HAL
open science

Marche inspirée de l'humain pour le robot Romeo

Anne Kalouguine

To cite this version:

Anne Kalouguine. Marche inspirée de l'humain pour le robot Romeo. Automatique / Robotique. Nantes Atlantique Université, 2021. Français. NNT : . tel-03494653

HAL Id: tel-03494653

https://hal.science/tel-03494653v1

Submitted on 19 Dec 2021

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 / MATHSTIC

UNIVERSITÉ DE NANTES

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITÉ DE NANTES

ÉCOLE DOCTORALE N° 601
Mathématiques et Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication
Spécialité : AST

Par
« Anne KALOUGUINE »

« Marche inspirée de l'humain pour le robot Romeo »

Thèse présentée et soutenue à Nantes, le 06 décembre 2021
Unité de recherche : UMR 6004

Rapporteurs avant soutenance :

Samer Alfayad	Professeur des universités, Université d'Evry
Olivier Bruneau	Professeur des universités, ENS Cachan Paris-Saclay

Composition du Jury :

Président :	Olivier Stasse	Directeur de recherche CNRS, LAAS
	Samer Alfayad	Professeur des universités, Université d'Evry
	Olivier Bruneau	Professeur des universités, ENS Cachan Paris-Saclay
Dir. de thèse :	Yannick AOUSTIN	Professeur des universités, Université de Nantes
Co-dir. de thèse :	Christine CHEVALLEREAU	Directrice de recherche CNRS, LS2N
Co-encadrant :	Sébastien DALIBARD	Ingénieur, SoftBank Robotics Europe

Remerciements

Je suis reconnaissante à mes directeurs Yannick Aoustin et Christine Chevallereau, ainsi qu'à mon encadrant Sébastien Dalibard, pour leur soutien et leur disponibilité, leurs nombreux encouragements et conseils qui ont permis de mener à bien ce travail. Un grand merci aussi à Samer Alfayad et Olivier Bruneau d'avoir accepté d'être rapporteurs pour cette thèse, et à Olivier Stasse pour son rôle de président de jury.

Je tiens également à remercier toute l'équipe Agility pour son accueil chaleureux : Sébastien D. et Sébastien B., Kenzo, Justine, Mathieu, Scarlett, Lucas, Kyohei et Nicolas, ainsi que tou·te·s les autres collègues de Softbank Robotics qui ont contribué à la bonne ambiance de ces trois années.

Même si, étant globalement à Paris, j'ai hélas peu côtoyé les autres doctorant·e·s ou les permanents du LS2N, nos échanges ont été enrichissants humainement et scientifiquement. Je pense notamment à Qiuyue et Victor - nous avons travaillé sur des sujets très proches et je n'oublierai pas les séances de débug et de réfléxion autour de la table ronde du bureau de Christine. Merci à vous !

J'aimerais aussi remercier celleux qui me sont chers et qui m'ont accompagnée ces dernières années. Mes colocataires Benjamin, Salim et Charles, qui ont su reproduire l'ambiance B4aine avec les séminaires et autres débats mathématiques ou philosophiques. Nos amis Vérène, Simon, Hugo, Quentin, Pierre, Romain, Raphaël... Il serait impossible de n'oublier personne, mais nous avons beaucoup partagé durant cette période dont je chéris déjà le souvenir. De même, les ENL parisiens et nantais m'ont permis de trouver une place dans leur communauté soudée et leur présence, virtuelle ou réelle, m'est devenue chère.

Enfin, je remercie ma famille, qui a su me supporter ces derniers mois - mes parents, mes frère et soeurs, mes grands parents et ma tante, chacun à sa façon m'a donné la force de terminer la rédaction dans un contexte difficile. Mes derniers remerciements vont naturellement à Jean, qui a été un soutien inestimable au quotidien.

Table of Contents

Introduction **9**

1 État de l'art : robotique humanoïde et marche bipède **11**

1.1 Différents robots humanoïdes bipèdes 11

1.1.1 Robots taille enfant 12

1.1.2 Robots taille adulte 13

1.1.3 Robots de taille humaine et de morphologie anthropomorphe 16

1.2 Concepts relatifs à la marche bipède et définitions 16

1.2.1 Changement de repère 17

1.2.2 Stabilité 17

1.2.3 ZMP 18

1.2.4 Modèle centroïdal 18

1.2.5 Modèle simplifié 3DLIP 21

1.2.6 Définition des paramètres de la marche 23

1.3 Difficulté d'adaptation de la marche humaine à une structure mécanique . 25

1.4 Imitation de mouvements humains : état de l'art 26

1.4.1 Imitation dans la conception du robot 28

1.4.2 Mouvements du haut du corps 29

1.4.3 Mouvements complets avec équilibre statique 29

1.4.4 Mouvements complets avec équilibre dynamique 30

1.5 Conclusion 31

2 Mouvement humain et adaptation à Romeo **32**

2.1 Présentation de Romeo 32

2.1.1 Caractéristiques de Romeo 33

2.2 Mouvement humain 36

2.2.1 Durée des phases 36

2.2.2 Taille des pas 37

2.2.3 Trajectoire du COM 37

2.2.4 Mouvement des bras 38
2.2.5 Trajectoire des pieds 39
2.2.6 Oscillations du tronc 41
2.2.7 ZMP 41
2.3 Trajectoires extraites 42
2.4 Conclusion 46

3 Modèle Essentiel 47
3.1 Nécessité de l'adaptation des trajectoires 47
3.2 Modèles dynamique articulaire et complet 48
3.2.1 Modèle dynamique articulaire 48
3.2.2 Modèle dynamique complet 51
3.3 Modèle Essentiel avec trajectoire temporelle 52
3.3.1 Objectif 52
3.3.2 Présentation du modèle Essentiel 53
3.4 Calcul des couples 59
3.4.1 Calcul du torseur des efforts externes 61
3.4.2 Partage du ZMP entre les deux pieds dans les phases de double appui 61
3.4.3 Partage du torseur d'effort en phase de double appui 62
3.5 Conclusion 64

4 Marche périodique 65
4.1 Recherche d'un mouvement de marche périodique 65
4.1.1 Premier retour de Poincaré 65
4.1.2 Solution numérique 66
4.1.3 Variation de la trajectoire en fonction des paramètres 68
4.2 Effets sur les couples 77
4.2.1 Taille des pas 77
4.2.2 Largeur des pas 78
4.2.3 ZMP 78
4.2.4 Mouvement des bras 81
4.3 Utilisation du modèle essentiel pour d'autres types de marche périodique . 85
4.4 Conclusion 87

5 Vers une marche complète : trajectoires de démarrage et d'arrêt 88
5.1 Construction d'une trajectoire complète 88
5.1.1 Principe 88
5.1.2 Démarrage 88
5.1.3 Arrêt 92
5.2 Intégration algorithmique 94
5.2.1 Résultats et comparaison avec la trajectoire humaine 96
5.2.2 Forces de réaction normales et tangentielles 96
5.2.3 Démarrage et arrêt : comparaison à la trajectoire humaine 103
5.2.4 Interprétation des résultats 104
5.3 Conclusion 108

6 Essais sur Romeo et travaux futurs 109
6.1 Essais sur Romeo 109
6.1.1 Architecture logicielle 109
6.1.2 Dispositif expérimental 110
6.1.3 Difficultés rencontrées 112
6.1.4 Conclusion 114
6.2 Travaux futurs 115

Conclusion 116

Bibliography 125

Introduction

Les robots humanoïdes occupent un espace important dans l'imaginaire collectif. De Golem à Terminator, l'humanité a toujours été fascinée par l'idée de créer un être qui lui ressemble.

On imagine généralement le robot humanoïde comme un équivalent de l'être humain, une machine capable de se substituer à lui dans la société et dans les tâches quotidiennes. Les mouvements du robot doivent donc également être équivalents à ceux de l'humain, et la marche "robotique" est souvent perçue comme un défaut technologique. Il est donc essentiel, dans le contexte de la robotique sociale, de concevoir des trajectoires de marche aussi proches que possible de la marche humaine, en évitant notamment les caractéristiques robotiques de la marche, qui limitent l'engagement émotionnel de l'humain lors des interactions.

Fabriqué par la société Softbank Robotics, Romeo est un prototype de robot à visée sociale, notamment pour le maintien d'un lien avec les personnes âgées. Le robot présente des dimensions très proches d'un humain et il est donc naturel de chercher à reproduire des trajectoires humaines pour la marche sur cette plateforme. Comme tout robot, Romeo a un nombre de degrés de liberté limité et des pieds rigides. Il présente également des limitations de couple importantes, et une transmission originale à rapport de réduction variable au niveau du genou. Le mouvement de marche doit donc être adapté pour correspondre à ces particularités.

L'objet de ce travail est dès lors de proposer une méthode permettant de concevoir une trajectoire de marche inspirée de l'humain pour le robot Romeo. Cette trajectoire doit également respecter les critères de couple articulaire maximal, et comporter des phases de démarrage et d'arrêt indispensables pour notamment tester la trajectoire expérimentalement, avec un démarrage et un arrêt dans une position statiquement stable. La boucle de contrôle permettant d'implémenter cette trajectoire sur un robot n'est pas considérée dans la thèse, mais le générateur de trajectoire produit à la fois une trajectoire en position, vitesse ou accélération articulaires, ainsi qu'en couple, ce qui permet ensuite de choisir une méthode de contrôle adaptée.

Le plan du document se déroule comme suit : Le chapitre 1 établit un état de l'art

de la robotique humanoïde et de la marche bipède, notamment les différentes techniques d'imitation des mouvements humains. Le chapitre 2 présente une étude bibliographique de la marche humaine et de sa variabilité. Il est ainsi possible d'en extraire les points d'intérêt qui permettront de transposer ces trajectoires chez le robot. Ensuite, au chapitre 3 se trouve une présentation du "Modèle Essentiel" que nous avons développé et permettant d'imposer la trajectoire de certains points désirés tout en respectant l'équilibre dynamique du robot. Le chapitre 4 présente l'application de ce modèle à Romeo pour la marche périodique, et les méthodes utilisées pour réduire les couples tout en restant sur une trajectoire visuellement proche de l'humain. Le chapitre 5 montre la façon dont l'algorithme de recherche de la trajectoire de marche périodique peut être adapté pour le démarrage et l'arrêt. Enfin, le chapitre 6 présente quelques résultats expérimentaux et une ouverture possible de la méthode vers d'autres robots humanoïdes. La conclusion résume les résultats obtenus au fil de cette thèse.

Chapitre 1

État de l'art : robotique humanoïde et marche bipède

L'objectif de ce chapitre est de présenter les différents robots humanoïdes en fonction de leur usage, ainsi qu'un bref état de l'art des travaux en marche bipède. Nous étudierons aussi comment l'objectif de marche bipède peut influer sur la conception des robots humanoïdes bipèdes. De nombreux marcheurs non humanoïdes existent dans la littérature, autant pour une marche 2D (Chevallereau, Abba et al. 2003 ; Sreenath, Park et Grizzle 2012) que 3D (Chen, Elyaaqoubi et Abba 2016), mais ils ne seront pas au centre de cet état de l'art. En effet, l'objectif de cette thèse est d'étudier les façons d'obtenir une marche esthétiquement proche de la marche humaine, et il est nécessaire pour cela que les proportions du robot soient relativement proches de l'humain. Nous n'étudierons donc pas les marcheurs à pied ponctuel, ni les marcheurs passifs (dits "cycle limite")(Collins et al. 2005 ; Shih, Grizzle et Chevallereau 2012 ; McGeer et al. 1990 ; Hobbelen et Wisse 2008) avec ou sans bras. Toutefois, leur étude a été utile lors de l'élaboration du modèle dynamique et pour l'analyse de la stabilité de la marche (Luo et al. 2018)

1.1 Différents robots humanoïdes bipèdes

Les robots humanoïdes pourraient être classés en plusieurs catégories, nous ne considérerons ici que les robots bipèdes (munis de deux jambes et dont le moyen de déplacement principal est la marche bipède). Au sein des robots bipèdes, nous pouvons poursuivre une classification par domaine d'utilisation ou par taille. Nous choisissons de faire la classification par taille, mais il existe une corrélation forte entre la taille du robot et son usage prévisionnel (Saeedvand, Jafari et al. 2019). Nous utilisons les critères de classification suivants : les robots "taille enfant" font entre 30 et 140cm avec un poids inférieur à 20kg. Les robots dont le poids dépasse 20kg et la taille dépasse 130cm sont classifiés

comme "taille adulte", et nous considérons séparément les robots anthropomorphes de taille adulte, c'est à dire ceux dont les proportions se rapprochent de celles de l'humain.

1.1.1 Robots taille enfant

Ce sont principalement des robots dont l'objectif primaire est l'interaction avec l'humain. Leur taille réduite permet l'utilisation d'actionneurs peu puissants. Ils ne peuvent donc pas accomplir des tâches exigeantes physiquement. Le coût de fabrication des robots de petite taille est généralement réduit, et leur faible poids permet à une personne seule de les transporter facilement.

Certains robots se positionnent comme des jouets, tandis que d'autres sont utilisés dans la recherche ou l'éducation. Voici une liste non exhaustive de robots de taille réduite, illustrés par la figure 1.1 :

— ARC, plateforme robotique open-source développée à l'université NTNU au Taiwan (Saeedvand, Aghdasi et Baltes 2020)
— Poppy, robot humanoïde open-source construit par impression 3D, développé à l'INRIA (Lapeyre et al. 2014)
— DARwIn-OP, humanoïde à conception modulaire, créé pour la recherche à l'université de Tokyo (Ha et al. 2011)
— Igus, robot humanoïde open-source développé par l'université de Bonn (Allgeuer et al. 2015)
— iCub développé par le consortium RobotCub et utilisé dans la recherche, notamment pour l'étude de l'interaction Homme-robot (Metta et al. 2010)
— Nao développé par Softbank Robotics et utilisé dans la recherche et l'éducation (Gouaillier, Collette et Kilner 2010).

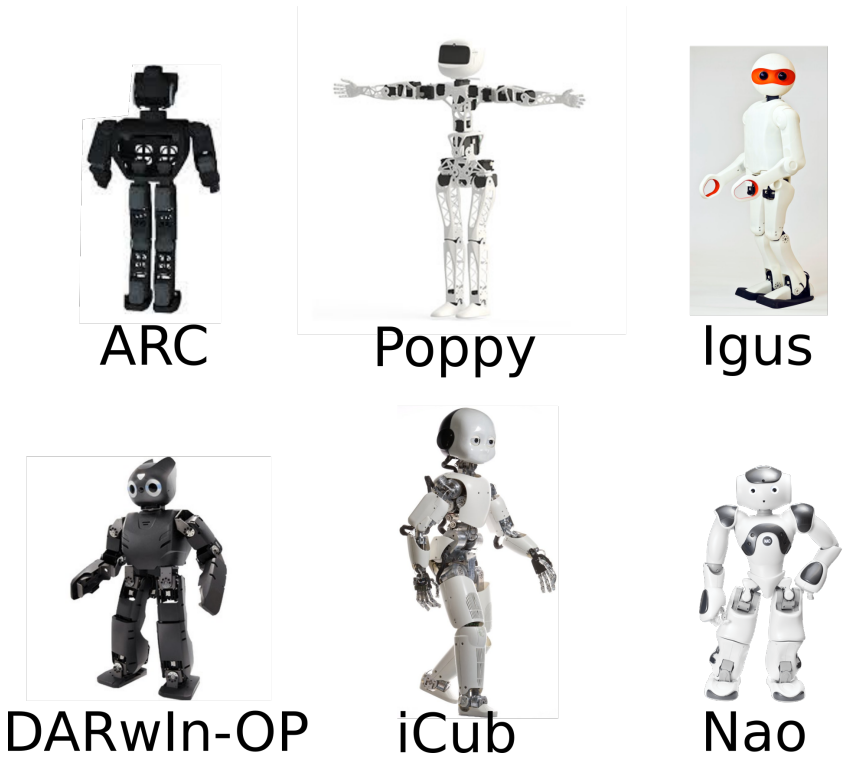

FIGURE 1.1 – Robots de petite taille : ARC, Poppy, DARwIn-OP, Igus, iCub et Nao.

1.1.2 Robots taille adulte

Cette catégorie réunit les robots de taille humaine ou plus grands, dont la morphologie ne copie toutefois pas celle de l'humain. Cette morphologie est liée aux contraintes géométriques des actionneurs et aux tâches pour lesquelles le robot est conçu. Voici quelques exemples de robots de cette catégorie, illustrés par la figure 1.2 :

— Talos développé par PAL Robotics et conçu pour la manipulation d'outils industriels lourds (STASSE et al. 2017)
— Atlas développé par Boston Dynamics et utilisé pour transporter des charges (ATMEH et al. 2014)
— Fedor développé par Androidnaya technika et utilisé pour des applications militaires, envoyé dans l'espace en 2019 (BOGDANOV et al. 2019)
— Asimo développé par Honda et utilisé dans la recherche (HIROSE et OGAWA 2007)
— Toro développé par le DLR et utilisé pour la recherche dans les tâches combinant manipulation et locomotion bipède. Robot commandé en couple (ENGLSBERGER, WERNER et al. 2014)

— Valkyrie développé par la NASA et conçu pour accomplir des tâches de maintenance dans l'espace dans des environnements inaccessibles à l'humain (Radford et al. 2015)
— HRP 1, 2, 3, 4 développés par Kawada Industries et utilisés pour la recherche en locomotion bipède (Hirukawa et al. 2004 ; Kaneko, Harada et al. 2008 ; Kaneko, Kanehiro et al. 2011)
— Lola développé par le DLR et utilisé pour la recherche en locomotion bipède temps-réel (Lohmeier, Buschmann et Ulbrich 2009).

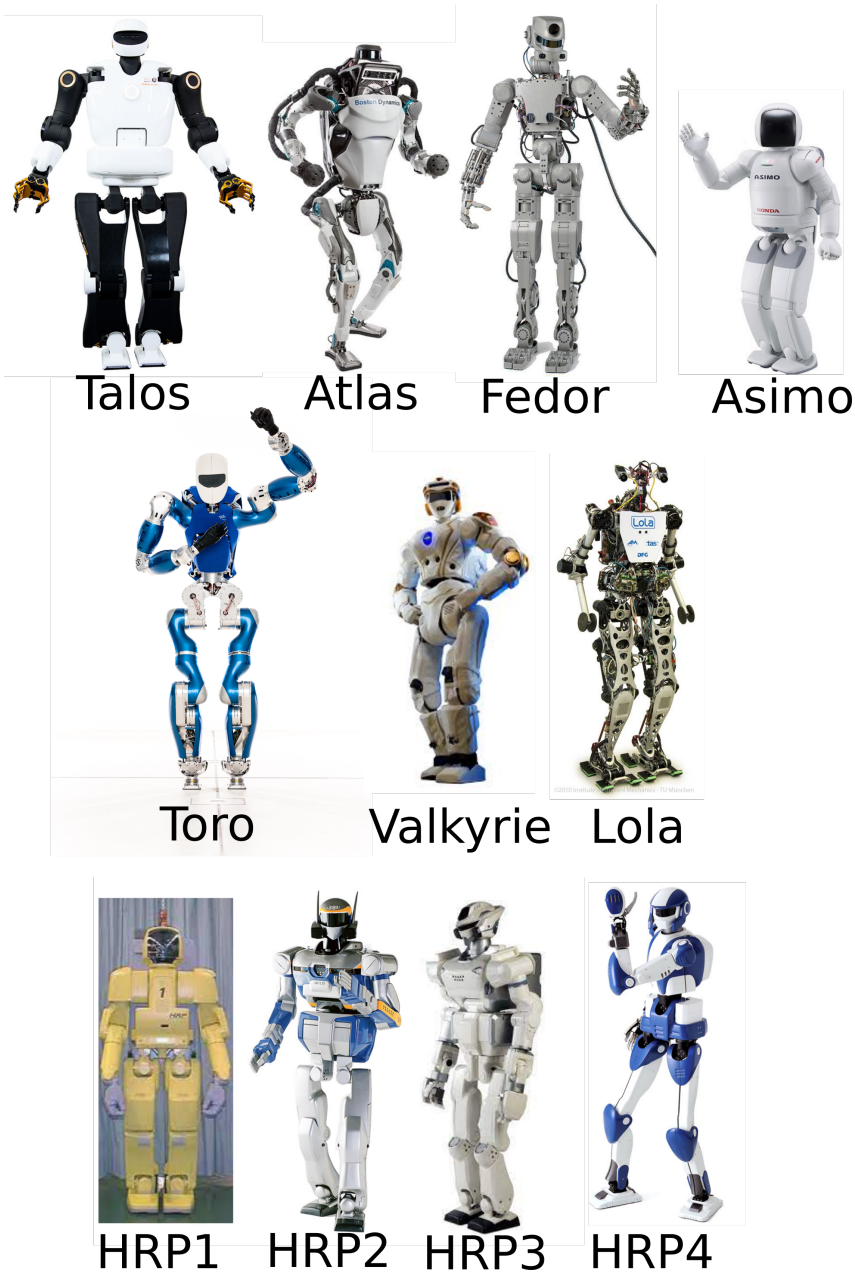

FIGURE 1.2 – Robots de taille adulte : Talos, Fedor, Asimo, Toro, Valkyrie, Lola et les robots HRP.

1.1.3 Robots de taille humaine et de morphologie anthropomorphe

Cette dernière catégorie réunit les robots dont la taille et la morphologie se rapprochent de celles de l'humain. Généralement, les contraintes géométriques empêchent l'installation d'actionneurs puissants, la fonction principale de ces robots est alors l'interaction et la collaboration avec l'humain. Voici quelques exemples de robots de cette catégorie, illustrés par la figure 1.3 :

— Romeo développé par Softbank Robotics : prototype utilisé pour la recherche (Robotics 2010)

— HRP4-C développé par Kawada Industries et utilisé pour les applications de marche bipède (Kajita, Kaneko et al. 2011)

— Petman développé par Boston Dynamics pour des applications militaires, comme des essais de vêtements de protection (Nelson et al. 2012)

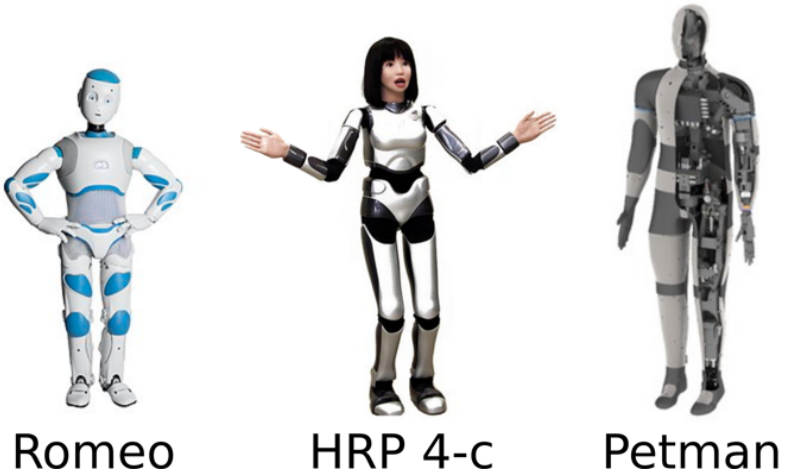

Figure 1.3 – Robots de taille humaine et de morphologie anthropomorphe : Romeo, HRP 4-c et Petman.

