary results. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2005.

[60] C. Collette, A. Micaelli, P. Lemerle, and C. Andriot. Dynamic balance control of humanoids for multiple grasps and non coplanar frictional contacts. *IEEE Humanoids*, 2007.

[61] M.X. Liu, A. Micaelli, P. Evrard, A. Escande, and C. Andriot. Interactive dynamics and balance of a virtual character during manipulation tasks. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2011.

[62] B.J. Stephens and C.G. Atkeson. Dynamic balance force control for compliant humanoid robots. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 10 :4, 2010.

[63] J. Kim, H.S. Kwak, H. Lee, K. Seo, B. Lim, M. Lee, J. Lee, and K. Roh. Balancing control of a biped robot. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 2012.

[64] K. Seo, J. Kim, and K. Roh. Towards natural bipedal walking : Virtual gravity compensation and capture point. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2012.

[65] O.C. Jenkins, P. Wrotek, and M. McGuire. Dynamic humanoid balance through inertial control. *IEEE Humanoids*, 2007.

[66] A.G. Hofmann, M. Popovic, and H. Herr. Humanoid standing control : Learning from human demonstration. *Journal of Automatic Control*, 2002.

[67] C.L. Hwang, H.C. Wu, and M.L. Lin. The stepping over an obstacle for the humanoid robot with the consideration of dynamic balance. *SICE Annual Conference*, 2010.

[68] S.-H. Hyon and G. Cheng. Gravity compensation and full-body balancing for humanoid robots. *IEEE Humanoids*, pages 214–221, 2006.

[69] S.-H. Hyon and G. Cheng. Passivity-based full-body force control for humanoid and application to dynamic balancing and locomotion. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4915–4922, 2006.

[70] S.-H. Hyon and G. Cheng. Disturbance rejection for biped humanoids. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2007.

[71] S-H. Hyon, J. G. Hale, and G. Cheng. Full-body compliant human-humanoid interaction : Balancing in the presence of unknown external forces. *IEEE Transactions on Robotics*, 23 :884–898, 2007.

[72] S.-H. Hyon. Compliant terrain adaptation for biped humanoids without measuring ground surface and contact forces. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009.

[73] S.-H. Hyon, R. Osu, and Y. Otaka. Integration of multi-level postural balancing on humanoid robots. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pages 1549–1556, 2009.

[74] B.J. Stephens and C.G. Atkeson. Push recovery by stepping for humanoid robots with force controlled joints. *IEEE International Conference on Humanoid Robots*, 8 :52–59, 2010.

[75] B.K. Cho and J.H. Oh. Practical experiment of balancing for a hopping humanoid biped against various disturbances. *IEEE International Conference on Robotics and Systems*, 2010.

[76] A. Garcia, J. Estremera, and P. Gonzalez de Santos. A classification of stability margins for walking robots. *In Proc. International Symposium on Climbing and Walking Robots*, 2002.

[77] T. MacGeer. Passive dynamic walking. *The International Jounal of Robotic Research*, 1990.

[78] A. Goswami, B. Thuilot, and B. Espian. A study of the passive gait of a compass-like biped robot : Symmetry and chaos. *International Journal of Robotics Research*, 1996.

[79] A. D. Kuo. A simple model of a bipedal walking predicts the preferred speed step length relationship. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 2001.

[80] T. de Boer. *Foot Placement*. PhD thesis, Technische Universiteit Delft, 2012.

[81] C.L. Shih, Y.Z. Li, S. Churng, T.T. Lee, and W.A. Gruver. Trajectory synthesis and physical admissibility for a biped robot during the single support phase. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 1990.

[82] K. Hirai, M. Hirose, Y. Haikawa, and T. Takenaka. The development of honda humanoid robot. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 1998.

[83] M.A. Townsend. Biped gait stabilization via foot placement. *Journal Biomechanics*, 1985.

[84] Q. Huang, K. Yokoi, S. Kajita, K. Kaneko, H. Arai, N. Koyachi, and K. Tanie. Planning walking pattern for a biped robot. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2001.

[85] T.G. McGee and M.W. Spong. Trajectory planning and control of a novel walking biped. *IEEE International Conference on Control Applications*, 2001.

[86] J.H. Park. Impedance control for biped robot locomotion. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2001.

[87] S. Kajita and K. Tani. Study of dynamic biped locomotion on rugged terrain. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 1991.