1.2 Concepts relatifs à la marche bipède et définitions

La marche robotique présente une difficulté de modélisation par l'existence de contacts intermittents qui sont modifiés à chaque pas. Il y a également un enjeu de stabilité dynamique, que ce soit pour la marche bipède humaine ou robotique. Le concept de **ZMP**

permet de vérifier et valider la viabilité des hypothèses de contact d'une marche. Enfin, selon les domaines et les articles, différentes définitions sont utilisées pour certains paramètres de la marche. Cette section présentera donc l'ensemble des paramètres et variables qui seront utilisés par la suite.

1.2.1 Changement de repère

Le repère dans lequel les calculs seront effectués sera toujours centré sur le pied d'appui. Dans le cas d'une phase de double appui, le repère sera placé au pied d'appui du précédent simple appui. Lorsque l'on considère une marche périodique symétrique, les pas avec appui sur le pied gauche et sur le pied droit sont par symétrie les mêmes. Nous allons donc, dans le cas d'une marche symétrique, ne calculer qu'un seul pas (avec le repère dans le pied droit), et effectuer un changement de variables au passage du double appui au simple appui, comme l'illustre la figure 1.4.

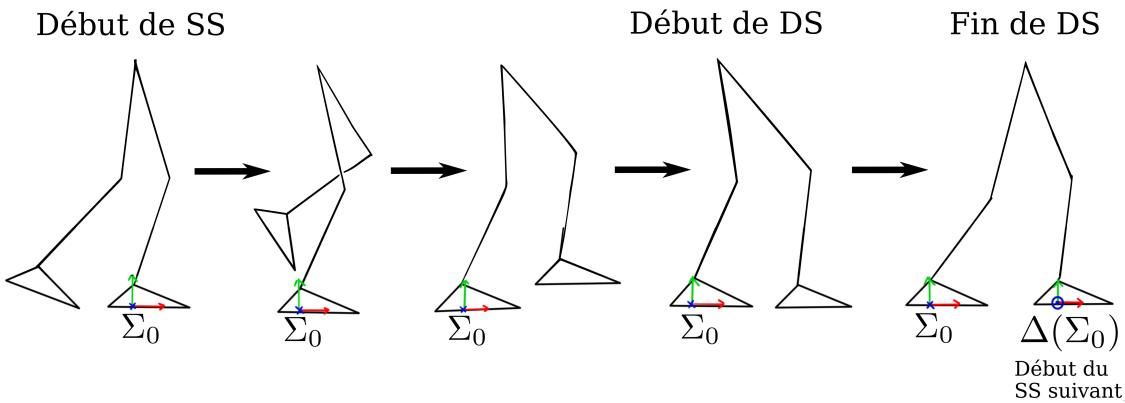

FIGURE 1.4 – Positionnement du repère de référence Σ_0 pendant un cycle de marche. Le changement de variables et de repère, noté ici Δ, est effectué à la transition entre la fin de double appui et le début du simple appui suivant.

1.2.2 Stabilité

On définit généralement deux critères de stabilité : la stabilité statique et la stabilité dynamique.

La stabilité statique est telle que la position du robot est stable à tout moment donné pour une vitesse nulle. Sur un sol plat horizontal, le critère nécessaire et suffisant à la stabilité statique est que la projection du centre de masse sur le sol se situe à tout moment

à l'intérieur de l'enveloppe convexe du polygone de sustentation. Ce critère ne peut être utilisé que si la marche est suffisamment lente pour que les effets dynamiques puissent être négligés. La marche statiquement stable est facile à définir, mais esthétiquement peu plaisante et lente.

La stabilité dynamique est définie en fonction de la position et de la vitesse du robot. Une marche peut être dynamiquement stable sans que le COM (Center Of Mass, centre de masse du robot) ne soit au dessus de l'enveloppe convexe du polygone de sustentation. Un autre critère est développé pour définir la stabilité dynamique : le *Zero Moment Point*, ou ZMP, présenté ci-dessous. Si le ZMP est situé à l'intérieur de l'enveloppe convexe du polygone de sustentation, le robot est dynamiquement stable.

1.2.3 ZMP

On définit le "Point d'annulation des moments", ou ZMP (acronyme de "Zero Moment Point" tel que les composantes horizontales du moment des forces externes appliquées au robot soient nulles. Il est important de noter que le ZMP ne peut être calculé que dans des conditions de non-glissement et non-basculement du pied. L'ensemble des points d'application des forces extérieures doit également être contenu dans le plan horizontal du sol (il est possible de déroger à cette règle avec un ZMP multi-contact). Dans ces conditions, il est superposé avec le Centre de Pression (CoP) qui est le barycentre de l'ensemble des forces exercées par le sol sur le pied. Toutefois, il ne faut pas confondre les notions de ZMP et CoP, car le CoP peut être défini dès lors que le pied est en contact avec le sol, même si le pied est en basculement ou en glissement (Vukobratović, Borovac et Potkonjak 2006). En médecine et en biomécanique, on apprécie le concept de CoP, car sa position peut être estimée à l'aide de plateformes d'effort.

Pour assurer la stabilité dynamique, il est nécessaire de contrôler l'emplacement du ZMP. Pour cela, on utilise des modèles dynamiques, dont voici quelques exemples.

1.2.4 Modèle centroïdal

Le modèle centroïdal considère la dynamique du robot en se focalisant sur son centre de masse. Il permet de relier l'accélération du centre de masse aux forces externes qui agissent sur le robot. Dans le modèle centroïdal, le robot articulé est considéré comme un corps unique sur lequel des efforts externes agissent. Les moteurs produisent des couples internes au robot qui ne sont pas considérés par ce modèle.

La dynamique centroïdale est fréquemment utilisée dans la marche robotique, et notamment pour les robots humanoïdes : (Orin, Goswami et Lee 2013) (Carpentier et Mansard 2018). Elle permet de mettre en évidence l'effet des efforts de contact avec l'environnement sur la dynamique du robot.

La dynamique centroïdale est généralement écrite sous la forme suivante :

$$\begin{aligned} m\ddot{x}_c &= \textstyle\sum_{k=1}^{N} F_k + mg \\ \dot{L} &= \textstyle\sum_{k=1}^{N} (p_k - x_c) \times F_k + \sum_{k=1}^{N} M_k \end{aligned} \tag{1.1}$$

Avec les notations suivantes :

- $x_c = (x, y, z) \in \mathbb{R}^{3\times1}$ sont les coordonnées du centre de masse c du robot, exprimées dans un repère fixe
- N est le nombre de contacts (points d'application des forces externes)
- $F_k \in \mathbb{R}^{3\times1}$ est la résultante de force du $k$ième contact
- m est la masse totale du robot
- g est l'accélération de la gravité
- L est le moment cinétique du robot calculé au centre de masse c du robot
- $p_k \in \mathbb{R}^{3\times1}$ est le point d'application de la résultante de la force au $k$ième contact. Si le contact n'est pas ponctuel, on place p_k au ZMP de ce contact de façon à avoir la nullité des composantes horizontales de la résultante du moment.

Ici on considère des contacts considérés de façon indépendante sur chacun des deux pieds. Pour chaque pied, on peut écrire le torseur des efforts dans un repère placé sur le ZMP local (repères Σ_{p_1} et Σ_{p_2}, voir figure 1.5).

$$\begin{aligned} m\ddot{x}_c &= mg + F_1 + F_2 \\ \dot{L} &= (p_1 - x_c) \times F_1 + M_1 \ + \ (p_2 - x_c) \times F_2 + M_2 \end{aligned} \tag{1.2}$$

On peut aussi considérer les contacts sur les 2 pieds globalement. On définit alors un ZMP global p et on écrit le torseur des efforts dans le repère Σ_p placé sur le ZMP global (voir figure 1.5).

Ceci nous permet d'écrire le modèle avec le ZMP global :

$$\begin{aligned} m\ddot{x}_c &= mg + F_1 + F_2 = F_g + F \\ \dot{L} &= (p_1 - x_c) \times F_1 + M_1 \ + \ (p_2 - x_c) \times F_2 + M_2 = (p - x_c) \times F + M \end{aligned} \tag{1.3}$$

Où $F = F_1 + F_2$ est la résultante des forces de réaction. On développe les produits vectoriels de l'équation (1.3) en prenant en compte le fait que la composante horizontale

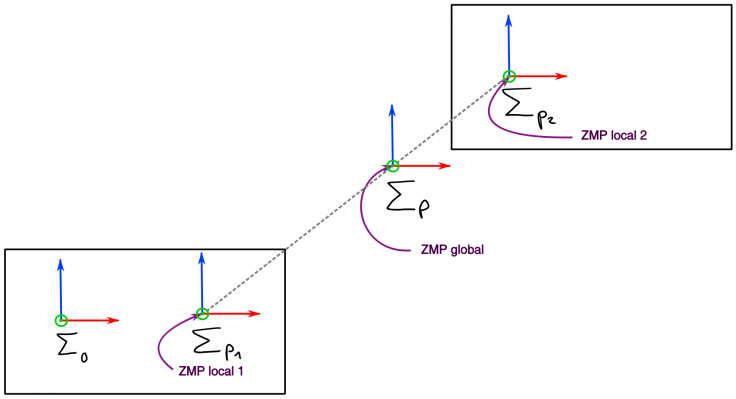

FIGURE 1.5 – Les rectangles noirs représentent les empreintes des deux pieds durant une phase de double appui. La figure indique l'emplacement des repères dans lesquels on exprime le torseur des efforts sur chacun des pieds (Σ_{p_1} pour le pied 1 et Σ_{p_2} pour le pied 2), et le repère Σ_p utilisé pour écrire le torseur des efforts global. Le repère Σ_0 est fixe et attaché au pied d'appui (le pied droit). On constate l'alignement du ZMP global avec les deux ZMP locaux, ce qui sera démontré plus bas.

du moment de la force de réaction est nulle aux deux ZMP locaux et au ZMP global.

$$\begin{pmatrix} p_x \\ p_x \\ p_z \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} p_{1x} \\ p_{1y} \\ p_{1z} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} F_{1x} \\ F_{1y} \\ F_{1z} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} p_{2x} \\ p_{2y} \\ p_{2z} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} F_{2x} \\ F_{2y} \\ F_{2z} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ M_z - M_{1z} - M_{2z} \end{pmatrix} = 0$$

Où $(p_x, p_y, p_z), (p_{1x}, p_{1y}, p_{1z}), (p_{2x}, p_{2y}, p_{2z}), (F_{1x}, F_{1y}, F_{1z}), (F_{2x}, F_{2y}, F_{2z})$ sont respectivement les coordonnées de p, p_1, p_2, F, F_1 et F_2. M_z, M_{1z} et M_{2z} sont les coordonnées selon Z de M, M_1, M_2, les coordonnées selon X et Y étant nulles.

On a donc :

$$\begin{cases} p_y F_z - p_z F_y - p_{1y} F_{1z} + p_{1z} F_{1y} - p_{2y} F_{2z} + p_{2z} F_{2y} = 0 \\ p_z F_x - p_x F_z - p_{1z} F_{1x} + p_{1x} F_{1z} - p_{2z} F_{2x} + p_{2x} F_{2z} = 0 \\ p_x F_y - p_y F_x - p_{1x} F_{1y} + p_{1y} F_{1x} - p_{2x} F_{2y} + p_{2y} F_{2x} + M_z - M_{1z} - M_{2z} = 0 \end{cases}$$

On utilise alors le fait que le ZMP est situé au sol, soit $p_z = p_{1z} = p_{2z} = 0$.

$$\begin{cases} p_y F_z - p_{1y} F_{1z} - p_{2y} F_{2z} = 0 \\ -p_x F_z + p_{1x} F_{1z} + p_{2x} F_{2z} = 0 \\ p_x F_y - p_y F_x - p_{1x} F_{1y} + p_{1y} F_{1x} - p_{2x} F_{2y} + p_{2y} F_{2x} + M_z - M_{1z} - M_{2z} = 0 \end{cases} \tag{1.4}$$

De plus, comme par définition $F = F_1 + F_2$, on a également :

$$\begin{cases} F_x = F_{1x} + F_{2x} \\ F_y = F_{1y} + F_{2y} \\ F_z = F_{1z} + F_{2z} \end{cases}$$

Les deux premières lignes de (1.4) peuvent alors être réécrites pour exprimer (p_x, p_y) en fonction de $(p_{1x}, p_{1y}, p_{2x}, p_{2y})$.

$$\begin{cases} p_y = \dfrac{p_{1y} F_{1z}}{F_z} + \dfrac{p_{2y} F_{2z}}{F_z} \\ \\ p_x = \dfrac{p_{1x} F_{1z}}{F_z} + \dfrac{p_{2x} F_{2z}}{F_z} \end{cases} \tag{1.5}$$

Cette formulation fait apparaître le fait que le ZMP global p est situé sur la ligne droite reliant les deux ZMP locaux p_1 et p_2, comme l'illustre la figure 1.5.

Remarque. *La condition d'équilibre dynamique (ZMP global à l'intérieur de l'enveloppe convexe du polygone de sustentation) peut aussi s'appliquer aux ZMP locaux et à l'enveloppe convexe de la surface d'appui de chaque pied. Elle a alors la signification suivante :*

Si le ZMP local est situé à l'intérieur de l'enveloppe convexe de l'empreinte du pied correspondant, ce pied est en position stable sans basculement. Si toutefois le ZMP local est à la frontière ou à l'extérieur de cette enveloppe convexe, le pied n'est plus stable et la définition du ZMP n'est plus valable.

1.2.5 Modèle simplifié 3DLIP

Le modèle centroïdal est simplifié afin de linéariser les calculs. Pour cela, on suppose $\dot{L} = 0$, ce qui correspond au fait que le robot est considéré comme une masse ponctuelle.

On impose par ailleurs que l'évolution du centre de masse du robot reste dans un plan

(on choisit généralement un plan horizontal à z constant pour la marche sur terrain plat).

Le modèle centroïdal écrit avec le ZMP global s'écrit alors :

$$\begin{aligned} m\ddot{x}_c &= F_g + F \\ \dot{L} &= (p - x_c) \times F + M = 0 \end{aligned} \tag{1.6}$$

En développant la première équation, on obtient :

$$\begin{cases} F_x = m\ddot{x} \\ F_y = m\ddot{y} \\ F_z = m\ddot{z} + mg \end{cases} \tag{1.7}$$

Dans le cadre d'une marche sur terrain plat, on se place dans le cas où le COM est à hauteur constante, $\ddot{z} = 0$, alors la dernière ligne devient simplement $F_z = mg$.

La seconde ligne de (1.6) s'écrit de la façon suivante en développant le produit vectoriel :

$$\begin{cases} p_y F_z - p_z F_y - yF_z + zF_y = 0 \\ p_z F_x - p_x F_z - zF_x + xF_z = 0 \\ p_x F_y - p_y F_x - xF_y + yF_x + M_z = 0 \end{cases} \tag{1.8}$$

Les deux preimières lignes de (1.8) peuvent être simplifiées en rappelant que le ZMP est situé au sol $p_z = 0$:

$$\begin{cases} p_y = y - z\frac{F_y}{F_z} \\ p_x = x - z\frac{F_x}{F_z} \end{cases} \tag{1.9}$$

On peut ensuite injecter dans (1.9) les expressions trouvées dans (1.7) pour exprimer les forces en fonction de l'accélération du COM. Ceci permet d'écrire les coordonnées du ZMP sous la forme suivante :

$$\begin{cases} p_x = x - z\frac{\ddot{x}}{g} \\ p_y = y - z\frac{\ddot{y}}{g} \end{cases} \tag{1.10}$$

Remarque. *Ces hypothèses permettent de décorréler les mouvements en x et en y. On a donc une simple équation de dimension 1 dans chaque direction. On observe par ailleurs une relation linéaire simple entre le COM et le ZMP.*

La relation (1.10) peut être reformulée sous la forme suivante sous forme d'une équation

différentielle sur x et y :

$$\begin{cases} \ddot{x} = \frac{g}{z}\ (x - p_x) \\ \ddot{y} = \frac{g}{z}\ (y - p_y \end{cases} \tag{1.11}$$

Ou alors, en notant $r_f = (x, y)$:

$$\ddot{r}_f = \frac{g}{z}\ (r_f - (p_x, p_y)) \tag{1.12}$$

Ce modèle a été introduit par (Kajita, Kanehiro et al. 2003). Il est souvent utilisé dans la marche bipède et permet d'acquérir une bonne intuition sur la relation entre le COM et le ZMP. On voit en effet que si le ZMP est fixe, il agit comme un noeud répulseur pour le COM.

On peut alors contrôler la trajectoire du COM à l'aide de celle du ZMP. Un bon exemple de développement d'une telle commande est le Capture Point, développé dans la section 5.2.4. Il s'agit de la position statique du ZMP qui permet d'amener le COM à l'arrêt, c'est à dire de placer le pendule inversé en équilibre instable.

Cette vision de la relation simplifiée entre le COM et le ZMP permet également de comprendre la trajectoire de COM dans la phase de démarrage, comme nous verrons dans le chapitre 5.

L'objectif du modèle essentiel qui sera traité dans le chapitre 3 est d'écrire ce lien entre ZMP et COM dans le cas plus complexe d'un robot humanoïde sans hypothèse de masse concentrée, ni contrainte sur l'évolution de l'altitude du CoM.

1.2.6 Définition des paramètres de la marche

Afin d'éviter toute confusion, rappelons ici les notations utilisées dans le reste de la thèse :

- $p = (p_x, p_y, p_z)$ sont les coordonnées du ZMP.
- $x_c = (x, y, z)$ sont les coordonnées du COM.
- S (longueur du pas) : On définit S comme étant la distance, selon l'axe X, entre les origines du repère attaché au pied droit et attaché au pied gauche au moment du double appui.
- D (largeur du pas) : On définit D comme étant la distance, selon l'axe Y, entre les origines du repère attaché au pied droit et attaché au pied gauche au moment du double appui.

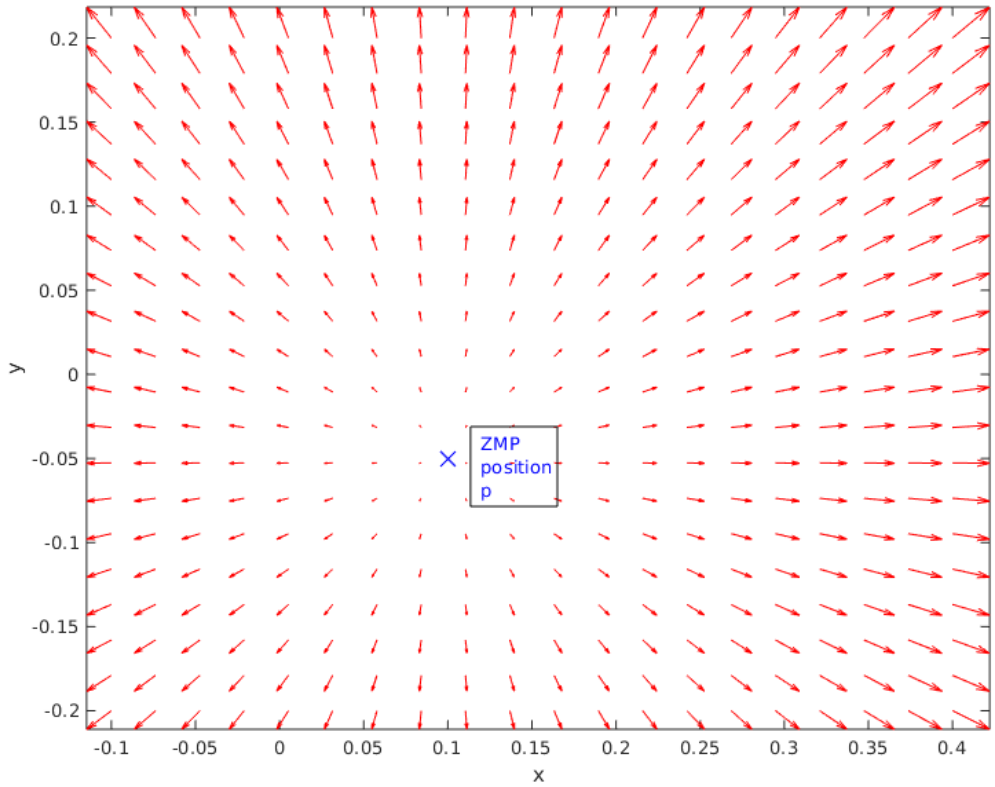

FIGURE 1.6 – Cette figure illustre la valeur de l'accélération horizontale du COM $(\ddot{x}, \ddot{y})$ pour chaque position de COM, relativement à la position du ZMP. L'effet répulseur du ZMP est ici mis en évidence. Attention, le champ de vecteurs représenté est un champ de force et non un portrait de phase, la trajectoire du COM ne sera pas parallèle aux vecteurs si elle a une vitesse initiale non nulle.

— T (période) : T est la durée d'un pas (une phase de simple appui + une phase de double appui). Il faut donc laisser passer un temps de 2T pour retrouver la même configuration à une translation près : même pied d'appui et mêmes positions articulaires.
— SS : Phase de simple appui. Peut être utilisé en tant qu'indice pour désigner les variables spécifiques à cette phase (par exemple, T_{SS} désigne la durée de la phase de simple appui).
— DS : Phase de double appui, peut être utilisé en tant qu'indice. Un exemple de trajectoire avec les phases SS et DS indiquées est présenté dans la figure 1.7.
— $DS1$: Première phase de double appui (uniquement pour le mouvement de départ).

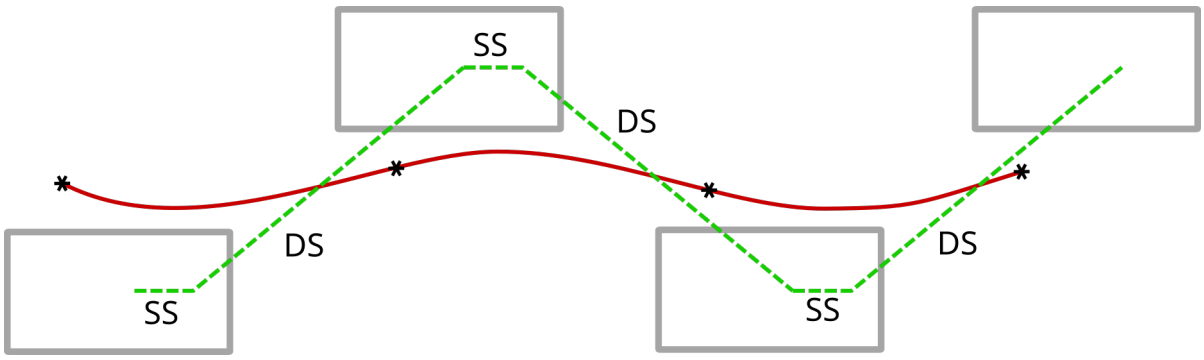

FIGURE 1.7 – Illustration des phases d'une marche périodique : en vert la trajectoire affine par morceaux du ZMP et en rouge la trajectoire du COM correspondante. Les rectangles gris représentent l'emplacement des pieds.