[88] S. Kajita, T. Yamaura, and A. Kobayashi. Dynamic walking control of a biped robot along a potential energy conserving orbit. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 1992.

[89] S. Kajita, F.Kanehiro, K.Kaneko, K.Yokoi, and H.Hirukawa. The 3d linear inverted pendulum mode : A simple modeling for a biped walking pattern generation. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2001.

[90] 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. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2003.

[91] M. Popovic, A. Hofman, and H. Herr. Zero spin angular momentum control : Definition and applicability. *IEEE International Conference on Humanoid Robots*, 2004.

[92] M. Popovic, A. Hofmann, and H Herr. Angular momentum regulation during human walking : Biomechanics and control. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2004.

[93] P.-B. Wieber. On the stability of walking systems. *In Proc. of the International Workshop on Humanoid and Human Friendly Robotics*, 2002.

[94] P.-B. Wieber and C. Chevallereau. Online adaptation of reference trajectories for the control of walking systems. *Robotics and Autonomous Systems*, 54 :559–566, 2006.

[95] S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Fujiwara, K. Harada, K. Yokoi, and H. Hirukawa. Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2003.

[96] P.-B. Wieber. Trajectory free linear model predictive control for stable walking in the presence of strong perturbations. *IEEE International Conference on Humanoid Robots*, 2006.

[97] P.-B. Wieber. Viability and predictive control for safe locomotion. *IEEE International Conference on Intelligent Robots & Systems*, 2008.

[98] H. Diedam, D. Dimitrov, P.-B. Wieber, K. Mombaur, and M. Diehl. Online walking gait generation with adaptive foot positioning through linear model predictive control. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008.

[99] D. Dimitrov, P.-B. Wieber, O. Stasse, HJ. Ferreau, and H. Diedam. An optimized linear model predictive control solver for online walking motion generation. *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2009.

[100] A. Herdt, H. Diedam, P.-B. Wieber, D. Dimitrov, K. Mombaur, and M. Diehl. Online walking motion generation with automatic foot step placement. *Journal of Advanced Robotics*, 2010.

[101] Y. Zhao and L. Sentis. A three dimensional foot placement planner for locomotion in very rough terrains. *IEEE International Conference on Humanoid Robots*, 2012.

[102] I. Mordatch, M. de Lasa, and A. Hertzmann. Robust physics-based locomotion using low-dimensional planning. *ACM Transactions on Graphics*, 2010.

[103] H. Geyer, A. Seyfarth, and R. Blickhan. Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *In Proc. Biological sciences / The Royal Society*, 2006.

[104] F. Iida, Y. Minekawa, J. Rummel, and A. Seyfarth. Toward a human-like biped robot with compliant legs. *Journal of Robotics and Autonomous Systems*, 2009.

[105] C. Chevallereau, G. Abba, Y. Aoustin, F.Plestan, E.R. Westervelt, C. Canudas de Wit, and J.W. Grizzle. Rabbit : A testbed for advanced control theory. *IEEE Control Systems Magazine*, pages 1–51, 2003.

[106] C. Chevallereau, J.W. Grizzle, and C.L. Shih. Asymptotically stable walking of a five-link underactuated 3d bipedal robot. *IEEE Transactions on Robotics*, 25 :37–50, 2009.

[107] T. Wang, C. Chevallereau, and C.F. Rengifo. Walking and steering control for a 3d biped robot considering ground contact and stability. *Journal of Robotics and Autonomous Systems*, 2012.

[108] J.W. Grizzle, G. Abba, and F. Plestan. Asymptotically stable walking for biped robots : Analysis via systems with impulse effects. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 2001.

[109] M.H. Raibert. *Legged robots that balance*. 1986.

[110] J. Pratt. *Exploiting Inherent Robustness and Natural Dynamic in the Control of Bipedal Walking Robots*. PhD thesis, MIT, 2000.

[111] J. Pratt, T. Koolen, T. de Boer, J. Rebula, S. Cotton, J. Carff, M. Johnson, and P. Neuhaus. Capturability-based analysis and control of legged locomotion, part 2 : Application to m2v2, a lower-body humanoid. *The International Jounal of Robotic Research*, 10 :1117–1133, 2012.

[112] J. Pratt, C.M. Chew, A. Torres, P. Dilworth, and G. Pratt. Virtual model control : An intuitive approach for bipedal locomotion. *The International Jounal of Robotic Research*, 20 :129–143, 2001.