— $SS1$: Première phase de simple appui (uniquement pour le mouvement de départ). Peut être utilisé en tant qu'indice.
— $DS2$: Deuxième phase de double appui (uniquement pour le mouvement de départ). Peut être utilisé en tant qu'indice.
— SS_{n-1} : avant-dernière phase de simple appui (uniquement pour le mouvement d'arrêt). Peut être utilisé en tant qu'indice.
— DS_{n-1} : avant-dernière phase de double appui (uniquement pour le mouvement d'arrêt). Peut être utilisé en tant qu'indice.
— SS_n : dernière phase de simple appui (uniquement pour le mouvement d'arrêt). Peut être utilisé en tant qu'indice.
— DS_n : dernière phase de double appui (uniquement pour le mouvement d'arrêt). Peut être utilisé en tant qu'indice.

1.3 Difficulté d'adaptation de la marche humaine à une structure mécanique

Il est facile de tracer le parallèle visuellement entre une trajectoire humaine et une "imitation" par un robot humanoïde. Toutefois, pour reproduire une trajectoire humaine sur un robot, il faut prendre en compte les différences mécaniques et structurelles entre les deux. Les principales difficultés dans l'adaptation de la marche périodique à Romeo sont les suivantes.

— Nombre de degrés de liberté différent : Il n'est pas évident de définir le nombre

de degrés de liberté chez l'humain (certaines estimations en comptent près de 250 (Zatsiorsky et Zaciorskij 2002)), mais il en manque toujours quand on essaie de construire une structure mécanique rigide fonctionnellement proche de lui. Il y a beaucoup de redondances (différents mouvements peuvent donner le même résultat en termes de trajectoire du centre de masse ou d'un point du robot). Ces redondances ne sont généralement pas reproduites dans les systèmes mécaniques inspirés de l'humain, pour des raisons de coût et de complexité de la commande associée.

— Différence de positionnement/d'orientation des articulations : Les contraintes géométriques ne sont pas les mêmes dans un système mécanique (actionneurs rotatifs + système de transmission) que dans un système biologique (muscles = actionneurs linéaires). Il en résulte des contraintes de placement des articulations différentes. L'orientation des articulations dans un système mécanique est également souvent alignée à l'axe le plus proche d'un repère fixe, pour faciliter le calcul de la géométrie directe et inverse lors de la planification des mouvements. Les axes des articulations mécaniques sont ainsi généralement orientés de 90° les uns par rapport aux autres, et permettent un mouvement de rotation pur avec un axe de rotation fixe.

— Couplage entre articulations : La plupart des articulations humaines ne sont pas des liaisons rotule idéales, de par la forme des contacts osseux il existe un couplage entre les différents mouvements possibles. La cheville est un bon exemple d'articulation couplée : la structure musculosquelettique de la cheville est non linéaire et son mouvement est couplé dans les différentes directions à cause de la façon dont les muscles sont positionnés, comme décrit dans (Ramlee, Kadir et Harun 2013).

— Différence de matrices d'inertie (différence de répartition des masses) : La répartition différente des actionneurs et la structure mécanique différente font que même si l'on arrivait à atteindre une ressemblance géométrique et cinématique avec un système mécanique, les moments des forces articulaires seraient néanmoins différents et le centre de masse du corps s'en trouverait également décalé par rapport à sa position moyenne chez un humain.

1.4 Imitation de mouvements humains : état de l'art

Les robots humanoïdes sont construits pour s'intégrer dans l'environnement quotidien des humains. Ils ont alors besoin de pouvoir interagir et coopérer avec les humains. Des

travaux existants sur l'acceptabilité des robots nous amènent à émettre l'hypothèse que ces interactions sont facilitées si les mouvements du robot sont inspirés des mouvements humains. Des mouvements qui ont l'air naturels sont plus prédictibles et également plus facilement acceptés par les humains.

L'importance de la similarité des mouvements d'un appareil humanoïde avec les mouvements humains est illustrée par le concept de la "vallée de l'étrange". Ce concept a été introduit en 1970 par Masahiro Mori (Mori, MacDorman et Kageki 2012). L'idée de la vallée étrange proposée par Mori est que la relation entre la proximité de l'objet d'étude à un être humain, et l'acceptation par un observateur humain n'est pas une fonction croissante. Lorsqu'un robot est visuellement très proche de l'humain, le spectateur a des attentes de comportement "intelligent" de sa part. Lorsque celui-ci n'est pas observé, cela provoque un sentiment de malaise.

Plus précisément, Mori suppose que cette relation présente un minimum lorsque la proximité avec l'humain est telle que son acceptation est optimale, comme illustre la figure 1.8. Un exemple d'automate pouvant mettre le spectateur mal à l'aise peut être HRP-4C, une version d'apparence humaine du célèbre humanoïde HRP-4, et dont les mouvements et expressions du visage mettent mal à l'aise les observateurs humains (dans le classement IEEE à contribution libre des robots les plus dérangeants, HRP-4C arrive à la 17e place, tandis que HRP-4 est à la 201e place). Un autre exemple est une prothèse de main trop réaliste qui provoquerait un sentiment d'étrangeté chez l'observateur lorsque celui-ci comprend qu'il ne s'agit pas d'un membre humain.

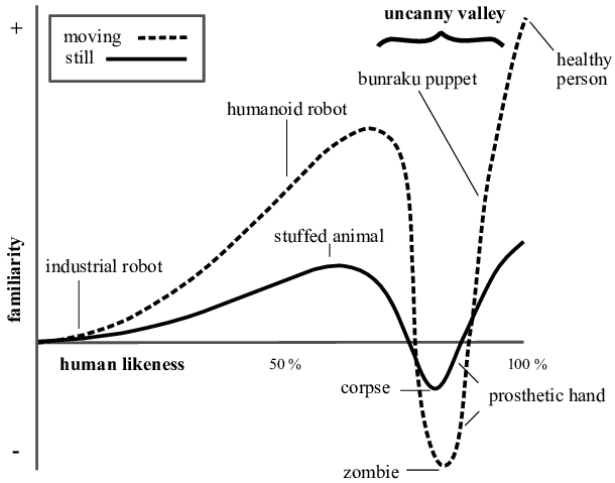

Figure 1.8 – Illustration de la "vallée de l'étrange" et de l'effet du mouvement sur la perception du système. Illustration tirée de (Mori, MacDorman et Kageki 2012).

Il y a alors deux stratégies pour essayer de ne pas tomber dans cette "vallée de l'étrange". La première consiste à chercher la proximité absolue avec l'humain : cette stratégie est généralement confrontée à des contraintes matérielles telles que l'absence de matériaux imitant parfaitement la peau humaine, le coût des actionneurs nécessaires pour reproduire les mouvements et mimiques humains, ou des limitations géométriques ou dynamiques. La seconde approche est alors de partir d'une structure suffisamment éloignée de l'humain pour ne pas tomber dans la vallée de l'étrange, et d'augmenter l'acceptabilité avec des mouvements perçus comme naturels (Mori, MacDorman et Kageki 2012). C'est l'approche que nous souhaitons adopter pour le robot Romeo.

Une problématique importante de l'imitation du mouvement humain est la façon dont les trajectoires humaines sont "redimensionnées" pour les adapter au robot et à ses contraintes articulaires. Une approche possible, présentée dans (Riley, Ude et Atkeson 2000) est le redimensionnement homothétique de l'ensemble des trajectoires à un facteur qui permet leur réalisation sur le robot.

De nombreuses études ont été effectuées sur la reproduction de mouvements humains par des structures robotiques. Quelques exemples d'imitation complète ou partielle sont donnés dans les sections suivantes.

1.4.1 Imitation dans la conception du robot

La biomimétique est l'art d'imiter un système biologique existant. Cette approche est fréquemment employée dans la technologie, car imiter une solution qui existe dans la nature revient à mettre à profit des millions d'années d'évolution qui ont permis son émergence. Ainsi, (G. Gini, Scarfogliero et Folgheraiter 2007 ; G. C. Gini et al. 2009) explorent la création d'une articulation de genou constituée de deux cylindres en contact (ce qui permet un mouvement relatif de l'axe instantané de rotation), et d'un pied permettant de réaliser les mouvements de déroulement. Les articulations proposées ne sont pas anthropomorphes dans la forme mais le sont dans les trajectoires qu'elles permettent. L'articulation constituée de deux surfaces cylindriques en contact permet de reproduire le déplacement du centre de rotation tel qu'il est observé dans les articulations humaines, avec le roulement entre le tibia et le fémur (Hobon, Elyaaqoubi et Abba 2014)

Un autre modèle d'articulation du genou est proposé dans (Hamon et Aoustin 2010), avec une structure formée par quatre barres rigides qui permettent de conjuguer le mouvement de rotation de l'articulation avec un mouvement de translation.

Dans (Kinugasa 2008), les auteurs proposent une approche radicalement différente à la conception inspirée humainement, avec un pied en forme de tronçon cylindrique qui force une sous-actuation et a un effet positif sur la stabilité de la marche. Cette approche rejoint celle utilisée par (Collins et al. 2005 ; McGeer et al. 1990) dans la création de marcheurs passifs dont la stabilité du cycle limite est étudiée.

1.4.2 Mouvements du haut du corps

L'imitation des mouvements du haut du corps permet d'étudier en profondeur l'imitation de mouvements humains par un système robotique dont le nombre de degrés de liberté est différent, sans pour autant devoir remplir une contrainte d'équilibre.

Un exemple de travail sur l'imitation humaine est (Tomic 2018). Dans ce travail, Maria Tomic explore plusieurs algorithmes de génération de mouvements robotiques à partir d'un mouvement humain de référence. Elle suppose le mouvement humain (enregistré via une capture vidéo) optimal et cherche à reproduire un critère d'optimalité équivalent pour le mouvement de haut du corps du robot.

Un autre exemple intéressant d'imitation des mouvements du haut du corps – avec conservation de l'équilibre en présence de perturbations – est présenté dans (Kormushev et al. 2011). Les auteurs proposent une stratégie de commande différente pour les parties inférieure et supérieure du robot. L'équilibre du robot est préservé grâce à la centrale inertielle du robot, ainsi que des capteurs hybrides force/moment. Ces capteurs permettent de mesurer la position du ZMP et d'implémenter une loi de commande robuste face aux perturbations externes.

1.4.3 Mouvements complets avec équilibre statique

Le critère d'équilibre (ou stabilité) statique (position du COM) est suffisant lorsque les mouvements sont effectués à une faible vitesse. La validation de ce critère est relativement simple, car il s'agit d'un calcul qui dépend exclusivement de la position instantanée des membres du robot.

L'imitation des mouvements corps-complet est une tâche complexe car le comportement du centre de masse du robot est différent de celui de l'humain, tandis que la position des membres inférieurs doit être imitée. Il est donc nécessaire d'adapter les mouvements de façon à assurer l'équilibre. Une possibilité est de s'intéresser à l'équilibre statique en imposant à tout moment une position du COM à l'intérieur du polygone d'appui, comme

dans (Koenemann, Burget et Bennewitz 2014). Cette approche limite le champ des mouvements possibles, mais permet une imitation en temps-réel car son implémentation est peu coûteuse.

Dans (Ou et al. 2015) et (Sakka 2017), une imitation temps-réel des mouvements humains est proposée sur le robot Nao, avec une prise en compte de l'équilibre par commande du COM et évitement d'auto collisions.

1.4.4 Mouvements complets avec équilibre dynamique

Le critère d'équilibre (ou stabilité) dynamique permet de prendre en compte la dynamique du robot et est adapté aux mouvements complexes ou rapides. L'évaluation de ce critère demande une prise en compte de la position mais également de la vitesse et accélération des membres du robot, et demande des calculs coûteux en temps. Il est alors plus difficile de mettre en place ce critère pour une imitation en temps réel, même si des développements existent dans ce sens (Koenemann, Burget et Bennewitz 2014 ; Ou et al. 2015).

Une autre approche intéressante, qui rejoint le travail de Maria Tomic sur l'imitation du haut du corps, est la commande optimale inversée (Mombaur, Laumond et Yoshida 2010). L'objectif de cette approche est de chercher à trouver et adapter les critères d'optimalité de la marche humaine à la marche de robot.

Un travail en imitation complète du cycle de marche humain a été réalisé dans (Ogura et al. 2006). Cette expérience est remarquable par l'utilisation d'un degré de mobilité passif au niveau de la semelle du pied. Ceci permet un déroulement du pied naturel et une trajectoire de marche très proche de l'humain. Un autre point remarquable est l'utilisation de mouvements avec le genou tendu. Les trajectoires genou tendu sont généralement évitées dans la robotique, car la matrice jacobienne du modèle cinématique n'est pas inversible dans cette position, et il est alors difficile d'adopter une commande dans l'espace cartésien (il reste toutefois possible d'utiliser une commande dans l'espace articulaire). Le choix de (Ogura et al. 2006) a alors été d'imposer la trajectoire au genou telle qu'inspirée du mouvement humain, tout en laissant la trajectoire et la hauteur du COM libre grâce à l'articulation des hanches.

Nous adoptons une approche similaire, mais au lieu de la trajectoire du genou nous choisissons d'imposer celle du ZMP. Cette approche est utilisée dans (Vukobratovic et al. 2012 ; Kajita, Kanehiro et al. 2003) et s'inscrit dans la continuité de travaux antérieurs au sein du laboratoire (Tlalolini, Aoustin et Chevallereau 2010 ; Wes-

TERVELT et al. 2007 ; CHEVALLEREAU, RAZAVI et al. 2017).

En effet, la position du ZMP relativement à l'enveloppe convexe du pied est le critère principal permettant de déterminer la stabilité dynamique de la marche. Toutefois, le ZMP n'étant pas directement déterminé à partir des positions articulaires, un modèle est utilisé pour établir le lien entre ZMP et COM. Ce modèle est présenté plus en détail dans le chapitre 3.

1.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté un état de l'art de la robotique humanoïde et de la marche bipède. Le chapitre suivant se focalisera sur l'étude du mouvement humain et de sa variabilité.

Chapitre 2

Mouvement humain et adaptation à Romeo

L'objectif de ce chapitre est de présenter le mouvement humain et ses variations, ainsi que le robot Romeo qui est utilisé dans ce travail, ses particularités et leurs implications pour la création de mouvements de marche pour Romeo.

2.1 Présentation de Romeo

Romeo est un prototype de robot humanoïde bipède développé par la société SoftBank Robotics. Il présente la particularité d'être proche de l'humain dans les proportions. L'aspect de Romeo et son arbre articulaire sont présentés dans la figure 2.1

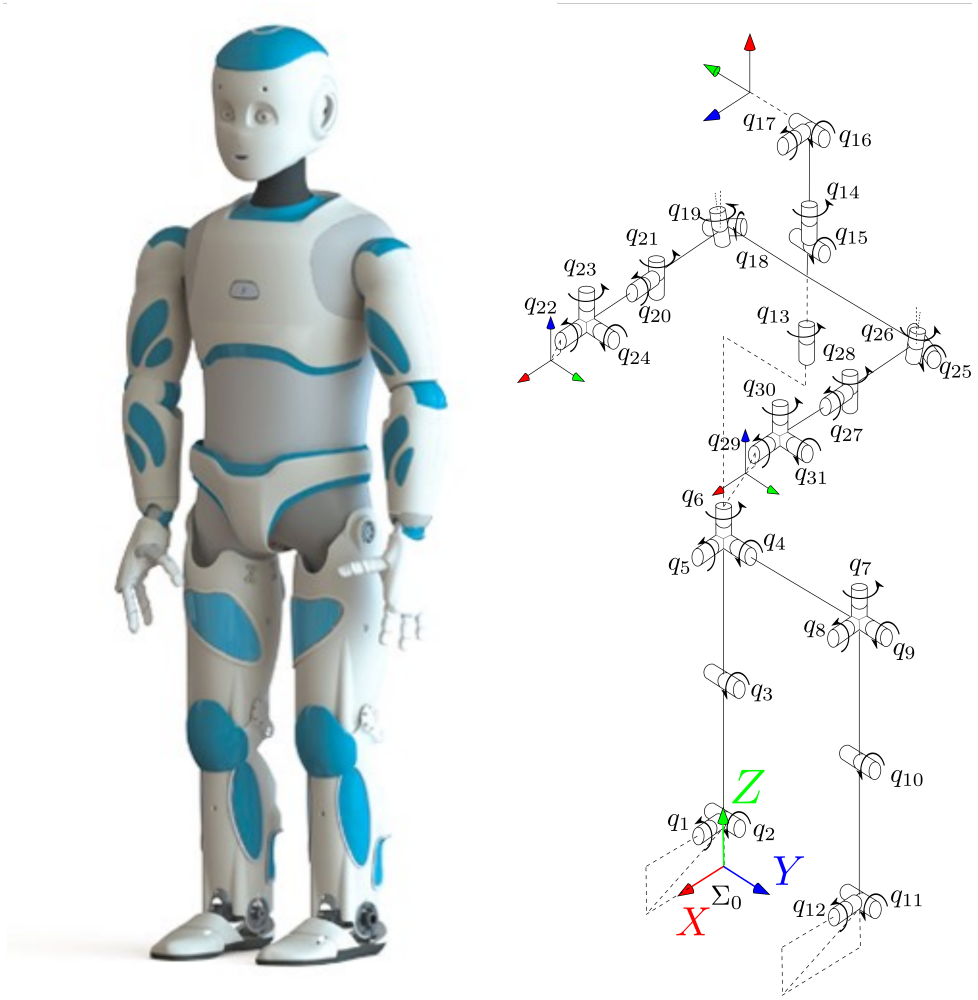

FIGURE 2.1 – Vue extérieure de Romeo et ensemble des degrés de liberté. Sur l'image de droite, le robot est représenté dans sa position neutre, c'est à dire avec toutes les coordonnées articulaires égales à zéro.

2.1.1 Caractéristiques de Romeo

Romeo présente les caractéristiques suivantes :

— taille : 1m47

— poids : 40.8 kg

— 31 articulations motorisées dont 6 pour chaque jambe

— actionneurs à câble

— rapport de réduction variable dans le genou.

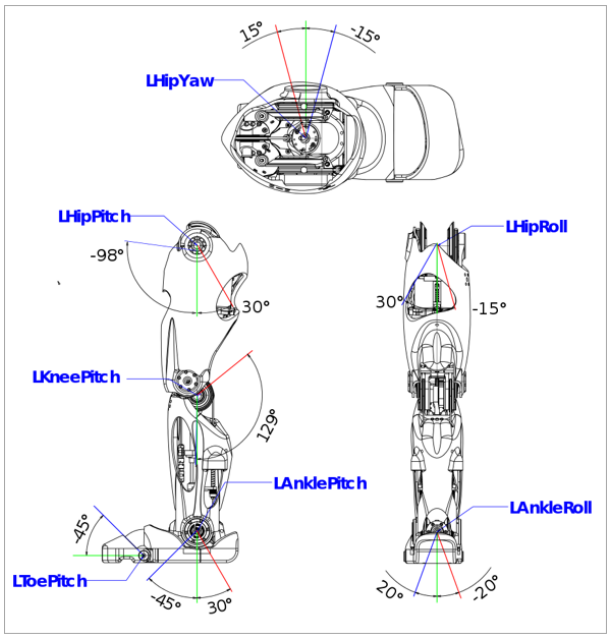

FIGURE 2.2 – Structure d'une jambe de Romeo. L'ensemble des articulations est référencé, et leur amplitude de mouvement est indiquée par les traits rouge et bleu. Les traits verts représentent la position "neutre" de l'articulation, c'est à dire la position telle que l'angle articulaire correspondant est nul : $q_i = 0$

Le nombre de degrés de liberté des jambes de Romeo est suffisant pour permettre le déplacement du pied et son orientation dans l'ensemble des dimensions de l'espace (trois axes de translation et trois axes de rotation, voir figure 2.2) mais reste inférieur à celui de l'humain. En effet, chez les êtres humains il existe des degrés de liberté redondants, qui permettent notamment une optimisation des mouvements grâce à un choix de trajectoire dans un espace de plus grande dimension (CRUSE, BRÜWER et DEAN 1993 ; KO, CHALLIS et NEWELL 2003).

Les actionneurs à câble, initialement développés par le CEA, ont l'avantage d'être légers. Ils présentent en revanche une certaine flexibilité et un léger jeu lors des changements de direction de mouvement de l'articulation. La flexibilité du câble se traduit également par un comportement de l'articulation qui dépend de la tension de celui-ci. Cette tension doit donc être vérifiée régulièrement. Nous verrons quel rôle ces contraintes joueront dans l'expérimentation.

Le rapport de réduction variable de l'articulation du genou (voir figure 2.4) a été introduit dans l'objectif de permettre de fournir un couple plus important pour les positions où le genou est fortement fléchi (nécessaire par exemple lors du passage de la position assise

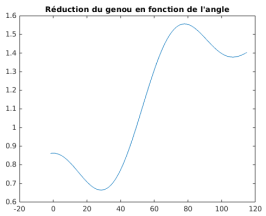

FIGURE 2.3 – Réduction de l'articulation du genou en fonction de l'angle (en degrés).

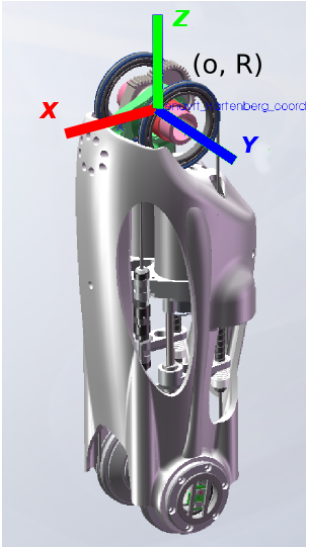

FIGURE 2.4 – Articulation du genou à degré de réduction variable, modèle 3D. Les câbles permettant d'actionner l'articulation sont visibles.

à la position debout). Le couple maximal est alors variable en fonction de la position du genou, comme l'indique la figure 2.3. Nous verrons les contraintes que cela impose sur les trajectoires (voir figure 4.5).

Romeo possède également un degré de liberté passif qui imite la flexibilité du pied humain. Le pied de Romeo se décompose en deux parties reliées par une articulation passive, ce qui permet de faire varier la surface en contact avec le sol. Cette articulation possède un ressort pour ramener le pied à sa position droite, ainsi qu'un servomoteur qui permet de bloquer la mobilité de l'articulation. Dans cette étude, nous nous limiterons à une marche qui n'utilise pas ce degré de liberté. Cette articulation passive restera donc neutralisée en permanence. Le pied d'appui sera toujours à plat, avec la totalité de sa surface en contact avec le sol.

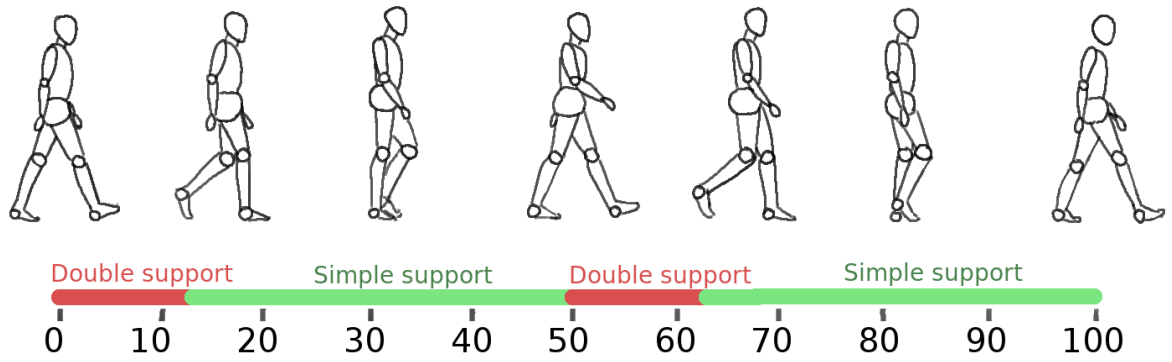

FIGURE 2.5 – Répartition en temps entre les phases de simple (vert) et double (rouge) appui lors de la marche humaine. Illustration inspirée des données de (ROSE et GAMBLE 2006).

2.2 Mouvement humain

Pour pouvoir générer des mouvements de marche inspirés du robot humain, nous allons tout d'abord faire une étude bibliographique sur les principales caractéristiques des mouvements humains. Nous discuterons aussi de la façon dont les mouvements à exécuter par Roméo en sont déduits.

2.2.1 Durée des phases

La durée des phases de simple (T_{SS}) ou double (T_{DS}) appui chez l'humain dépend de la vitesse de la marche : plus celle-ci est rapide, plus la période T de la marche sera courte et plus la proportion $\frac{T_{DS}}{T_{SS}+T_{DS}}$ du temps passé en phase de double appui sera faible (ROSE et GAMBLE 2006). Le pourcentage de temps passé en double appui augmente avec l'âge, et est typiquement entre 25% et 30% (HOLLMAN, MCDADE et PETERSEN 2011). Une répartition typique de la marche à vitesse confortable est présentée dans la figure 2.5. Sur cette figure, chaque double support occupe 12% du temps correspondant à une période de marche complète, ce qui correspond à 24% du temps pour chaque pas.

Pour Romeo, on conserve une durée de chacune des phases correspondant à une marche humaine lente : 0,5 secondes pour les phases de simple appui et 0,15 secondes pour les phases de double appui. Cela correspond à une cadence de $\frac{1}{2\times(0.6+0.15)} = 0.66Hz$, légèrement inférieur aux cadences observées typiquement chez l'humain (DANION et al. 2003). Toutes les valeurs numériques des trajectoires adaptées à Romeo sont résumées dans le tableau 2.1

2.2.2 Taille des pas

La variabilité de la taille des pas est importante chez l'humain. Ainsi, on observe des longueurs de pas allant de moins de 0.5m à plus de 0.75m, soit un déplacement du pied libre de moins de 1m à plus de 1.50m (Danion et al. 2003). La variabilité augmente avec l'âge, avec certains individus qui adoptent une marche significativement plus lente ou plus rapide que les individus jeunes (Chien et al. 2015). Dans notre cas, la contrainte de non singularité au genou et la longueur réduite des jambes nous obligent à réduire la taille du pas à 0.30m maximum (déplacement du pied libre de 0.60m). En pratique, nous adopterons une longueur de pas plus faible que 0.30m en raison des contraintes décrites ci-dessous sur la largeur des pas.

La largeur naturelle des pas chez l'humain est autour de 10-15cm (Maxwell Donelan, Kram et Arthur D 2001 ; Young et Dingwell 2012). Elle peut être estimée à $0.15 \times L$ où L est la longueur de la jambe, mais est également approximativement égale à l'écartement bi-acétabulaire (distance entre les têtes de fémur, soit entre les axes des articulations de hanche). Cet alignement est illustré dans la figure 2.6. Pour Romeo, $L = 0.67$m, ce qui correspondrait à une largeur de pas de 10cm. En revanche, la distance entre les articulations de hanche de Romeo est plus grande que ce qui est observé chez l'humain (0.192m au lieu de 0.10-0.15m). La largeur de pas de Romeo peut alors être entre 10 et 20cm, en fonction du critère utilisé.

Nous comparons dans le chapitre 4 différentes combinaisons de largeur et longueur de pas, et étudions leur effet sur les couples articulaires.

2.2.3 Trajectoire du COM

Chez l'humain, la trajectoire observée pour le centre de masse est proche d'une sinusoïde dans les directions Y et Z, et d'une évolution linéaire avec une faible oscillation sinusoïdale autour en X (Rose et Gamble 2006). Le minimum de hauteur est atteint au milieu de la phase de double appui.

On imposera donc une trajectoire sinusoïdale du centre de masse en Y et en Z, et une évolution linéaire en X en ignorant la faible oscillation autour. Dans la direction verticale, l'amplitude des oscillations du centre de masse d'un humain adulte varie entre 2 et 5cm selon la vitesse de marche (Rose et Gamble 2006). Romeo étant de plus petite taille, et la marche visée étant plus lente, on choisit une amplitude de 1-2cm autour d'une hauteur moyenne. La hauteur moyenne du COM est fixée entre 62 et 68cm selon la taille du pas

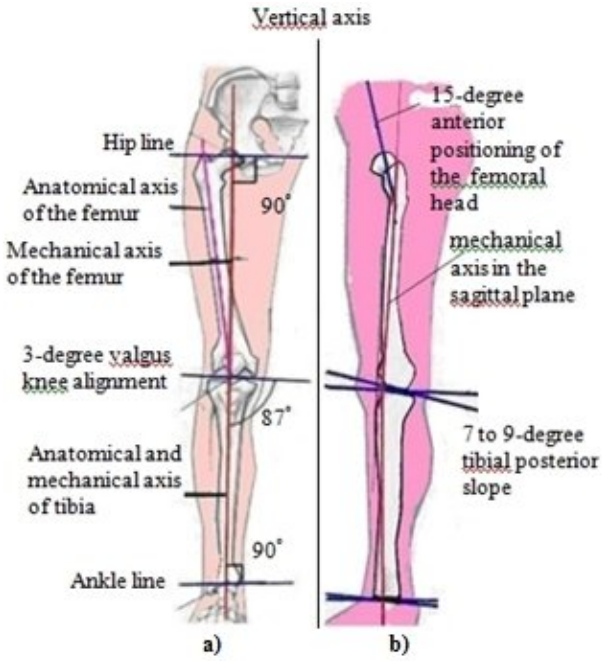

FIGURE 2.6 – Alignement vertical entre la tête de fémur et la cheville, illustration tirée de (BALAŞA et al. 2017)

(cette hauteur correspond à des jambes légèrement fléchies).

2.2.4 Mouvement des bras

Le mouvement de balancier des bras est une caractéristique spécifique et facilement reconnaissable de la marche des humains et de certains grands singes. Il est donc important de le reproduire afin d'obtenir une marche visuellement proche de la marche humaine. Pour autant, l'origine de ce mouvement est encore aujourd'hui débattue (GOUDRIAAN et al. 2014 ; UMBERGER 2008 ; PONTZER et al. 2009) - s'agit-t-il d'un simple artefact de la marche quadrupède de nos ancêtres, ou est-ce que ce mouvement joue un rôle dans l'efficacité ou la stabilité de la marche ?

Une hypothèse intéressante étudiée dans (HOBBELEN et WISSE 2008) est que le mouvement des bras permettrait de réduire le couple en torsion de la partie supérieure du corps, ainsi que le coût global de la marche.

Une caractéristique intéressante du mouvement des bras chez l'humain est le changement de fréquence des oscillations de bras relativement à la fréquence des pas. En effet, pour la marche très lente ou la marche très rapide, on compte deux oscillations de bras

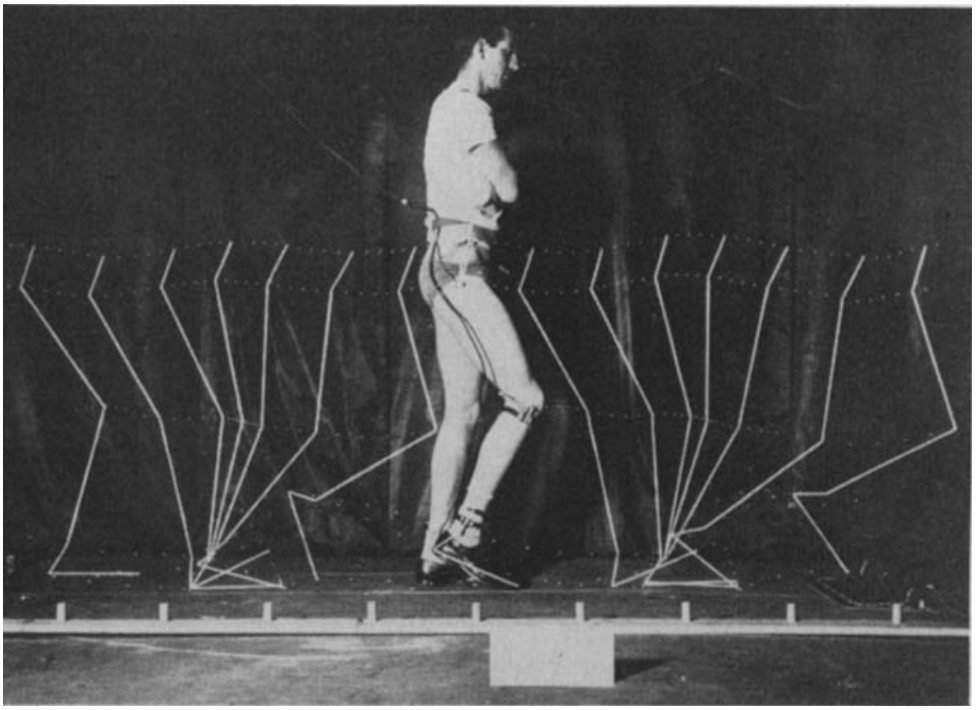

FIGURE 2.7 – Mouvement humain étudié en strobophotographie, montrant l'angle important que forme le pied avec le sol et la faible hauteur de passage du pied chez l'humain. Illustration issue de (EBERHART et INMAN 1951)

par pas, tandis que pour la marche à allure modérée, il y a une seule oscillation par pas (DONKER et al. 2001). Dans notre cas, on reproduit la fréquence d'une allure modérée, soit une oscillation de bras pour chaque pas.

Nous approchons le mouvement de balancier des bras par une combinaison d'oscillations sinusoïdales de l'épaule et du coude, en phase avec la marche.

2.2.5 Trajectoire des pieds

Le mouvement des pieds chez l'humain est extrêmement complexe, la plante du pied se déforme dans plusieurs directions, et le système de tendons au niveau de la cheville est très compliqué à modéliser (ROSE et GAMBLE 2006).

On peut toutefois facilement mesurer les trajectoires de la pointe du pied et du talon à partir de chronophotographies avec marqueurs sur les différentes articulations (WINTER 1992). Un exemple de telle chronophotographie est présenté figure 2.7. On en déduit alors, avec l'hypothèse d'un pied rigide qui correspond bien à un robot humanoïde :

— la trajectoire du centre du pied

— l'orientation de la semelle en fonction du temps.

Les trajectoires du talon et de la pointe du pied utilisées, la trajectoire calculée de la hauteur du centre de pied et la trajectoire choisie (en pointillés) compte tenu de l'absence de déroulé sont présentées dans la figure 2.8.

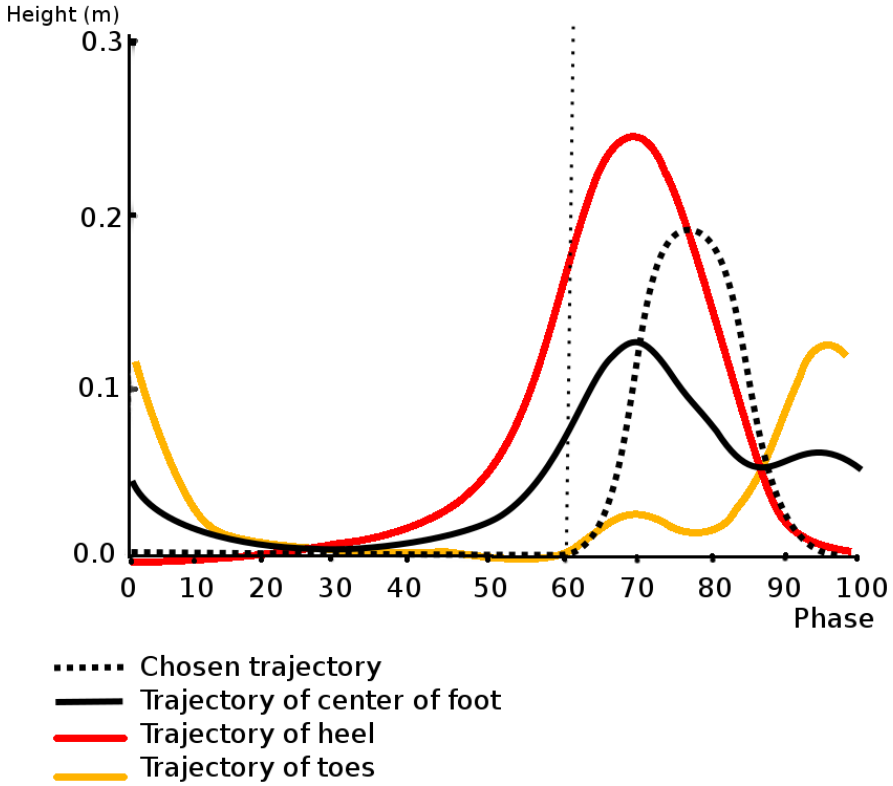

FIGURE 2.8 – Trajectoires de la pointe du pied, du talon et du milieu du pied pour la marche humaine (ligne continue) inspirées de (WINTER 1992), et trajectoire choisie dans le cadre de ce travail (ligne pointillée). La ligne pointillée verticale indique le début de la période de simple appui pour le pied concerné (sachant que la courbe couvre une période de $2T$ soit deux pas).

Le paramètre crucial à la sécurité de la marche est la hauteur minimale à laquelle passe la pointe du pied pendant la phase de simple appui. En effet, si cette hauteur est trop faible, le marcheur risque de trébucher sur la moindre irrégularité du sol.

Dans le cas de Romeo, nous choisissons de préserver un actionnement complet du pied tout au long de la marche, et n'utilisons donc pas l'articulation passive de la voûte

plantaire. L'orientation du pied sera donc horizontale tout au long du contact du pied avec le sol. En dehors de ce contact, on choisit une trajectoire d'orientation du pied semblable à celle de l'humain, pour des raisons esthétiques. La position et l'orientation du pied sont décrites par des fonctions polynomiales par morceaux (on parle de fonctions cycloïdales) avec des polynômes du second degré.

2.2.6 Oscillations du tronc

Lors de la marche humaine, des oscillations importantes, de l'ordre de 5 à 15° du tronc sont constatées (Thorstensson et al. 1984) selon toutes les directions.

Les déplacements en translation seront imposés par les mouvements des jambes. On se concentre donc sur les oscillations angulaires du tronc. Une flexibilité latérale importante est observée au niveau de la colonne vertébrale, de 7° dans chaque direction. À cela s'ajoute une inclinaison du tronc dans son ensemble, de l'ordre de 2.5° de droite à gauche, et de l'ordre de 2° d'avant en arrière. Les oscillations latérales ont pour période $2 \cdot T$, et les oscillations dans le plan sagittal ont une période de T, où T correspond à la durée d'un pas (durée s'écoulant entre deux impacts de talon successifs)

L'utilité de ces oscillations dans la marche humaine a été longuement débattue. Elles serviraient à la stabilisation de la marche (le tronc est la partie du corps la plus lourde), à engendrer les changements de direction ou encore à stabiliser la tête lors de la marche.

Malheureusement, Romeo ne permet pas de reproduire l'ensemble des degrés de liberté du tronc. Les oscillations latérales du tronc ne peuvent pas être reproduites sur Romeo C'est une limitation fréquente sur les plateformes humanoïdes, car la colonne vertébrale humaine est extrêmement versatile et difficile à reproduire. Les mouvements du tronc seront donc limités aux mouvements de tangage et de lacet.

2.2.7 ZMP

La trajectoire généralement observée pour le ZMP humain en phase de simple appui est une migration depuis le talon jusqu'à la pointe des pieds, en restant relativement centré dans la direction latérale. En phase de double appui, le ZMP suit une évolution quasiment rectiligne entre les deux pieds (Grundy et al. 1975).

Nous imposons une trajectoire de ZMP affine par morceaux, cette trajectoire est illustrée par la figure 2.10.

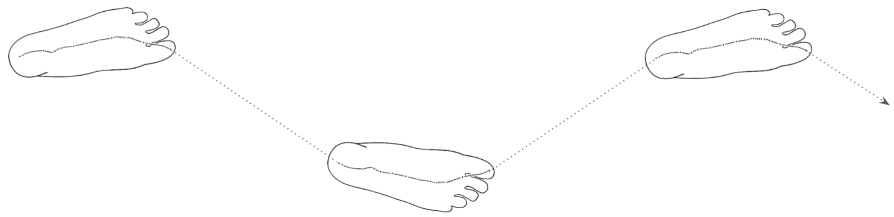

FIGURE 2.9 – Trajectoire du ZMP humain au cours d'une marche périodique. Illustration inspirée des résultats de (GRUNDY et al. 1975)

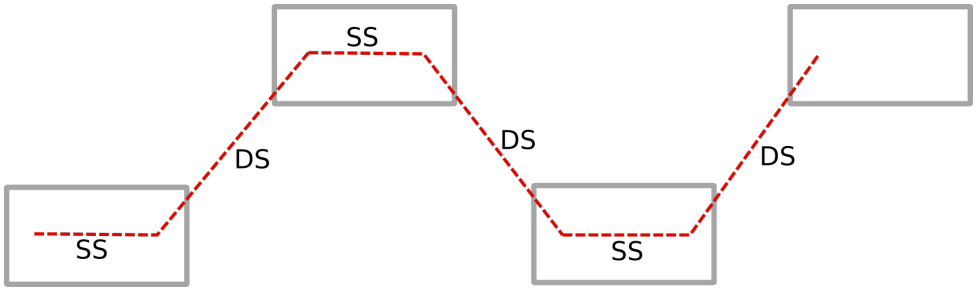

FIGURE 2.10 – Trajectoire du ZMP initialement choisie pour le mouvement de marche du robot humanoïde.

2.3 Trajectoires extraites

Romeo possédant $n = 31$ degrés de liberté, on impose 31 variables pour définir la marche du robot. Le choix de ces variables est fait de façon à imposer les degrés de liberté de chacun des membres. On nomme $r \in \mathbb{R}^n$ le vecteur des variables qui définit la configuration du robot.

Il y a équivalence à imposer les mouvements du vecteur r de dimension 31 ou les mouvements articulaires du robot, mais il est plus facile, à partir des mouvements humains et pour garantir des contacts choisis avec le sol, d'imposer une évolution désirée aux variables r.

Afin d'assurer une dérivabilité et une continuité des dérivées successives des trajectoires, et pour des raisons de simplicité, on modélise la plupart des trajectoires sous forme sinusoïdale ou constante pour les variables dont l'évolution peut être négligée, et sinusoïdales par morceaux pour la trajectoire des pieds. De cette façon, l'ensemble des trajectoires sont $\mathcal{C}^2$ et la plupart sont $\mathcal{C}^\infty$. On définit alors le vecteur $r \in \mathbb{R}^{31}$ de la façon suivante :

$$r = (x_{COM}, y_{COM}, z_{COM}, x_{foot}, y_{foot}, z_{foot}, \alpha_{foot}, \beta_{foot}, \gamma_{foot}, \alpha_{torso}, \beta_{torso}, \gamma_{torso}, q_{13}, \cdots, q_{31})$$

La signification de chacune de ces coordonnées et la définition des trajectoires correspondantes est détaillée ci-dessous.

COM

— $r_1 = x_{COM} = a_1 t + b_1$ la position du COM selon X. On néglige l'oscillation autour de l'évolution linéaire du COM.

— $r_2 = y_{COM} = a_2 + b_2 \ \sin(\frac{2\pi}{T_{SS}+T_{DS}} \ t - \varphi_2)$ la position du COM selon Y.

— $r_3 = z_{COM} = a_3 + b_3 \ \sin(\frac{2\pi}{T_{SS}+T_{DS}} \ t - \varphi_3)$ la position du COM selon Z.

Pied libre

— $r_4 = x_{foot} = \begin{cases} a_4 \text{ en phase de DS} \\ a_4 + S(\frac{t}{T_{SS}} - \frac{1}{2\pi}\sin(\frac{4\pi t}{T_{SS}+T_{DS}})) \text{ en phase de SS} \end{cases}$
la position du pied libre selon X.

— $r_5 = y_{foot} = a_5$ la position du pied libre selon Y.

— $r_6 = z_{foot} = \begin{cases} b_6 + a_6(\frac{2t}{T_{SS}+T_{DS}} - \frac{1}{2\pi}\sin(\frac{4\pi}{T_{SS}+T_{DS}} \ t - \varphi_6)) \text{ si } t < \frac{T_{SS}+T_{DS}}{2} \\ b_6 + a_6(\frac{2t-T_{SS}-T_{DS}}{T_{SS}+T_{DS}} - \frac{1}{2\pi}\sin(\frac{4\pi}{T_{SS}+T_{DS}} \ t - \varphi_6)) \text{ si } t > \frac{T_{SS}+T_{DS}}{2} \end{cases}$
la hauteur du pied libre.

— $r_7 = \alpha_{foot} = 0$ l'orientation (roulis) du pied libre. Cette orientation est strictement nulle

— $r_8 = \beta_{foot} = \begin{cases} a_8(\frac{t}{T_8} - \frac{1}{2\pi}\sin(\frac{2\pi}{T_8} \ t)) \text{ si } t \leq T_8 \\ a_8(\frac{t-T_8}{T_{SS}-T_8} - \frac{1}{2\pi}\sin(\frac{4\pi}{T_{SS}-T_8} \ (t - T_8))) \text{ si } t > T_8 \text{ et } t \leq T_{SS} \\ a_8 = 0 \text{ si } t > T_{SS} \end{cases}$
l'orientation (tangage) du pied libre. Cette orientation est strictement nulle en phase de double appui (lorsque $t > T_{SS}$), et suit une courbe lisse pendant la phase de double appui. Cette trajectoire permet d'émuler visuellement l'inclinaison du pied de l'humain, tout en gardant un contact de pied plat lors des phases d'appui.

— $r_9 = \gamma_{foot} = a_9$ l'orientation (lacet) du pied libre. Cette orientation est choisie constante mais non forcément nulle (possibilité d'une démarche "en canard"). Chez l'humain, cet angle varie au cours du pas, cette variation étant due à la géométrie de la cheville.

Torse

— $r_{10} = \alpha_{torso} = a_{10}\ \sin(\frac{2\pi}{T_{SS}+T_{DS}}\ t - \varphi_{10})$ l'orientation du torse (roulis). Cette mobilité est permise par les articulations des hanches.

— $r_{11} = \beta_{torso} = b_{11} + a_{11}\ \sin(\frac{2\pi}{T_{SS}+T_{DS}}\ t - \varphi_{11})$ l'orientation du torse (tangage). Il est possible d'imposer cette orientation grâce aux articulations des hanches.

— $r_{12} = \gamma_{torso} = a_{12}\ \sin \frac{2\pi}{T_{SS}+T_{DS}}\ t - \varphi_{12})$ l'orientation du torse (lacet). Il est possible d'imposer cette orientation grâce aux articulations des hanches.