[113] D.J. Braun and M. Goldfarb. A control approach for actuated dynamic walking in biped robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 25 :1292–1303, 2009.

[114] D.J. Braun and M. Goldfarb. A controller for dynamic walking in bipedal robots. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2916–2921, 2009.

[115] D.J. Braun, J.E. Mitchell, and M. Goldfarb. Actuated dynamic walking in biped robots : Control appoach, robot design and experimental validation. *IEEE International Conference on Humanoid Robots*, pages 237–242, 2009.

[116] D.J. Braun, J.E. Mitchell, and M. Goldfarb. Actuated dynamic walking in a seven-link biped robot. *IEEE Transactions on Mechatronics*, 17 :147–156, 2012.

[117] Y.J. Kim, J.Y. Lee, and J.J. Lee. A balance control strategy of a walking biped robot in an externally applied force. *IEEE International Conference on Information and Automation*, 2012.

[118] SH Hyon and T Emura. Symmetric walking control : Invariance and global stability. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.

[119] A.L. Hof, M.G.J. Gazendam, and W.E. Sinke. The condition for dynamic balance. *Journal of Biomechanics*, 38 :1–8, 2004.

[120] J. Pratt and A. Goswami. Capture point : A step toward humanoid push recovery. *IEEE Humanoids*, pages 200–207, 2006.

[121] T. Takenaka, T. Matsumoto, and T. Yoshiike. Real time motion generation and control for biped robot - 1st report : Walking gait pattern generation. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1084–1091, 2009.

[122] T. Koolen, T. de Boer, J. Rebula, A. Goswami, and J. Pratt. Capturability-based analysis and control of legged locomotion, part 1 : Theory and application to three simple gait models. *The International Jounal of Robotic Research*, 9 :1094–1113, 2012.

[123] A.L. Hof. The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking. *Journal of Biomechanics*, 27 :112–125, 2007.

[124] J. Englsberger, C. Ott, M.A. Roa, A. A-Schaffer, and G. Hirzinger. Bipedal walking control based on capture point dynamic. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4420–4428, 2011.

[125] M. Morisawa, S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Miura, and K. Yokoi. Balance control based on capture point error compensation for biped walking on uneven terrain. *IEEE International Conference on Humanoid Robots*, 2012.

[126] L. Kaul, C. Mandery, D. Busch, N. Vahrenkamp, and T. Asfour. Experimental analysis of human push recovery by stepping. *KoroiBot Report*, 2015.

[127] V. Huynh, C. Bidard, and C. Chevallereau. Balance control for an active leg exoskeleton based on human balance stratagies. *In proc. International Workshop on Medical and Service Robots*, 2016.

[128] M. Garcia. The simple walking model : Stability, complexity and scaling. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 1998.

[129] T. G. Macgee. Trajectory planning and control of a novel walking biped. *IEEE International Conference on Control Applications*, 2001.

[130] D. Koop. Passive dynamic biped walking - part i : Development and validation of an advanced model. *Journal of Computation and Nonlinear Dynamics*, 2013.

[131] J. Englsberger, C. Ott, and A. A-Schaffer. Three-dimensional bipedal walking control using divergent component of motion. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2600–2607, 2013.

[132] P. M. McGinnis. *Biomechanics of Sports and Exercise*. 2013.

[133] X. Merlhiot, J. Le Garrec, G. Saupin, and C. Andriot. The xde mechanical kernel : Efficient and robust simulation of multibody dynamics with intermittent nonsmooth contacts. *In Proc. the Second Joint International Conference on Multibody System Dynamics*, 2012.

[134] L. Righetti, J. Buchli, M. Mistry, M. Kalakrishnan, and S. Schaal. Optimal distribution of contact forces with inverse-dynamics control. *The International Journal of Robotics Research*, 2013.

[135] J-L C. Racine. *Control of a Lower Extremity Exoskeleton for Human Performance Amplification*. PhD thesis, University of California, 2003.

[136] V. R. Kumar and K. J. Waldron. Force distribution in closed loop kinematic chains. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, 1988.

[137] P. M. Wensing, G. B. Hammam, B. Dariush, and D. E. Orin. Optimizing foot center of pressure through force distribution in a humanoid robot. *International Journal of Humanoid Robotics*, 2013.