— $r_{13} = q_{13} = \frac{\pi}{2} + \frac{a_9}{2}$
l'orientation des épaules (haut du torse). Cette mobilité est permise par l'articulation de la colonne vertébrale.

Bras et haut du corps

— $r_{14} = q_{14} = 0$ Position du cou (lacet).

— $r_{15} = q_{15} = 0$ Position du cou (tangage).

— $r_{16} = q_{16} = 0$ Position de la tête (tangage).

— $r_{17} = q_{17} = 0$ Position de la tête (roulis).

— $r_{18} = q_{18} = b_{18} + a_{18}\ \sin(\frac{\pi}{T_{SS}+T_{DS}}\ t - \varphi_{18})$ Position de l'épaule droite (tangage).

— $r_{19} = q_{19} = a_{19}$ Position de l'épaule droite (roulis).

— $r_{20} = q_{20} = a_{20}$ Position du coude droit (roulis).

— $r_{21} = q_{21} = b_{21} + a_{21}\ \sin(\dfrac{\pi}{T_{SS}+T_{DS}}\ t - \varphi_{21})$ position du coude droit (tangage).

— $r_{22} = q_{22} = 0$ Position du poignet droit (roulis).

— $r_{23} = q_{23} = 0$ Position du poignet droit (lacet).

— $r_{24} = q_{24} = 0$ Position du poignet droit (tangage).

— $r_{25} = q_{25} = x = b_{25} + a_{25}\ \sin(\frac{\pi}{T_{SS}+T_{DS}}\ t - \varphi_{25})$ Position de l'épaule gauche (tangage)

— $r_{26} = q_{26} = a_{26}$ Position de l'épaule gauche (roulis).

— $r_{27} = q_{27} = a_{27}$ Position du coude gauche (roulis).

— $r_{28} = q_{28} = b_{28} + a_{28}\ \sin(\frac{\pi}{T_{SS}+T_{DS}}\ t - \varphi_{28})$ Position du coude gauche (tangage)

— $r_{29} = q_{29} = 0$ Position du poignet droit (roulis).

— $r_{30} = q_{30} = 0$ Position du poignet droit (lacet).

— $r_{31} = q_{31} = 0$ Position du poignet droit (tangage).

Les variables de r_{13} à r_{31} correspondent aux variables articulaires q_{13} à q_{31} du haut du corps de Romeo.

Les paramètres définissant ces trajectoires peuvent être modifiés afin d'essayer d'optimiser la trajectoire selon tel ou tel critère. La fourchette dans laquelle nous avons fait

varier ces paramètres est présentée dans le tableau 2.3

Paramètre	Valeur	Minimum	Maximum
a_1	$\frac{S}{T_{SS}+T_{DS}}$	–	–
b_1	$x_c(t=0)$, e.g 0.01140047m	–	–
a_2	0.04m	–	–
b_2	$\frac{D}{2}$	–	–
φ_2	0.2 T_{DS}	–	–
a_3	0.64m	0.62m	0.68m
b_3	0.02m	0m	0.04m
φ_3	0.15π	–	–
a_4	S	0.15m	0.30m
a_5	D	0.10m	0.20m
a_6	0.02	0.02	0.1
b_6	0	–	–
φ_6	0	–	–
a_8	10°	–	–
T_8	0.5 $(T_{SS}+T_{DS})$	–	–
a_9	0	–	–
a_{10}	2.5°	0	5°
φ_{10}	π	–	–
a_{11}	2°	–	–
b_{11}	4°	–	–
φ_{11}	$\frac{3}{2}\pi$	–	–
a_{12}	10°	–	–
φ_{12}	$\frac{\pi}{2}$	–	–
a_{18}	12.5°	–	–
b_{18}	7.5°	–	–
φ_{18}	$\frac{\pi}{2}$	–	–
a_{19}	0.5°	–	–
a_{20}	$\frac{\pi}{2}$	–	–
a_{21}	12.5°	–	–
b_{21}	32.5°	–	–
φ_{21}	$\frac{\pi}{2}$	–	–

a_{25}	12.5°	–	–
b_{25}	7.5°	–	–
φ_{25}	$\frac{3\pi}{2}$	–	–
a_{26}	0.5°	–	–
a_{27}	$\frac{\pi}{2}$	–	–
a_{28}	12.5°	–	–
b_{28}	32.5°	–	–
φ_{28}	O	–	–
D	0.20	0.12	0.20
S	0.20	0.15	0.21
T_{DS}	0.15	0.12	0.20
T_{SS}	0.6	0.5	0.7

TABLE 2.1 – Valeurs par défaut, minimale et maximale des paramètres de définition de la marche

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté une étude bibliographique du mouvement humain et les trajectoires de point d'intérêt qui peuvent en être extraites. L'objectif du choix de ces trajectoires est de préserver une ressemblance visuelle au mouvement de marche humain, tout en permettant la réalisation de cette marche par le robot humanoïde Romeo. Dans le chapitre suivant, nous présenterons le Modèle Essentiel. Ce modèle dynamique permet d'utiliser les trajectoires de point d'intérêt définies ici, y compris la trajectoire de ZMP, pour définir les trajectoires de COM et articulaires correspondantes.

Chapitre 3

Modèle Essentiel

Dans le chapitre précédent nous avons présenté une étude du mouvement de marche humain et la façon dont nous adaptons ce mouvement au robot Romeo. Il faut désormais assurer une stabilité dynamique de cette marche. Pour cela, nous utiliserons le Modèle Essentiel de la dynamique du robot, présenté dans ce chapitre. Le chapitre s'organise comme suit : d'abord, nous présentons une expérience illustrant la nécessité de l'imposition du ZMP pour la stabilité dynamique. Ensuite, nos présentons les modèles dynamiques existants et leurs cas d'utilisation. Enfin, nous montrerons le fonctionnement du Modèle Essentiel et son utilisation, ainsi que les conventions adoptées pour le calcul des forces dans les phases de double appui.

3.1 Nécessité de l'adaptation des trajectoires

Si l'on reprenait simplement, en les adaptant aux dimensions et contraintes de Romeo, l'ensemble des paramètres de la marche humaine, on obtiendrait une trajectoire très anthropomorphe mais non adaptée à la dynamique du robot. Le ZMP résultant d'une telle trajectoire ne permet pas une stabilité dynamique.

Afin d'illustrer la nécessité d'imposer le ZMP, on applique la trajectoire complète r, extraite des mouvements humains, au modèle du robot. En appliquant les modèles géométrique et cinématique inverses, on obtient les trajectoires articulaires q correspondantes. Le modèle dynamique complet, décrit au paragraphe 3.2.2, permet alors de calculer la résultante des efforts externes et donc la position du ZMP. Le ZMP résultant de cette trajectoire est présenté dans la figure 3.1

On choisit alors d'imposer le ZMP afin de garantir la stabilité, et de "libérer" la position horizontale du COM pour permettre une adaptation du mouvement au ZMP imposé. Ce processus est rendu possible grâce au Modèle Essentiel décrit dans ce chapitre.

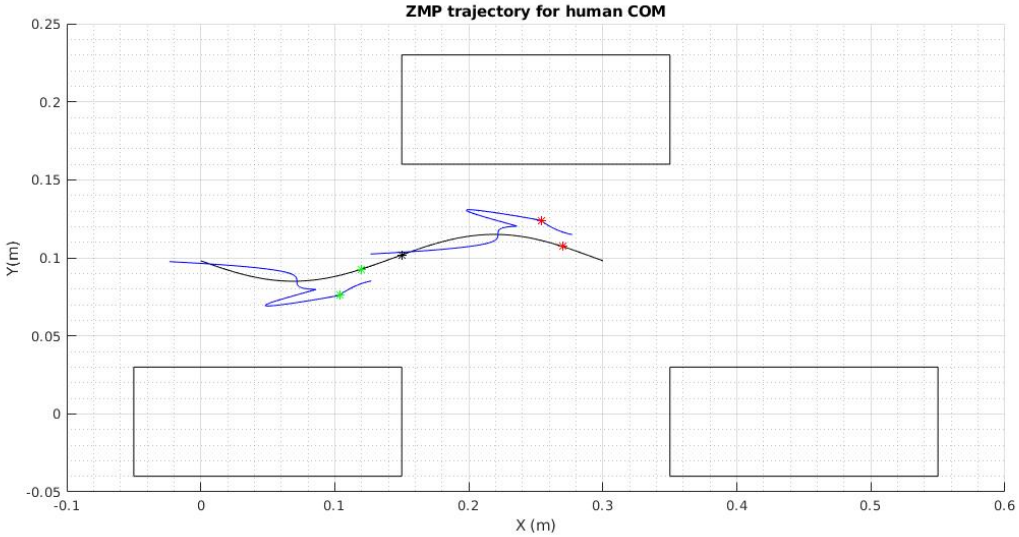

FIGURE 3.1 – Trajectoire du ZMP de Romeo (bleu) pour un mouvement de marche totalement inspiré de l'humain sans adaptation de la trajectoire du COM (noir). Les étoiles représentent les changements de phase SS/DS. L'étoile noire marque le COM au passage d'un pas à l'autre (fin du DS).

3.2 Modèles dynamique articulaire et complet

La dynamique du robot est l'étude de l'effet des forces et couples sur les mouvements du robot. Cette étude peut être menée de deux façons indépendantes :

— la dynamique articulaire, soit le lien des accélérations articulaires avec les couples

— la dynamique centroïdale, soit le lien de l'accélération du centre de masse et du torseur des efforts externes appliqués au robot. Ce modèle a été présenté dans la section 1.2.4.

Ces deux approches sont complémentaires et peuvent être assemblées sous la forme du modèle dynamique complet. Voici une présentation de cette complémentarité.

3.2.1 Modèle dynamique articulaire

Ce modèle décrit la relation entre les accélérations articulaires et les couples articulaires. Il prend en compte les forces inertielles, les forces centrifuges de Coriolis et de gravité.

Tout d'abord, on considère un repère fixe Σ_0. On considère ensuite un repère Σ_1 attaché au robot, dans lequel le modèle dynamique sera écrit, et qui sera donc à la racine

de l'arbre articulaire. Nous allons étudier deux approches, consistant à placer ce repère dans le tronc du robot, ou au pied d'appui (dans le cas d'une phase de simple appui).

Repère Σ_1 lié au torse du robot

Dans cette approche, la configuration du robot est décrite par $(n+6)$ variables : n positions articulaires et 6 variables (position et orientation) décrivant la position du repère Σ_1 dans les coordonnées du repère fixe Σ_0. Le torse du robot est attaché au repère Σ_1. On note q_e le vecteur décrivant la configuration du robot.

Ce modèle, utilisé notamment dans (Kajita, Hirukawa et al. 2014) (Carpentier et Mansard 2018) reste valable indépendamment de la phase (double ou simple appui, voire en phase de saut/course). Il s'appuie sur un vecteur de coordonnées généralisées de dimension $n+6$, c'est à dire n variables articulaires, trois variables pour définir la position du torse et trois variables pour définir son orientation. Toutes les n articulations sont actionnées. Ce modèle doit donc prendre en compte explicitement les contraintes unilatérales du robot humanoïde avec le sol, et il est nécessaire de les expliciter pour valider qu'elles sont respectées.

Dans ces conditions, le modèle dynamique s'écrira sous la forme :

$$A_e(q_e)\ddot{q}_e + d_e(q_e, \dot{q}_e) = \tau_e + J_1^\top(q_e)F^1 \tag{3.1}$$

Où :

— $A(q_e) \in \mathbb{R}^{(n+6)\times(n+6)}$ est la matrice d'inertie du robot, calculée dans la configuration q_e.

— $q_e, \dot{q}_e$ et $\ddot{q}_e \in \mathbb{R}^{(n+6)\times 1}$ sont respectivement les vecteurs de positions, vitesses et accélérations articulaires et de la position du torse dans le repère fixe (déplacement de Σ_1 dans le repère Σ_0).

— $d_e(q_e, \dot{q}_e)$ est le vecteur des forces de gravité et de Coriolis

— $\tau_e \in \mathbb{R}^{(n+6)\times 1}$ est le vecteur des couples articulaires. complété par des zéros afin d'atteindre une dimension de $n+6$

— F^1 est la résultante des forces calculée au centre du repère Σ_1.

— $J_1(q_e)$ est la jacobienne des déplacements de Σ_1 dans le repère Σ_0, calculée en fonction des déplacements articulaires.

On peut ensuite imposer une contrainte de pied d'appui immobile. Pour cela, considérons un repère Σ_2 fixé à la semelle du pied d'appui. Nommons J_2 la jacobienne permettant

de calculer les petits déplacements de Σ_2 dans le repère fixe Σ_0 en fonction des petits déplacements de q. Alors la contrainte d'immobilité du pied peut s'écrire $J_2\dot{q} = 0$, soit un ensemble de six contraintes linéaires sur les vitesses articulaires. Le fait de considérer uniquement les trajectoires pour lesquelles le pied d'appui est immobile revient à imposer une faisabilité dynamique. En effet, les actionneurs du robot ne permettent pas de contrôler la position du pied d'appui (dans le cas d'un simple appui).

Repère Σ_1 lié au pied d'appui

Une façon simplifiée d'écrire l'équation (3.1) en prenant en compte la contrainte de contact du pied d'appui avec le sol est de placer le repère Σ_1 au niveau de la semelle du pied d'appui, et de redéfinir le repère Σ_0 de façon à ce que pour chaque pas, $\Sigma_0 = \Sigma_1$.

L'idée est alors de considérer le robot en *simple appui* comme un robot fixe (ex : bras manipulateur). Ceci est possible exclusivement lorsque le contact avec le sol est fixe, sans glissement ou basculement. Le déplacement virtuel de Σ_1 par rapport à Σ_0 est alors strictement nul, et le terme de forces extérieures appliquées au pied d'appui n'apparaît plus. Cette simplification revient à considérer uniquement l'ensemble des positions dynamiquement réalisables.

Notons également que dans le cas de ce modèle, il n'est plus nécessaire de définir deux repères distincts Σ_0 et Σ_1, les deux repères coïncideront pour chaque pas et on parlera simplement de Σ_0. Ceci implique que le repère Σ_0 devra être redéfini pour chaque pas.

Cette simplification se fait au prix de l'universalité du modèle : si le contact du pied d'appui avec le sol n'est plus plat (basculement, roulement, phase de saut ou de course), le modèle n'est plus valable et il faut réintroduire un déplacement entre Σ_0 et Σ_1. Lorsque le robot est en double appui, il est nécessaire de prendre en compte la force exercée sur le second pied. Pour cela, un second repère est ajouté dans le second pied d'appui.

Lorsque cette condition de pied à plat est bien vérifiée, le modèle dynamique articulaire en phase de simple appui s'écrit sous la forme suivante :

$$A(q)\ddot{q} + d(q, \dot{q}) = \tau \tag{3.2}$$

Où :

— $q, \dot{q}$ et $\ddot{q}$ sont respectivement les vecteurs de positions, vitesses et accélérations articulaires, de dimension n.

— $A(q)$ est la matrice d'inertie du robot, calculée dans la position q.

— $d(q, \dot{q})$ est le vecteur des forces de gravité et de Coriolis
— τ est le vecteur de couples articulaires.

Lorsque le robot n'est plus en simple appui, le modèle dynamique articulaire s'écrit :

$$A(q)\ddot{q} + d(q, \dot{q}) = \tau + \sum_{k=2}^{N} J_k^\top(q) F_k \tag{3.3}$$

Notons que la somme des effets des contacts supplémentaires commence à $k = 2$, parce que le premier contact est pris en compte implicitement par le modèle.

C'est cette forme que nous allons réutiliser dans la suite lorsque l'on parlera de modèle dynamique articulaire. Son avantage est de découpler l'action des efforts internes τ et externes F_k.

3.2.2 Modèle dynamique complet

Le modèle dynamique articulaire (3.2) présenté ci-dessus permet de calculer les couples articulaires et de relier une trajectoire désirée à une commande du moteur. Il est relativement simple (affine) mais ne permet pas de contrôler l'équilibre du robot. En effet, il part de l'hypothèse de contact implicite, ce qui annule l'effet des forces appliquées sur le pied d'appui.

Pour vérifier que l'équilibre est assuré, le torseur des efforts de contact doit être calculé, ceci peut être fait avec le modèle (3.2). Ce modèle (3.2) peut être calculé par la méthode de Newton Euler. La méthode de Newton Euler (Tlalolini, Aoustin et Chevallereau 2010) est connue pour son efficacité du point de vue du nombre de calcul à effectuer. Elle sera donc privilégier car les robots humanoïdes ont un nombre élevé de degrés de liberté. en propagation inverse. Cette méthode permet d'exprimer de manière itérative les forces et moments exercés par une partie du robot sur la suivante. Par récursivité, on peut alors exprimer la force et le moment exercés par le sol sur le pied du robot, ainsi que l'ensemble des couples articulaires. Les calculs sont détaillés dans (Khalil et Dombre 2002) et permettent d'écrire le modèle dynamique complet sous la forme :

$$\begin{cases} \begin{pmatrix} F_0 \\ M_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_F \\ A_M \end{pmatrix} \ddot{q} + \begin{pmatrix} d_F \\ d_M \end{pmatrix} \\ \tau = A_T \ddot{q} + d_T \end{cases} \tag{3.4}$$

où $F_0, M_0 \in \mathbb{R}^3$ sont respectivement la force et le moment résultants de l'ensemble des contacts et $A_F, A_M \in \mathbb{R}^{3\times n}$ et $A_T \in \mathbb{R}^{n\times n}$. Les forces de gravité et de Coriolis sont

exprimées par les termes $d_F, d_M \in \mathbb{R}^3$ et $d_T \in \mathbb{R}^n$.

> **Remarque.** *Le calcul de* $(A_F, A_M, A_T, d_F, d_M, d_T)$ *est d'autant plus laborieux que le nombre de degrés de liberté est important. Un logiciel développé par le laboratoire, SYMORO*$^+$ *(*Khalil *et* Creusot *1997), est utilisé pour effectuer ce développement symbolique. Ce logiciel génère une brique algorithmique qui peut être intégrée au code Matlab et qui permet d'utiliser le Modèle complet pour le robot choisi.*

Le modèle tel qu'écrit dans (3.4) est valable pendant les phases de simple appui. Lors de la phase de double appui, il est nécessaire de prendre en compte la force exercée par le pied sur le second pied, et de l'intégrer dans la propagation de Newton-Euler. Dans ce cas, l'équation de dynamique complète s'écrit sous la forme (3.5) :

$$\begin{cases} \begin{pmatrix} F_0 \\ M_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_F \\ A_M \end{pmatrix} \ddot{q} + \begin{pmatrix} d_F \\ d_M \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} J_{FF} \\ J_{MF} \end{pmatrix}^\top \begin{pmatrix} F_2 \\ M_2 \end{pmatrix} \\ \tau = A_T \ddot{q} + d + J^\top \begin{pmatrix} F_2 \\ M_2 \end{pmatrix} \end{cases} \tag{3.5}$$

où $\begin{pmatrix} F_2 \\ M_2 \end{pmatrix}$ représente les efforts extérieurs appliqués sur le second pied.

Il est donc nécessaire de connaître la force de réaction appliquée sur le second pied pour calculer les couples articulaires τ en phase de double appui. Pour résoudre cela, nous calculons d'abord le torseur de la force de réaction globale appliquée au ZMP global, par développement de Newton-Euler en configuration simple appui. Ensuite, cette force de réaction globale est partagée entre les deux pieds d'appui selon la méthode détaillée dans la section 3.4.2. Enfin, nous développons à nouveau Newton-Euler avec la force de réaction calculée pour le second pied, afin d'obtenir les couples articulaires.

3.3 Modèle Essentiel avec trajectoire temporelle

3.3.1 Objectif

L'objectif de ce travail est de générer des trajectoires articulaires complètes, réalisables (géométriquement et dynamiquement) sur le robot Romeo. Pour chaque trajectoire générée, nous vérifions la compatibilité avec les caractéristiques des actionneurs de Romeo, tel les couples limites. On adopte dès lors une hypothèse de suivi parfait de la trajectoire

dans le calcul des forces de réaction du sol, de la position du ZMP et des couples qui résultent de ces trajectoires.

Les trajectoires générées doivent répondre aux critères suivants :

— Anthropomorphe : la marche doit visuellement ressembler à celle de l'humain

— Dynamiquement stable : le critère adopté pour garantir la stabilité est la position du ZMP global du robot. Celui ci doit à tout moment être à l'intérieur du polygone du sustentation. Cela implique également que les hypothèses de contact (suite imposée de contacts en simple et double appui) est vérifiée.

Afin de garantir l'équilibre dynamique et établir n trajectoires articulaires, on choisit d'imposer la position du ZMP, ce qui correspond à deux degrés de liberté pour les deux coordonnées du ZMP. On complète alors la description de la configuration du robot avec $n-2$ variables géométriques pour lesquelles on fixera des trajectoires de référence à partir de l'étude de mouvement humain. Enfin, les paramètres des trajectoires de référence pourront être ajustés afin de satisfaire la contrainte sur les couples articulaires.

La marche humaine étant composée de phases de simple appui et double appui, on garde ces phases dans les mêmes proportions temporelles. Le modèle est le même dans les deux phases, la principale différence pour la phase de double appui se situe dans le calcul du ZMP et des couples.

3.3.2 Présentation du modèle Essentiel

On utilisera les notations suivantes :

— $x_c = (x, y, z)$ désigne les coordonnées cartésiennes du centre de masse dans le repère Σ_0 attaché au pied d'appui actuel.

— $p = (p_x, p_y, 0)$ désigne la position du ZMP (au sol) dans le mème repère.

— $q \in \mathbb{R}^{n\times 1}$ est l'ensemble des positions articulaires

— $r_f = (x, y) \in \mathbb{R}^{2\times 1}$ la position du centre de masse dans le plan horizontal

— $r_c \in \mathbb{R}^{(n-2)\times 1}$ les trajectoires de référence inspirées du mouvement humain. Il s'agit des $n-2 = 29$ dernières variables r définies au chapitre 2.

— $r = (r_f, r_c) \in \mathbb{R}^{n\times 1}$ la description de la configuration complète du robot dans l'espace des trajectoire de référence.

L'objectif du Modèle Essentiel est d'établir une relation entre r_f et p, similaire à ce que l'on peut expliciter pour le modèle LIP présenté dans la section 1.2.5. Puisque c'est la contrainte la plus difficile à satisfaire, on choisit d'imposer en premier la position p du ZMP. Pour cela on recherche les relations suivantes :

— on veut définir r_f en fonction de r_c et p
— on veut définir q en fonction de r_f et r_c
— on veut définir p en fonction de q pour valider que la trajectoire calculée permet d'obtenir le ZMP imposé.

Le lien entre la position du COM r_f et celle du ZMP p est connu et beaucoup étudié dans le cadre de la marche bipède. Il est notamment au cœur du modèle LIP.

Construction du modèle Essentiel

Le principe de fonctionnement est le suivant :

— Un état de départ (positions et vitesses articulaires, position du COM) est connu.
— Une trajectoire de ZMP p désirée est choisie.
— Des trajectoires de référence r_c sont imposées.
— L'objectif est de déterminer les trajectoires articulaires q et la trajectoire du centre de masse r_f en fonction de ces contraintes.

. La hauteur du ZMP est nulle parce que l'on considère une marche sur terrain plat et sans appuis multiples (rambarde, béquilles...). La valeur de $r_f = (x, y)$ est choisie de façon à garder à tout moment le ZMP à l'intérieur de l'enveloppe convexe du polygone de sustentation.

On se place au repère Σ_0 centré dans le pied d'appui. Le torseur des forces extérieures appliquées au centre du repère sera nommé

$$W_0 = \begin{pmatrix} F_0 \\ M_0 \end{pmatrix} \text{ où } F_0 = \begin{pmatrix} F_{0x} \\ F_{0y} \\ F_{0z} \end{pmatrix} \text{ et } M_y = \begin{pmatrix} M_{0x} \\ M_{0y} \\ M_{0z} \end{pmatrix}$$

.

Si l'on effectue un changement de repère pour se centrer au point $\mathbf{p}$, le torseur d'efforts en ce point s'exprimera comme suit :

$$\begin{pmatrix} F_p \\ M_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_0 \\ M_0 - \mathbf{p} \times F_0 \end{pmatrix}$$

Par définition du ZMP, le des forces extérieures calculé au ZMP est nul dans le plan

horizontal, soit $M_{px} = 0, Mpy = 0$. On en déduit alors :

$$\begin{cases} M_{px} = p_x \ F_{0z} + M_{0y} = 0 \\ M_{py} = p_y \ F_{0z} - M_{0x} = 0 \end{cases} \tag{3.6}$$

Lorsque p_x et p_y sont imposés, ces relations deviennent donc deux formes linéaires sur le torseur d'effort, définissant un sous-espace vectoriel de dimension $6 - 2 = 4$ de l'espace des tenseurs d'effort.

Les changements de variables et les contraintes qui seront écrites par la suite auront tous un caractère affine. Même si la contrainte (3.6) est linéaire en W_0, nous allons l'écrire sous une forme affine (avec une partie translationnelle nulle) afin d'avoir une notation consistante avec la suite du raisonnement et mettre en valeur la conservation de l'affinité.

$$\begin{cases} L_w^x \ W_0 + \lambda_w^x = 0 \\ L_w^y \ W_0 + \lambda_w^y = 0 \end{cases} \tag{3.7}$$

.

Cette formulation est obtenue en posant :

— $L_w^x = (0, 0, p_x, 0, 1, 0) \in \mathbb{R}^{1\times 6}$
— $L_w^y = (0, 0, p_y, -1, 0, 0) \in \mathbb{R}^{1\times 6}$
— $\lambda_w^x = 0 \in \mathbb{R}$
— $\lambda_w^y = 0 \in \mathbb{R}$

On écrit ensuite l'équation dynamique telle qu'elle est développée pour les six premières lignes du modèle dynamique complet (3.4) :

$$W_0 = P^w \ddot{q} + U^w \tag{3.8}$$

— $W_0 \in \mathbb{R}^{6\times 1}$ est le tenseur d'effort en Σ_0
— $P^w = \begin{pmatrix} A_F \\ A_M \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{6\times n}$ est les 6 premières lignes de la matrice d'inertie du robot.
— $U^w = \begin{pmatrix} d_F \\ d_M \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{6\times 1}$ est l'effet des forces de gravité et de Coriolis sur le torseur d'effort W_0.

La contrainte sur le ZMP, qui est difficile à exprimer directement, peut donc être vue comme contrainte de nullité d'une expression affine dans l'espace des accélérations articulaires : (3.9). On a donc un espace des accélérations articulaires de dimension n, dans lequel la contrainte sur le ZMP définit un sous-espace affine de dimension $n - 2$. On

réécrit les deux contraintes exprimées en mettant en valeur leur caractère affine :

$$\begin{cases} L_q^x \ \ddot{q} + \lambda_q^x = 0 \\ L_q^y \ \ddot{q} + \lambda_q^y = 0 \end{cases} \tag{3.9}$$

.

Cette formulation est obtenue en posant :

— $L_q^x = L_w^x \ P^w \in \mathbb{R}^{1\times n}$
— $L_q^y = L_w^y \ P^w \in \mathbb{R}^{1\times n}$
— $\lambda_q^x = L_w^x \ U^w \in \mathbb{R}$
— $\lambda_q^y = L_w^y \ U^w \in \mathbb{R}$

On va désormais changer de description de cet espace, pour transcrire ces contraintes en position du centre de masse.

Remarque. *Il serait possible de réécrire une description de l'espace des accélérations en effectuant un changement partiel de variables qui remplace deux accélérations articulaires par les accélérations du centre de masse. Toutefois, il n'est pas évident de choisir deux articulations suffisamment "influentes" pour pouvoir les substituer par la position du centre de masse de façon inversible. De plus, un tel changement garderait les positions articulaires brutes sur l'ensemble du robot, et ces trajectoires ne sont pas évidentes à lire et à choisir pour une démarche anthropomorphe. En effet, la longueur du pas, la hauteur du pied et le partage simple appui/double appui ne sont faciles à prédire à partir des trajectoires articulaires pures.*

C'est pour ces raisons que l'on choisit un espace de description des positions, vitesses et accélérations articulaires qui décrit $(n-2)$ *points ou variables d'intérêt, comme par exemple la hauteur du pied ou sa position horizontale. En pratique, les variables adoptées pour la partie supérieure du corps correspondent aux positions articulaires, qui sont suffisamment simples à analyser brutes.*

On passe d'une description d'espace affine $\ddot{q} \in \mathbb{R}^{n\times 1}$ à une description des accélérations du robot à l'aide des trajectoires de référence $\ddot{r}$ (composée de 2 coordonnées de l'accélération du COM $\ddot{r}_f$ et $n-2$ coordonnées de l'accélération des courbes de référence $\ddot{r}_c$). Voici comment le passage de $\ddot{q}$ à $\ddot{r}$ est effectué :

On appelle le changement de variables de q à r le *modèle géométrique direct*, et on le

note sous la forme suivante :

$$r = g(q) \tag{3.10}$$

Où $g : \mathbb{R}^{n\times 1} \to \mathbb{R}^{n\times 1}$ est une fonction généralement non linéaire.

La transformation de $\dot{q}$ à $\dot{r}$ s'écrit donc avec $J_g(q) \in \mathbb{R}^{n\times n}$ la matrice jacobienne de g en q :

$$\dot{r} = J_g(q)\ \dot{q} \tag{3.11}$$

Cette relation est nommée modèle cinématique direct.

En dérivant une seconde fois et en posant $\dot{J}_g(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n\times n}$ la dérivée temporelle de $J_g(q)$, on obtient le modèle cinématique direct du second ordre :

$$\ddot{r} = J_g(q)\ \ddot{q} + \dot{J}_g(q, \dot{q})\ \dot{q} \tag{3.12}$$

On voit dès lors qu'il y a une relation affine reliant $\ddot{q}$ et $\ddot{r}$. Les variables $r = (r_f, r_c)$ ayant été bien choisies de façon à ce que le changement de variables soit inversible, il est possible d'écrire $\ddot{q}$ en fonction de $\ddot{r}$, ce que l'on nomme modèle cinématique inverse du second ordre.

$$\ddot{q} = J_g(q)^{-1}\ (\ddot{r} - \dot{J}_g(q, \dot{q})\dot{q}) \tag{3.13}$$

Et donc, en posant

$$P^r = J_g(q)^{-1}$$

$$U^r = -J_g(q)^{-1}\ \dot{J}_g(q, \dot{q})\dot{q}$$

on met en évidence la relation affine entre $\ddot{r}$ et $\ddot{q}$ dans (3.13) :

$$\ddot{q} = P^r\ddot{r} + U^r \tag{3.14}$$

Remarque. *Il est intéressant de noter que si le modèle géométrique direct est un changement de variables non linéaire en position, en le dérivant on trouve des changements de variables affines en vitesse et en accélération, et la contrainte sur $\ddot{q}$ restera donc affine une fois exprimée pour $\ddot{r}$.*

L'espace des accélérations du robot est donc désormais décrit en fonction de $\ddot{r}$, et la contrainte affine (3.16) sur $\ddot{q}$ peut être transformée en contrainte sur $\ddot{r}$ en exprimant $\ddot{q}$ en

fonction de $\ddot{r}$ à l'aide de (3.14) :

$$\begin{cases} L_q^x \; P^r \; \ddot{r} + L_q^x \; U^r + \lambda_q^x = 0 \\ L_q^y \; P^r \; \ddot{r} + L_q^y \; U^r + \lambda_q^y = 0 \end{cases} \tag{3.15}$$

Soit, en posant

— $L_r^x = L_q^x \; P^q \in \mathbb{R}^{1\times n}$

— $L_r^y = L_q^y \; P^q \in \mathbb{R}^{1\times n}$

— $\lambda_r^x = L_q^x \; U^r + \lambda_q^x \in \mathbb{R}$

— $\lambda_r^y = L_q^y \; U^r + \lambda_q^y \in \mathbb{R}$

On retrouve la notation affine utilisée précédemment :

$$\begin{cases} L_r^x \ddot{r} + \lambda_r^x = 0 \\ L_r^y \ddot{r} + \lambda_r^y = 0 \end{cases} \tag{3.16}$$

Il est également possible de réécrire (3.16) sous forme matricielle :

$$A^r \ddot{r} + \lambda_r = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix} \tag{3.17}$$

Où l'on pose

$$A^r = \begin{pmatrix} L_r^x \\ L_r^y \end{pmatrix} \text{ et } \lambda_r = \begin{pmatrix} \lambda_r^x \\ \lambda_r^y \end{pmatrix}$$

On notera que les valeurs de A^r et λ_r ne dépendent pas de $\ddot{q}$ mais dépendent de q et de $\dot{q}$. Il faudra donc les recalculer à chaque pas de temps.

On redécompose alors $\ddot{r} = (\ddot{r}_f, \ddot{r}_c), \ddot{r}_f \in \mathbb{R}^{2\times 1}, \ddot{r}_c \in \mathbb{R}^{(n-2)\times 1}$. L'étude du mouvement humain nous permet d'imposer les $(n-2)$ trajectoires r_c. La valeur de r_f est alors ajustée de façon à satisfaire la contrainte (3.17).

L'espace de dimension n défini par r est donc vu comme la somme de deux espaces affines, respectivement de dimension 2 défini par r_f et de dimension $n-2$ défini par r_c. On peut donc également diviser la matrice A^r de la façon suivante :

$$A^r = \left(\begin{array}{c|c} A^{r_f} & A^{r_c} \\ \in \mathbb{R}^{2\times 2} & \in \mathbb{R}^{2\times(n-2)} \end{array} \right)$$

Remarque. *Il est possible de satisfaire cette contrainte parce que $r_f = (x, y)$ n'est pas perpendiculaire aux hyperplans définis par* (3.15)*. Cela revient à dire*

que la matrice A^{r_f} est de rang 2.

En imposant la valeur de r_c, respecter la contrainte (3.17) signifie résoudre

$$A^{r_f}\ddot{r_f} = -A^{r_c}\ \ddot{r_c} - d^r$$

en $\ddot{r_f}$.

Cette équation peut être réécrite sous la forme

$$\ddot{r_f} = -(A^{r_f})^{-1}\ A^{r_c}\ \ddot{r_c} - (A^{r_f})^{-1}d^r \tag{3.18}$$

Le modèle a donc permis d'établir une correspondance entre les positions du ZMP et du COM, de façon similaire à ce qui est fait pour le modèle LIP. Même si cette correspondance ne peut être exprimée par une formule simple à cause des paramètres variant en fonction du temps, cette relation est une caractéristique essentielle de la marche humaine, et c'est pour cela qu'on appelle ce modèle "Modèle Essentiel".

Une fois la position du COM définie, il suffit de passer à nouveau par le modèle cinématique inverse du second ordre (3.14) pour obtenir les accélérations articulaires :

$$\ddot{q} = P^r(q)\ddot{r} + U^r(q, \dot{q})$$

On intègre enfin numériquement deux fois les accélérations pour obtenir les trajectoires articulaires finales q. Le fonctionnement global de ce générateur de trajectoire, de la contrainte sur le ZMP à l'obtention de q, est illustré par le schéma 3.2.

3.4 Calcul des couples

Afin de valider la faisabilité de la trajectoire, il est nécessaire de vérifier que les couples sont compatibles avec les limites des actionneurs.

En considérant le pied d'appui immobile, on peut utiliser le modèle dynamique (3.2) pour calculer les couples articulaires.

On effectue le calcul dans le repère fixe Σ_0, placé au pied d'appui et immobile grâce à l'hypothèse de non glissement du pied.

$$\tau = A(q)\ddot{q} + d(q, \dot{q})$$

En phase de double appui, il est nécessaire de prendre en compte le torseur d'effort

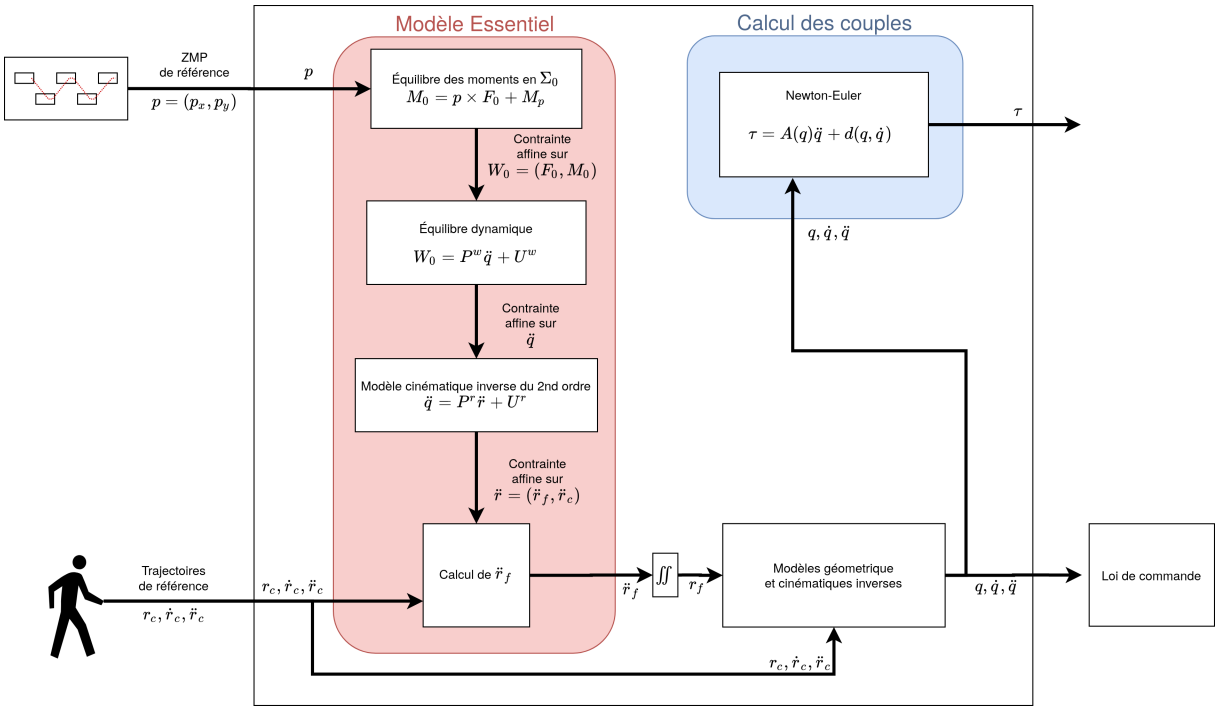

FIGURE 3.2 – Fonctionnement de la génération de trajectoires inspirées de l'humain utilisant le Modèle Essentiel.

externe $(F_2, M_2)^\top$ appliqué au second pied d'appui. Les couples articulaires peuvent alors être écrits sous la forme suivante :

$$\tau = A(q)\ddot{q} + d(q, \dot{q}) - J_2^\top(q) \begin{pmatrix} F_2 \\ M_2 \end{pmatrix} \tag{3.19}$$

Où $\begin{pmatrix} F_2 \\ M_2 \end{pmatrix}$ est le torseur des efforts appliqués au second pied d'appui, exprimés dans le repère Σ_2 centré en ce second pied.
$J_2(q)$ est alors la jacobienne des déplacements de Σ_2 dans le repère Σ_0.

Le calcul du couple en phase de double appui nécessite donc de calculer la force de réaction du sol, et de partager ensuite cette force entre les deux pieds d'appui.

3.4.1 Calcul du torseur des efforts externes

La résultante globale des forces et moments de réaction calculée au repère Σ_0 est calculée avec l'équation d'équilibre dynamique (3.8) à partir des accélérations articulaires.

$$W_0 = P^w\ddot{q} + U^w \tag{3.20}$$

3.4.2 Partage du ZMP entre les deux pieds dans les phases de double appui

Une fois le torseur de l'ensemble des efforts externes calculé, et pour la phase de double appui, il est nécessaire de répartir ce torseur entre les deux appuis pour le calcul des couples avec (3.19).

Pour cela, des ZMP locaux p_1 et p_2 sont définis pour les pieds 1 et 2, qui correspondent aux efforts exercés par le sol respectivement pour le simple appui courant et le simple appui suivant.

Pour les phases de double appui, nous choisissons de positionner p_1 et p_2 de façon à ce que le ZMP global soit sur le segment entre ces deux ZMP locaux. On choisit également la position des ZMP locaux de façon à ce que leur trajectoire soit continue pendant toute la durée du contact du pied avec le sol.

Pour une phase de double appui de transition entre les pieds 1 et 2, on impose une évolution linéaire du ZMP global depuis sa position en fin de simple appui jusqu'à sa position en début du simple appui suivant (interpolation illustrée par la figure 2.8). On a

montré que le ZMP global est à tout moment situé sur le segment reliant les deux ZMP locaux (voir équation (1.5)). L'évolution du ZMP global est linéaire pendant la phase de double appui. Pour le double appui qui sépare le simple appui courant et le simple appui suivant, on choisit que la position initiale du ZMP global soit confondue avec la position finale de p_1, et que sa position finale soit confondue avec la position initiale de p_2. Ce choix permet d'éviter les discontinuités dans la trajectoire des ZMP locaux.

3.4.3 Partage du torseur d'effort en phase de double appui

Pendant les phases de double appui, la force de réaction globale doit être partagée entre les deux pieds d'appui. Pour cela, nous calculons la position des ZMP locaux dans chaque pied en tenant compte de la trajectoire du ZMP global, et nous répartissons la force en fonction de la distance entre chaque ZMP local et le ZMP global.

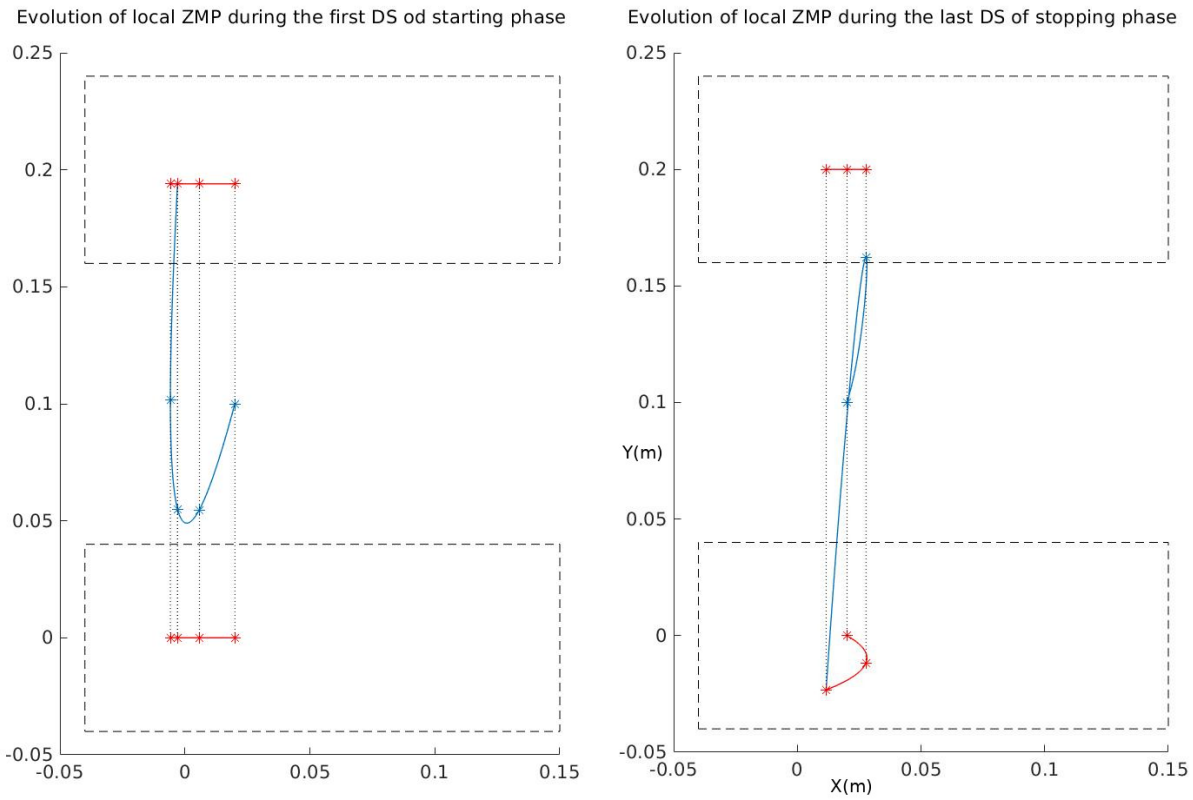

FIGURE 3.3 – Illustration de la trajectoire de ZMP calculée pour la première phase DS_1 du mouvement de démarrage et pour la dernière phase DS_n du mouvement d'arrêt.

On évalue ensuite la composante verticale des forces de réactions locales dans chacun

des pieds en résolvant le système suivant, obtenu à partir de (1.5) :

$$\begin{aligned} \frac{p_{1x}F_{1z} + p_{2x}F_{2z}}{F_{1z} + F_{2z}} &= p_x \\ \frac{p_{1y}F_{1z} + p_{2y}F_{2z}}{F_{1z} + F_{2z}} &= p_y \end{aligned} \tag{3.21}$$

Afin de limiter les risques de glissement, on choisit que le ratio entre les composantes horizontale et verticale de la force de réaction soit le même pour les deux pieds d'appui. Les composantes F_{1x}, F_{1y}, F_{2x}, et F_{2y} sont alors calculées pour satisfaire :

$$\begin{aligned} \frac{F_{1x}}{F_{1z}} &= \frac{F_{2x}}{F_{2z}} = \frac{F_{1x} + F_{2x}}{F_{1z} + F_{2z}} \\ \frac{F_{1y}}{F_{1z}} &= \frac{F_{2y}}{F_{2z}} = \frac{F_{1y} + F_{2y}}{F_{1z} + F_{2z}} \end{aligned} \tag{3.22}$$

On déduit de (3.21) et (3.22) que $M_z = M_{1z} + M_{2z}$. Le moment vertical du torseur d'effort de chaque pied est réparti de façon similaire à la force dans (3.22) :

$$\frac{M_{1z}}{F_{1z}} = \frac{M_{2z}}{F_{2z}} = \frac{M_{1z} + M_{2z}}{F_{1z} + F_{2z}} \tag{3.23}$$

En résumé, nous distinguons deux types de double appui :

— Le double appui de la marche périodique (on a imposé une trajectoire du ZMP global en ligne droite entre les deux pieds). On peut alors choisir un ZMP local fixe dans chaque pied. Le ZMP global évolue linéairement sur le segment $p_1 - p_2$, ce qui correspond à un transfert de charge progressif d'un pied à l'autre.