[138] L. Saab, N. Mansard, F. Keith, J.-Y. Fourquet, and P. Soueres. Generation of dynamic motion for anthropomorphic systems under prioritized equality and inequality constraints. *IEEE International Conference on Robotics and Automatio*, 2011.

[139] V. Huynh, C. Bidard, and C. Chevallereau. Balance control for an underactuated leg exoskeleton based on capture point concept and human balance strategies. *IEEE International Conference on Humanoids*, 2016.

[140] J.M. Schiffman, K.N. Gregorczyk, C.K. Bensel, L. Hasselquist, and J.P. Obusek. The effects of a lower body exoskeleton load carriage assistive device on limits of stability and postural sway. *Ergonomics*, 51 :1515–1529, 2008.

[141] R.M. Murray, Z. Li, and S.S. Sastry. *A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation*. 1994.

[142] X. Merlhiot. Extension of a time-stepping compatible contact determination method between rigid bodies to deformable models. *In Proc. Multibody Dynamics ECCOMAS Thematic Conference*, 2009.

Thèse de Doctorat

Vaiyee HUYNH

Titre de la thèse : **Stabilité Posturale d'un Exosquelette Actif de Jambes**

Title of thesis: **Postural Stability of a Powered Leg Exoskeleton**

Résumé

Quel que soit le type d'exosquelettes de jambes, la question d'équilibre du système est très importante, puisqu'il s'agit de robots physiquement attachés à l'utilisateur. Dans le but de respecter au maximum la volonté de l'utilisateur ainsi que ses mouvements, cette thèse a pour objectif de développer des stratégies de commande de gestion d'équilibre pour un exosquelette d'assistance. Il s'agit alors d'assister l'équilibre du système couplé (utilisateur valide + exosquelette), en gérant l'équilibre de l'exosquelette soumis à l'action de l'utilisateur. La commande de gestion d'équilibre proposée s'inspire des commandes développées par le CEA-LIST sur les exosquelettes Hercule et des stratégies de récupération d'équilibre observées chez l'humain. Elle est essentiellement basée sur le concept du point de capture instantané. En effet, le point de capture instantané est un bon outil qui englobe aussi bien le cas statique que le cas dynamique et surtout, qui contient une information sur la direction de mouvement, ce qui nous permet d'anticiper certaines actions comme l'action de faire un pas.
Les contributions de cette thèse sont alors :

- l'application d'une commande du point de capture à un exosquelette d'assistance ;
- la proposition d'une nouvelle répartition des efforts sur les deux jambes de l'exosquelette permettant d'anticiper les perturbations et le pas ;
- la gestion du sous-actionnement (toutes les articulations ne sont pas motorisées) en phase de double support via un calcul d'optimisation qui a pour objectif de suivre la répartition des efforts désirée et de maîtriser les forces d'interaction entre l'utilisateur et l'exosquelette.

Mots-clés
Exosquelette – Equilibre – Point de capture – Répartition des efforts – Sous-actionnement – Assistance

Abstract

The postural stability of leg exoskeletons, no matter their purposes (medical, military or civil), is a real issue since the user is fastened to them. Indeed, in order to respect the will of the user and his movements to the maximum, we have to study the system balance. Therefore, the purpose of this thesis is to develop balance strategies for a leg exoskeleton designed for industrial applications such as static work. It is about assisting the balance of the coupled system (user + exoskeleton) by dealing with the exoskeleton's balance subjected to the user's action. We present a balance control which is inspired by control methods developed by CEA-LIST for the Hercule exoskeleton, as well as by human balance strategies. It is mainly based on the instantaneous capture point concept. The first contribution of this thesis is the application of a classical instantaneous capture point control to a leg exoskeleton that assists a user. The user's intention is first detected through the position of the instantaneous capture point and the assistance provided by the exoskeleton differs. The second contribution focuses on how we can distribute the effort to the legs. The experience of the « Master-Slave » control of CEA-LIST showed that the main difficulty, for a user, is to handle the weight transfer in order to take the swing leg off and make a step. We suggest a new leg distribution, that is able to anticipate a step. The last contribution is related to the underactuation of the exoskeleton in the double support phase. We propose an optimization algorithm that aims at following the leg distribution, and at managing the interaction forces between the user and the exoskeleton.

Key Words
Exoskeleton – Balance – Capture Point – Leg distribution – Underactuation – Assistance