— Le double appui de la phase de démarrage ou d'arrêt : La trajectoire du ZMP global est non rectiligne afin de "diriger" le COM vers la configuration désirée. Les trajectoires des deux ZMP locaux sont alors choisis de façon à toujours conserver l'alignement entre les p_1, p_2 et p. On choisit d'imposer $p_{1x} = p_{2x} = p_x$ et de donner une évolution linéaire de leur valeur initiale à leur valeur finale à p_{1y} et p_{2y}. L'objectif est d'assurer la continuité du ZMP local, ce qui permet de limiter les couples articulaires, notamment sur la cheville. Les cas de démarrage et d'arrêt sont illustrés par la figure 3.3.

Un exemple de partage du ZMP est donné dans le chapitre 5 5.

3.5 Conclusion

Le Modèle Essentiel présenté dans ce chapitre permet de créer un mouvement de marche respectant les trajectoires imposées r_c et dynamiquement stable. La trajectoire du COM est calculée à partir de la trajectoire souhaitée pour le ZMP. Le ZMP permettant de contrôler l'accélération du COM, une trajectoire du COM est donc définie par double intégration à partir d'un état initial au début du pas (position et vitesse du COM), de la trajectoire du ZMP et de l'ensemble des trajectoires imposées. La position et vitesse du COM à la fin d'un pas seront la position et vitesse initiaux pour le pas suivant (au changement de coordonnées près).

Ainsi, même si la trajectoire du ZMP et r_c sont périodiques, la trajectoire du COM ne le sera pas si la position et la vitesse du COM à la fin d'un pas ne correspond pas à la position et vitesse au début du pas. La marche obtenue n'est donc pas nécessairement périodique et ne peut être appliquée sur plusieurs pas d'affilée.

Le chapitre suivant présentera comment on obtient une trajectoire de marche périodique en utilisant le Modèle Essentiel et les trajectoires définies dans le chapitre 2.

Chapitre 4

Marche périodique

L'objectif de ce chapitre est de présenter la recherche de marche périodique en utilisant le Modèle Essentiel présenté au chapitre 3. Nous présenterons d'abord le critère de périodicité de la marche et l'algorithme de recherche d'un mouvement périodique, puis les résultats numériques fournis par cet algorithme, et enfin l'effet que différents paramètres de la marche peuvent avoir sur la trajectoire du COM et sur les couples articulaires. Nous aborderons 2 points particuliers : le choix de paramètres de marche permettant d'avoir des couples articulaires compatible avec les particularité du robot Roméo, et l'influence de quelques paramètres sur la marche cyclique de façon plus générale.

4.1 Recherche d'un mouvement de marche périodique

Comme décrit dans le chapitres 2, nous décrivons le mouvement de marche anthropomorphe adapté à Romeo par $n - 2 = 29$ variables réunies dans le vecteur r_c, ainsi que la position du ZMP p. Il est possible, grâce au Modèle Essentiel, de transformer la contrainte sur le ZMP p en une contrainte sur l'accélération horizontale du COM $\ddot{r}_f$, ce qui permet, par double intégration, une description complète de la configuration du robot à tout moment à partir d'une hypothèse sur la position et vitesse initiales du COM.

Il est donc nécessaire de trouver la position et vitesse initiales du COM adaptées à la trajectoire de marche périodique.

4.1.1 Premier retour de Poincaré

Nous noterons $R_k = (r_f(t_k), \dot{r}_f(t_k)) \in \mathbb{R}^4$ la position et vitesse du COM au temps t_k correspondant au début du $k^{ième}$ pas. On définit ensuite la fonction de premier retour de Poincaré de la dynamique directe $\mathcal{P}_\mathcal{D}$:

$$\mathcal{P}_\mathcal{D} : \mathbb{R}^4 \to \mathbb{R}^4$$

$$R_{k+1} = \mathcal{P}_{\mathcal{D}}(R_k)$$

Le critère de périodicité de la trajectoire peut alors être exprimé sous la forme suivante :

Une trajectoire de marche est périodique si et seulement si, pour cette trajectoire, les position et vitesse du COM au début du pas R^* (point fixe de l'application de Poincaré) est solution de l'équation

$$\Delta(R) = \mathcal{P}_{\mathcal{D}}(R^*) - R^* = 0$$

.

Remarque. *Nous rappelons que cette étude se situe sous l'hypothèse de suivi parfait de la trajectoire souhaitée r_c, ce qui permet de garantir le bon contact du pied avec le sol et la durée souhaitée des pas.*

Le schéma suivant illustre les différentes phases de la marche. La trajectoire étant définie en fonction du temps, on utilise la durée des phases pour définir la section de Poincaré à $t = 0$. L'objectif de la recherche d'un mouvement périodique est de trouver un point fixe de l'application de premier retour $\mathcal{P}_{\mathcal{D}}$.

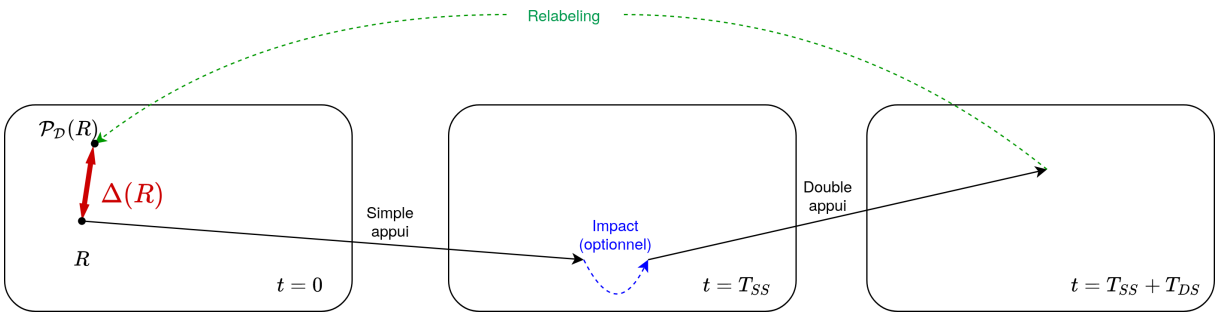

FIGURE 4.1 – Fonctionnement de la génération de trajectoires inspirées de l'humain utilisant le Modèle Essentiel.

Notons que ce formalisme permet également d'étudier la stabilité des trajectoires périodiques aux faibles perturbations, en calculant le jacobien de $\mathcal{P}_{\mathcal{D}}$ à proximité du point fixe. Cette étude est l'objet du travail (LUO et al. 2018).

4.1.2 Solution numérique

Ceci est fait numériquement, en utilisant fsolve dans Matlab. Cette fonction permet de trouver numériquement une solution à une équation du type $f(x) = 0$, où x peut

être un vecteur de dimension quelconque. Il est possible de passer différents paramètres à fsolve : algorithme d'optimisation à utiliser, seuil de tolérance, taille de pas minimale. Nous avons essayé différentes configurations et notamment comparé l'efficacité des trois algorithmes proposés par Matlab : Levenberg-Marquardt, Trust-Region-Dogleg et Trust-Region. L'algorithme Trust-Region est celui qui a permis la convergence la plus rapide vers une solution, avec une erreur résiduelle négligeable (10^{-10}). Une illustration de la vitesse de convergence des trois algorithmes est présentée par la figure 4.2

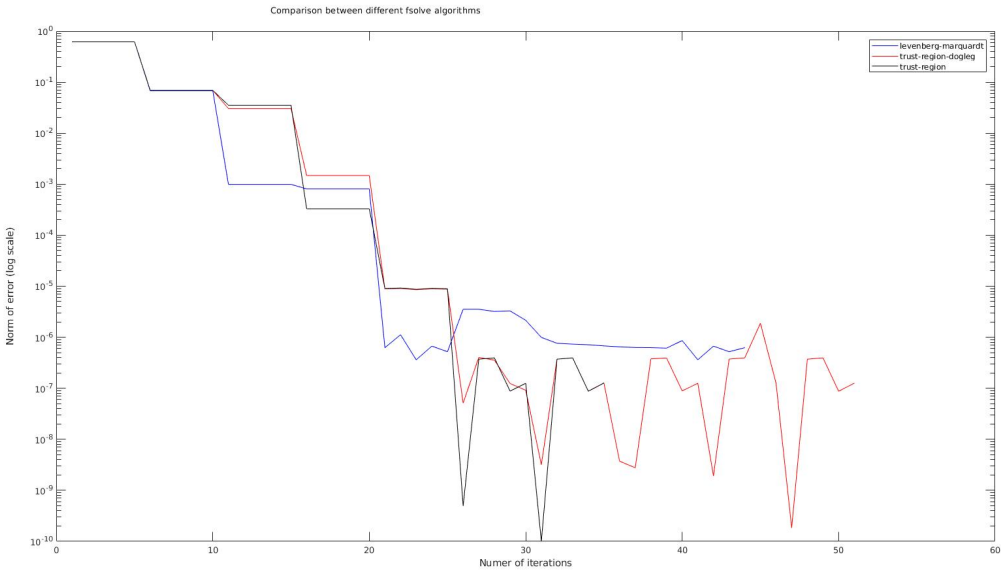

FIGURE 4.2 – Convergence des trois algorithmes fsolve pour une recherche de trajectoire périodique. Trust-Region converge au bout de 35 itérations, Trust-Region-Dogleg au bout de 51 itérations, et Levenberg-Marquardt ne converge pas dans cet exemple (erreur résiduelle de 10^{-6}, au delà du seuil acceptable).

Il est également intéressant d'observer la "trajectoire" de la recherche de solution par ces trois algorithmes. On constate que dans tous les cas, l'algorithme ne parcourt pas une grande zone de l'espace des états. Il est donc possible que la solution trouvée soit un minimum local et que de meilleures solutions existent. La recherche de ces solutions est toutefois trop gourmande en calculs pour être réalisée dans le cadre de ce travail. La figure 4.3 présente une projection dans l'espace $(r_f(1), r_f(2))$ (position du COM) de la trajectoire parcourue par chacun des algorithmes.

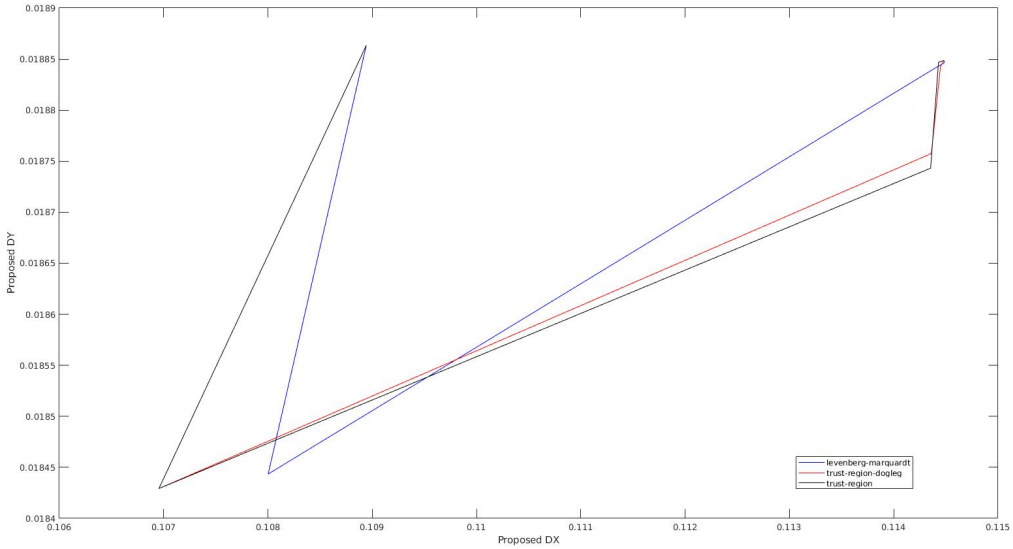

FIGURE 4.3 – Différence entre les différents algorithmes : positions successives testées à partir du même point de départ (en haut à gauche) pour arriver a même optimum (en haut à droite).

4.1.3 Variation de la trajectoire en fonction des paramètres

Une configuration de départ donnée ne donne une trajectoire périodique que pour les trajectoires imposées pour lesquelles elle a été calculée. Il faut donc refaire ce calcul pour chaque choix de variables.

Voici plusieurs exemples de configurations de départ pour une trajectoire périodique, montrant la variation de cette configuration en fonction de la taille du pas, de la trajectoire du ZMP, du mouvement des bras ou de la hauteur du COM.

Longueur du pas $S = 0.15m$, ZMP parcourant l'ensemble du pied (trajectoire N°1 dans le tableau 4.1.3) :

$$R^* = [0.06544676, 0.01898637, 0.1580678, 0.2301579]$$

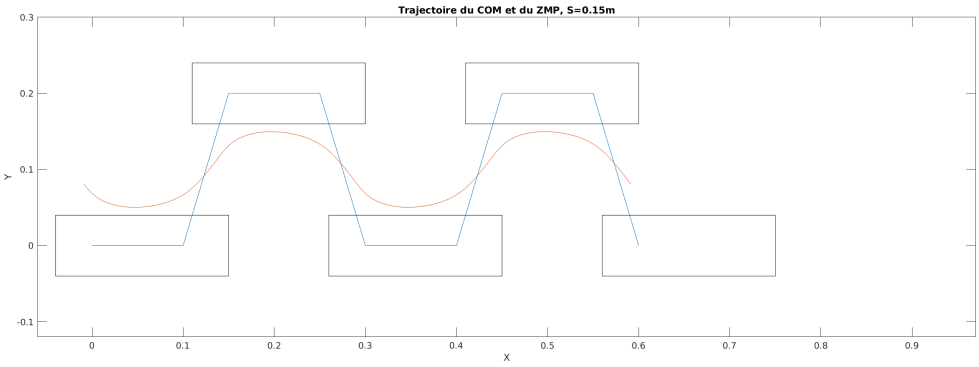

FIGURE 4.4 – Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et un ZMP (bleu) parcourant l'ensemble du pied, du talon à l'avant du pied.

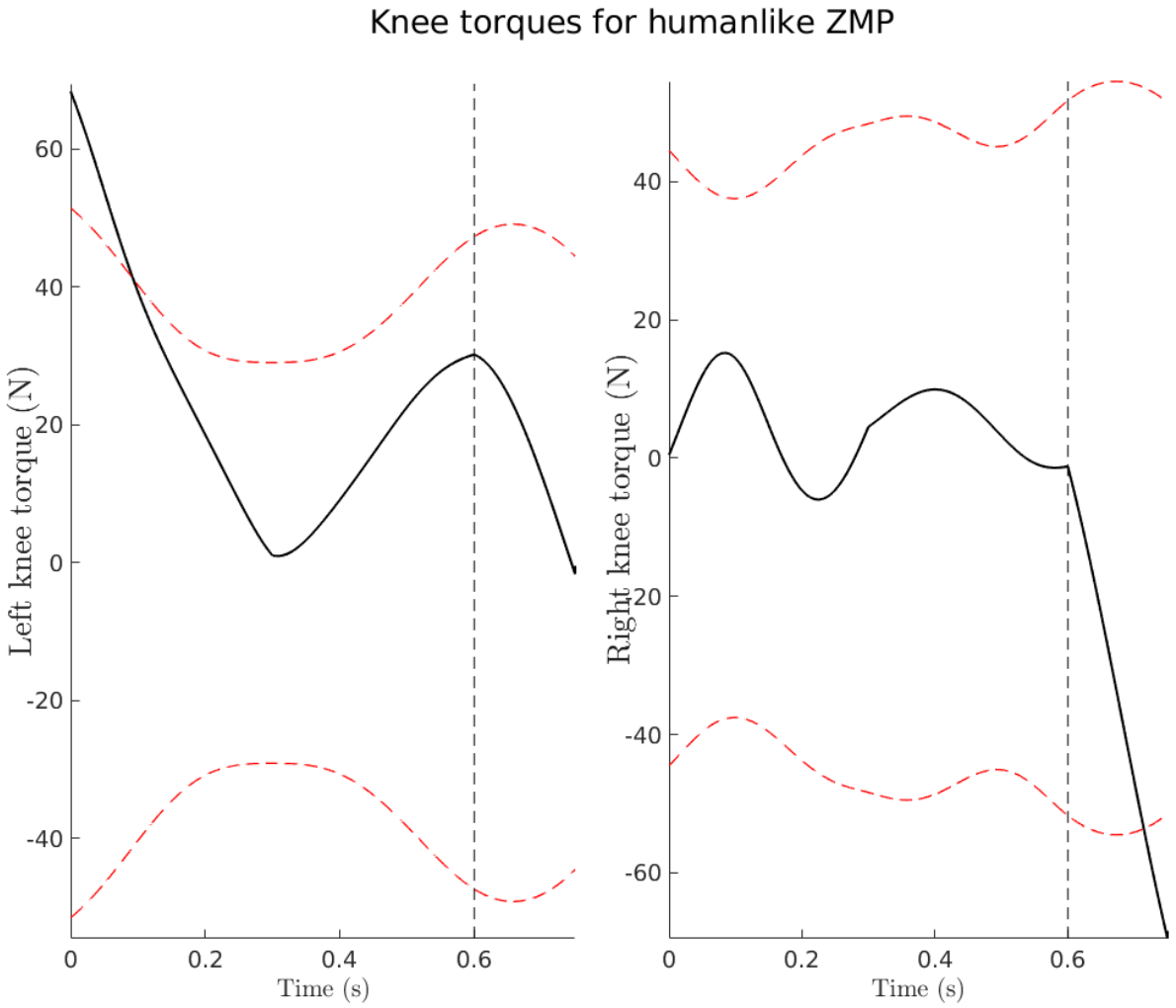

FIGURE 4.5 – Couples au genou gauche et droit durant un pas (simple appui puis double appui) de marche périodique avec $S = 0.15m$ et le ZMP parcourant l'ensemble du pied. La courbe continue est le couple articulaire simulé et la courbe pointillé représente le couple maximal acceptable. Le couple maximal n'est pas constant au fil du temps à cause du rapport de réduction variable en fonction de la position du genou. Ce rapport de réduction variable a été présenté au chapitre 2.

En dehors de toute autre considération, la trajectoire présentée sur la figure 4.4 correspond à une marche proche de l'humain, avec une taille de pas réduite mais une trajectoire de ZMP allant du talon aux orteils et un balancement des bras, ainsi qu'un déroulement du pied en dehors des phases d'appui. Le couple appliqué à l'articulation du genou est présenté

dans la figure 4.5, nous constatons que le couple est en dehors des limites pendant la phase de double appui et le début de la phase de simple appui. La simulation de cette trajectoire en animation Matlab est présentée dans la vidéo `https://youtu.be/UnSa7Ji37_Y`. On remarque notamment sur la figure 4.6 que la trajectoire obtenue n'est pas stable statiquement, mais bien dynamiquement : le COM n'est pas à l'intérieur de l'enveloppe convexe du polygone de sustentation, mais le ZMP l'est.

Longueur du pas $S = 0.15m$, ZMP parcourant l'avant du pied (trajectoire N°2 dans le tableau 4.1.3) :

$$R^* = [0.1095783, 0.01901514, 0.1885348, 0.2284762]$$

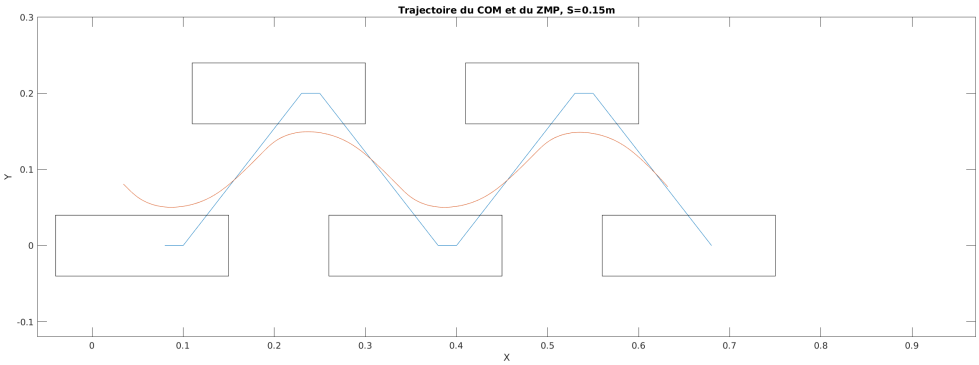

FIGURE 4.6 – Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et un ZMP (bleu) parcourant l'avant du pied.

Nous constatons que pour la trajectoire avec une progression du ZMP confinée à l'avant du pied (figure 4.6), les couples au genou sont réduits (voir figure 4.7). Visuellement, il est difficile de faire la différence entre cette trajectoire et la précédente (vidéo de la trajectoire N°2 : `https://youtu.be/E065yqpNH9g`).

Cette trajectoire sera celle que nous utiliserons pour la majorité des futurs développements, parce qu'elle présente des couples acceptables et est visuellement agréable.

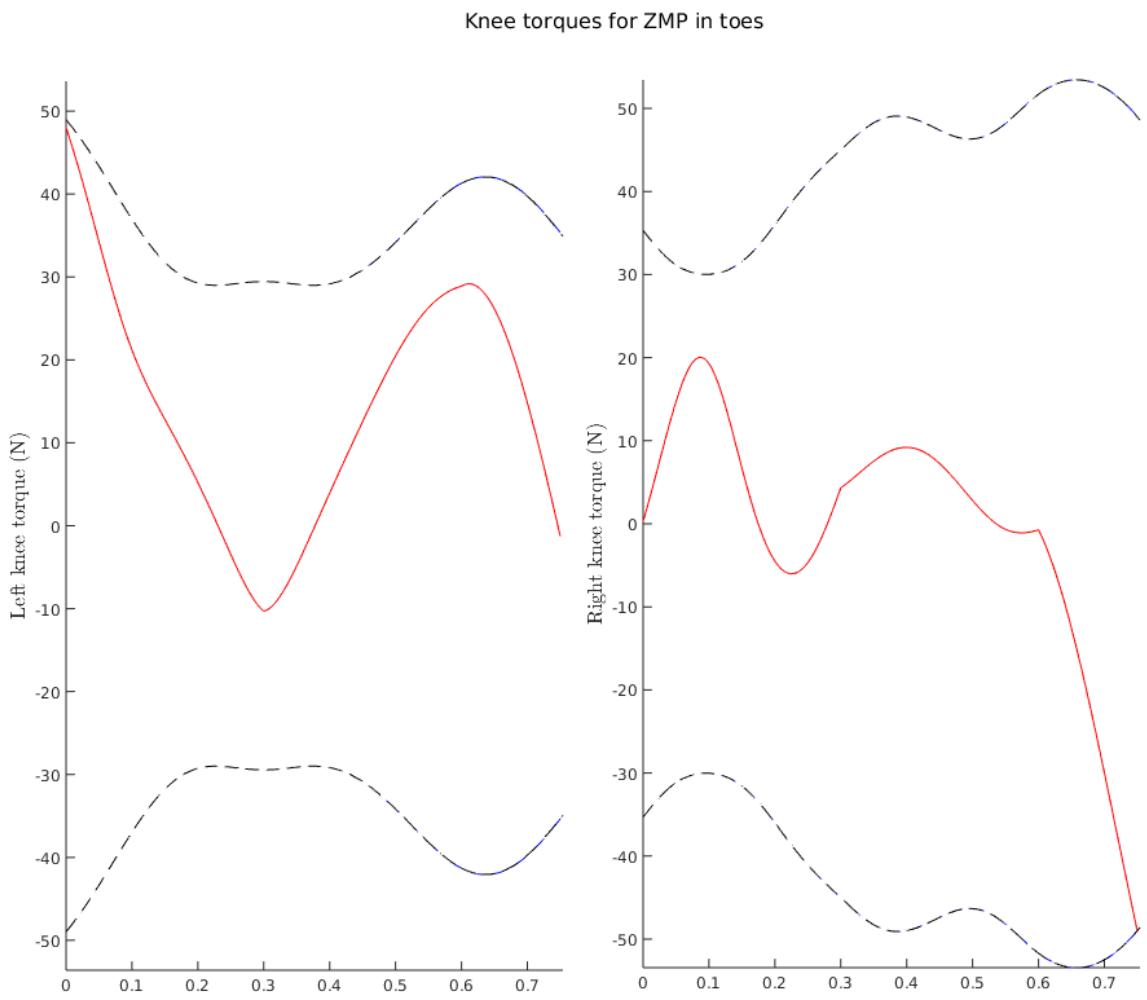

FIGURE 4.7 – Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et un ZMP (bleu) parcourant l'avant du pied.

Longueur du pas $S = 0.15m$, COM à hauteur fixe (trajectoire N°3 dans le tableau 4.1.3) :

$$R^* = [0.1073801, 0.01880966, 0.1949869, 02303086]$$

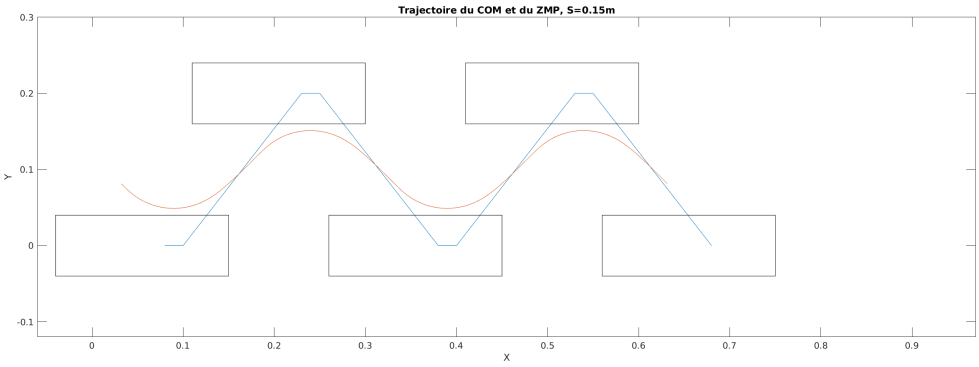

FIGURE 4.8 – Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et un COM à hauteur constante 0.66m.

Dans de nombreuses applications robotiques, la trajectoire du centre de masse est confinée au plan horizontal. Cela donne une marche d'aspect "mécanique" éloignée de la marche humaine, mais qui présente l'avantage de pouvoir être modélisée avec le modèle 3DLIP ou "Table-cart model". Nous avons également produit une trajectoire de marche sans oscillation verticale du COM, présentée dans la figure 4.8. Cette figure permet de voir que la trajectoire horizontale du COM est affectée par cette absence d'oscillation verticale (l'amplitude des oscillations horizontales est légèrement plus grande dans la figure 4.8 que dans 4.4). Cela confirme l'importance des oscillations verticales dans la stabilisation de la marche, décrite dans (CHEVALLEREAU, RAZAVI et al. 2017 ; CHEVALLEREAU et AOUSTIN 2015).

Longueur du pas $S = 0.15m$, pas d'oscillation des bras (trajectoire N°4 dans le tableau 4.1.3) :

$$R^* = [0.1094959, 0.01896064, 0.1880444, 0.2285532]$$

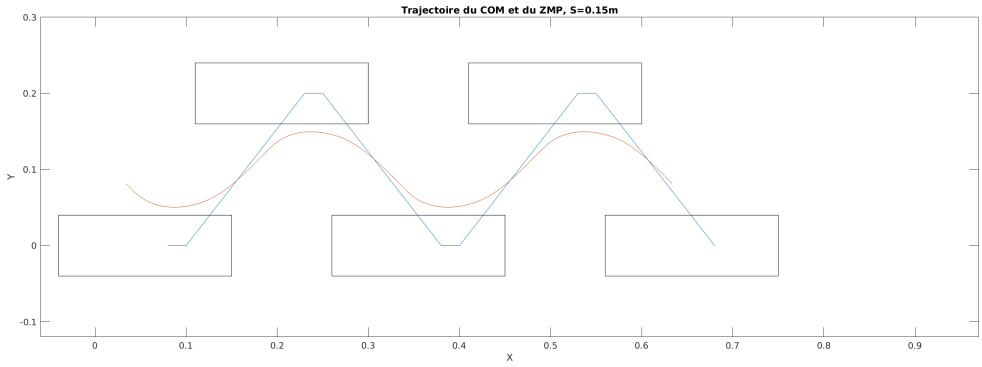

FIGURE 4.9 – Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et les bras fixés dans une position neutre.

Nous avons ensuite essayé de supprimer l'oscillation des bras, afin de valider l'hypothèse selon laquelle le mouvement de balancier des bras permet de réduire le couple en rotation du torse (UMBERGER 2008 ; GOUDRIAAN et al. 2014 ; PONTZER et al. 2009). Les trajectoires de ZMP et de COM correspondantes sont présentées dans la figure 4.9, et la comparaison des couples (voir figure 4.18) ne permet pas de conclure à une influence de l'oscillation des bras sur le couple au torse.

Longueur du pas $S = 0.15m$, ZMP fixe à l'avant du pied (trajectoire N°5 dans le tableau 4.1.3) :

$$R^* = [0.1197702, 0.01882406, 0.2015198, 0.22286901]$$

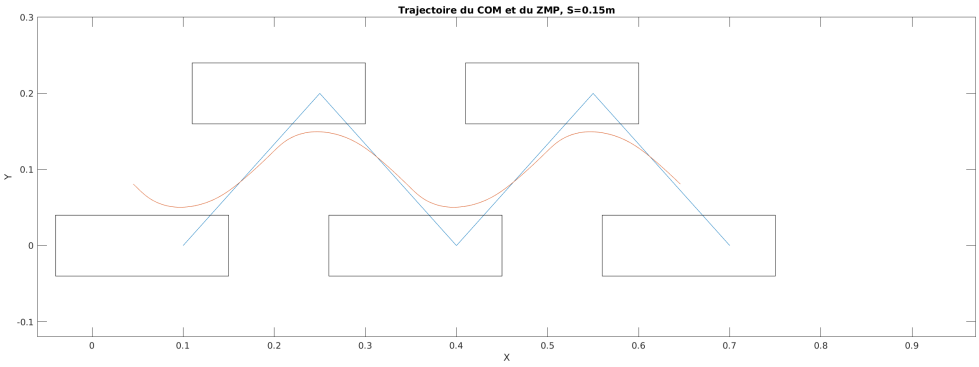

FIGURE 4.10 – Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.20m et un ZMP (bleu) fixé à l'avant du pied. Cette marche est similaire à une marche avec des pieds ponctuels.

Nous avons également généré (figure 4.10) une trajectoire de marche pour laquelle le ZMP est fixe durant les phases de simple appui. La dynamique du COM est plus facile à estimer dans ce cas de figure. Les trajectoires avec ZMP fixe sont fréquemment utilisées dans la marche robotique pour les plateformes équipées de pieds ponctuels (comme par exemple RABBIT (CHEVALLEREAU, ABBA et al. 2003)).

Longueur du pas $S = 0.20m$, ZMP parcourant l'avant du pied (trajectoire N°6 dans le tableau 4.1.3) :

$$R^* = [0.07128858, 0.01902009, 0.2295373, 0.2296176]$$

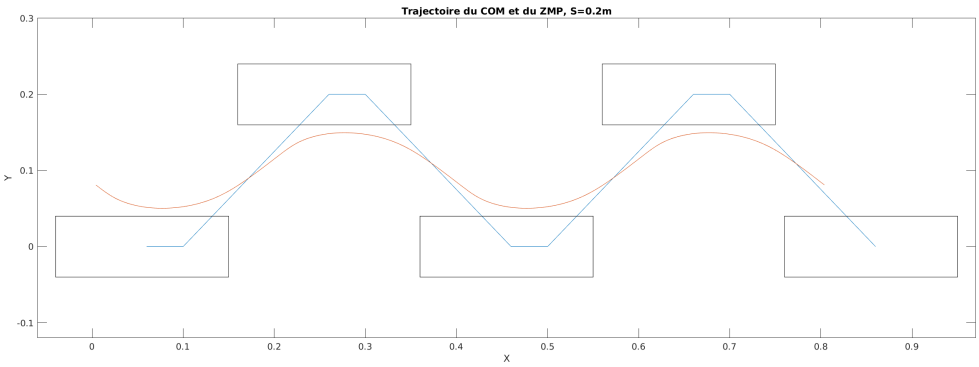

FIGURE 4.11 – Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.20m et un ZMP (bleu) parcourant l'avant du pied.

Enfin, nous avons fait varier la taille des pas pour essayer d'obtenir une marche plus rapide. La trajectoire présentée dans la figure 4.11 a un pas de 20cm, et les couples articulaires pour la marche périodique restent dans les limites acceptables (voir figure 4.13).

Longueur du pas $S = 0.30m$, ZMP parcourant l'avant du pied (trajectoire N°8 dans le tableau 4.1.3) :

$$R^* = [0.115202, 0.019657, 0.396272, 0.233039]$$

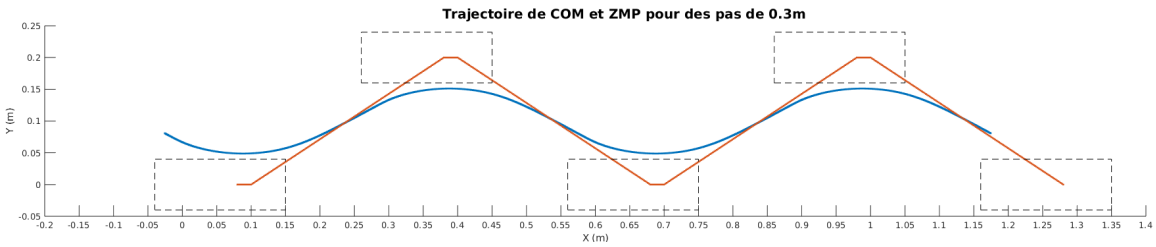

FIGURE 4.12 – Trajectoire périodique du COM (bleu) calculée pour une marche avec des pas de 0.3m et un ZMP (orange) parcourant l'avant du pied.

La trajectoire la plus rapide que nous avons obtenu a une longueur de pas de 30cm. Des contraintes géométriques interviennent pour des pas plus grands, à cause de l'absence de déroulé de pied (la jambe arrière est tendue à la fin de la phase de double appui, chez l'humain ce problème est résolu par le décollement du talon).

Plus de trajectoires ont été générées pour des pas plus étroits, elles seront présentées plus tard lors de l'étude des effets des paramètres sur les couples.

Conclusion

Cet ensemble de configurations initiales définit un ensemble de trajectoires de marche périodiques avec les paramètres correspondants. L'étude de l'effet de ces paramètres sur les couples articulaires fera l'objet de la section suivante.

Trajectoire	S	Autres caractéristiques	Solution périodique
1	0.15	ZMP sur l'ensemble du pied	[0.0654467,0.0189863,0.158067,0.230157]
2	0.15	ZMP à l'avant du pied	[0.109578,0.0190151,0.188534,0.228476]
3	0.15	COM à hauteur fixe	[0.107380,0.018809,0.194986,0.230308]
4	0.15	Bras immobiles	[0.109495,0.0189606,0.188044,0.228553]
5	0.15	ZMP fixe à l'avant du pied	[0.119770,0.018824,0.20151,0.222869]
6	0.20	D=0.20	[0.071288,0.019020,0.229537,0.229617]
7	0.25	D=0.20	[0.119265,0.019085,0.326217,0.229224]
8	0.30	D=0.20	[0.115202,0.019657,0.396272,0.233039]
9	0.20	D=0.10	[0.104243,0.009655,0.249226,0.116483]
10	0.25	D=0.10	[0.109387,0.009562,0.314110,0.114654]
11	0.30	D=0.10	[0.112387,0.009391,0.379322,0.113780]

4.2 Effets sur les couples

Les trajectoires de marche périodiques calculées précédemment sont dynamiquement stables mais pas forcément réalisables sur le robot physique. Elles peuvent en effet ne pas répondre aux butées articulaires en position et aux limites des actionneurs en vitesse et en couple.

Une contrainte qui est facilement violée sur le robot Romeo est le couple articulaire du genou d'appui. Les contraintes de position et de vitesse sont généralement largement respectées grâce à la conception géométriquement proche de l'humain et aux paramètres d'une marche prudente.

Afin de trouver des trajectoires qui correspondent aux contraintes du robot, on cherche avant tout à réduire les couples en dehors des limites sur le genou du pied d'appui, sans dénaturer le mouvement anthropomorphe. On explore pour cela l'effet sur les couples de différents paramètres.

4.2.1 Taille des pas

Il serait naturel de penser que la taille des pas aura un effet important sur les couples articulaires. On constate en effet une légère réduction de l'ensemble des couples en réduisant la longueur du pas, mais l'effet sur le couple au genou d'appui n'est pas très grand (voir figures 4.13 et 4.14).

Une largeur réduite permet également de réduire l'amplitude des oscillations du COM selon l'axe Y, et donc de réduire les couples à la cheville. Toutefois, des contraintes géométriques (Sur la plateforme expérimentale Romeo, le placement du capteur de position de la cheville et sa fragilité) nous obligent à garder une largeur de pas importante (voir 6.1.3)

4.2.2 Largeur des pas

L'effet de la largeur du pas sur la stabilité de la marche a été étudié dans (Young et Dingwell 2012 ; Maxwell Donelan, Kram et Arthur D 2001). La marge de stabilité est augmentée pour une largeur de pas plus importante. En revanche, le coût de transport est supérieur (Shorter, Wu et Kuo 2017).

La largeur de pas préférée naturellement chez l'humain est $0.15 \times L$, où L est la longueur de la jambe. Chez Romeo, cette longueur est de 67.6cm, la largeur de pas naturelle pour Roméo est alors de $67.6 \times 0.15 = 10$cm. Il faut toutefois noter que la largeur du bassin de Romeo est supérieure à celle d'un humain, ce qui peut modifier la largeur naturelle du pas de marche.

On effectue des pas de longueur 30cm avec une largeur "naturelle" de 10cm et une largeur de 20cm. La trajectoire avec une largeur de pas de 10cm est présentée dans la vidéo `https://youtu.be/C264cmRRNKQ`. On constate que

- la largeur de pas plus importante limite la taille des pas et nous oblige de descendre le centre de gravité à 64cm pour obtenir des pas de 30cm
- la marche avec des pas étroits provoque des couples trop élevés au niveau des hanches (articulations 4 et 9). Ces couples sont probablement dûs à la grande largeur du bassin.

4.2.3 ZMP

La position du ZMP global à l'intérieur du pied d'appui pendant les phases de simple appui a un effet sur la répartition des couples entre le genou et la cheville d'appui. Cet effet est illustré par la figure 4.17.

En effet, si le ZMP global se situe au niveau de la pointe du pied, le bras de levier par rapport à l'articulation de la cheville sera plus important, et donc l'effet de la résultante des forces extérieures appliquées en ce point sur le couple de l'articulation en tangage de la cheville sera plus grand. Au contraire, le couple de l'articulation du genou sera réduit

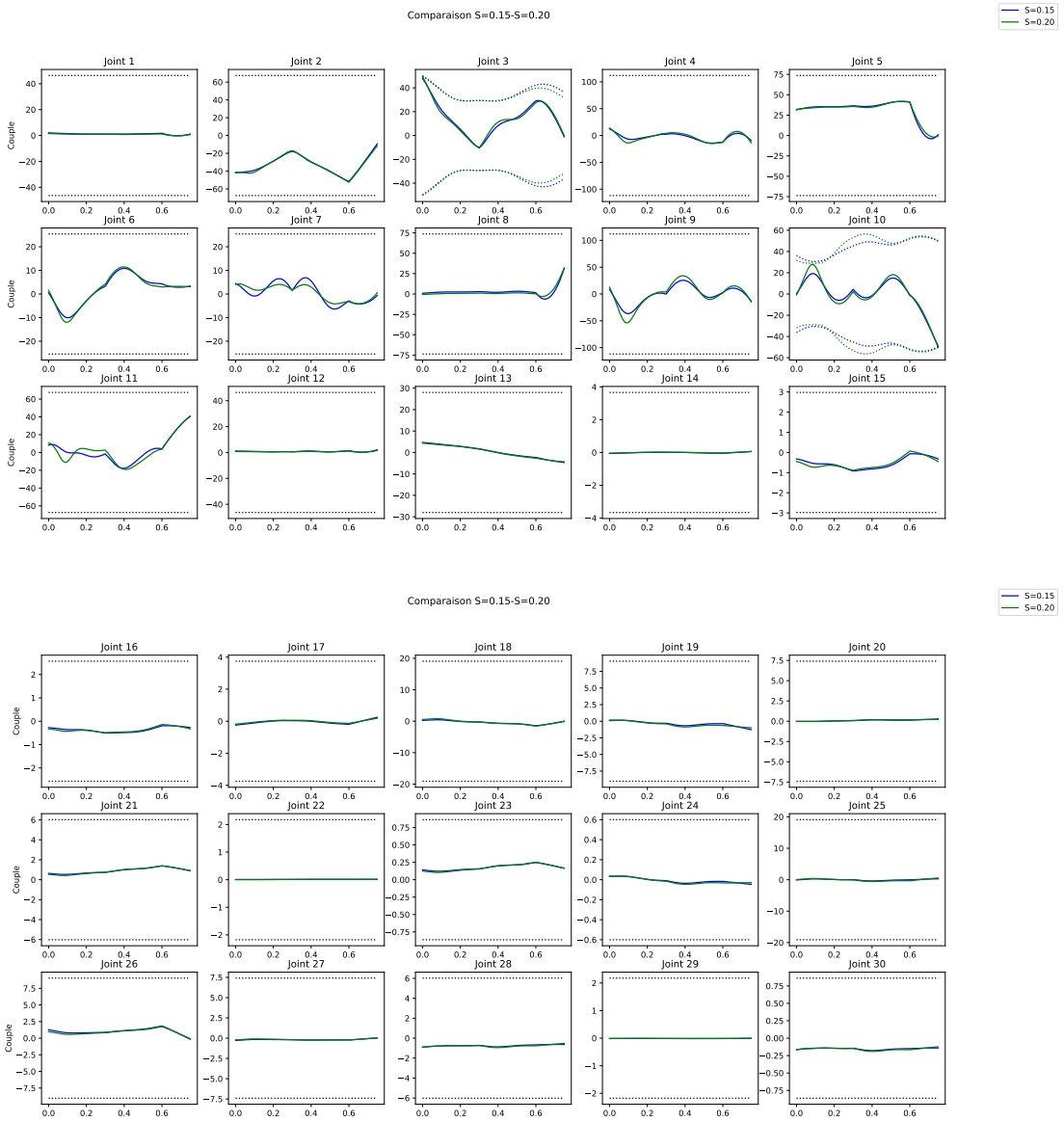

FIGURE 4.13 – Comparaison des couples articulaires, avec les limites correspondantes (en pointillés) pour des pas de longueur 0.15 et 0.20cm. On constate une légère augmentation du couple du genou libre (articulation 10) et une légère diminution du couple sur la hanche d'appui (articulation 7) lors de l'augmentation de la longueur des pas. L'ensemble des couples pour les deux longueurs de pas reste à l'intérieur des limites en couple de Romeo.

car le bras de levier par lequel la résultante de force est transférée au genou est plus court, et l'effet propulsif est essentiellement assuré par la cheville.

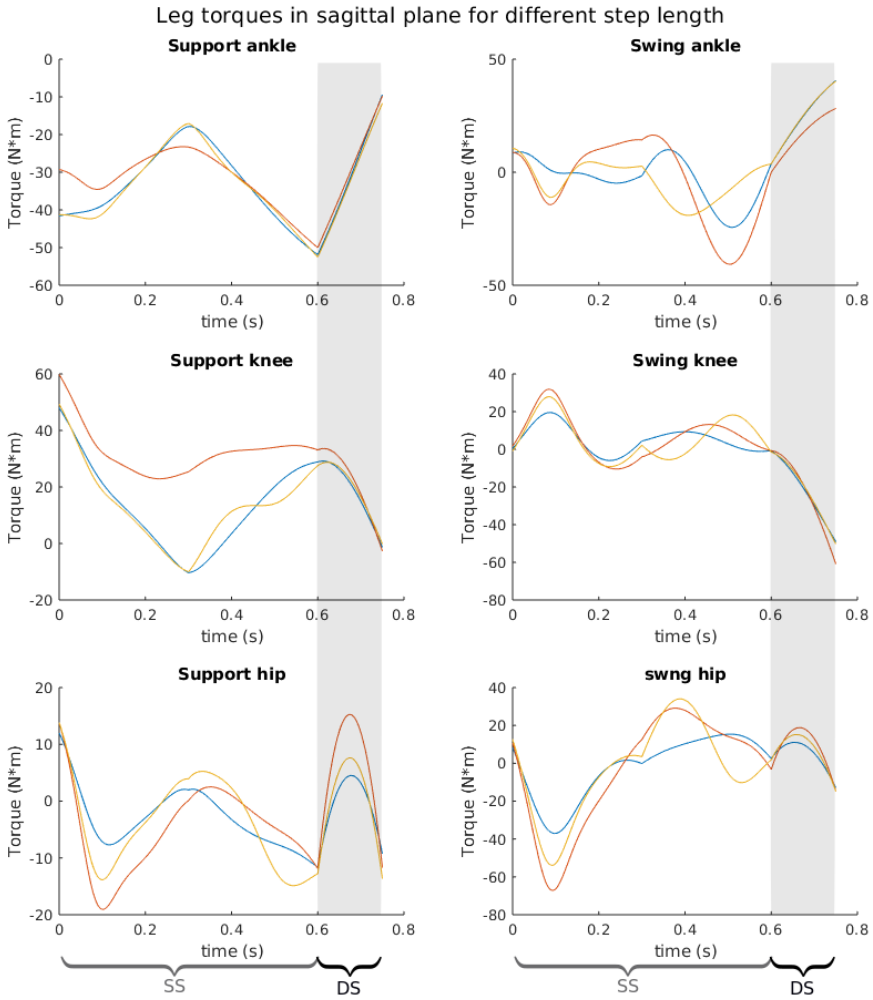

FIGURE 4.14 – Comparaison des couples articulaires des jambes, pour les articulation agissant dans le plan sagittal. On compare ici des pas de longueur 15, 20 et 30cm.

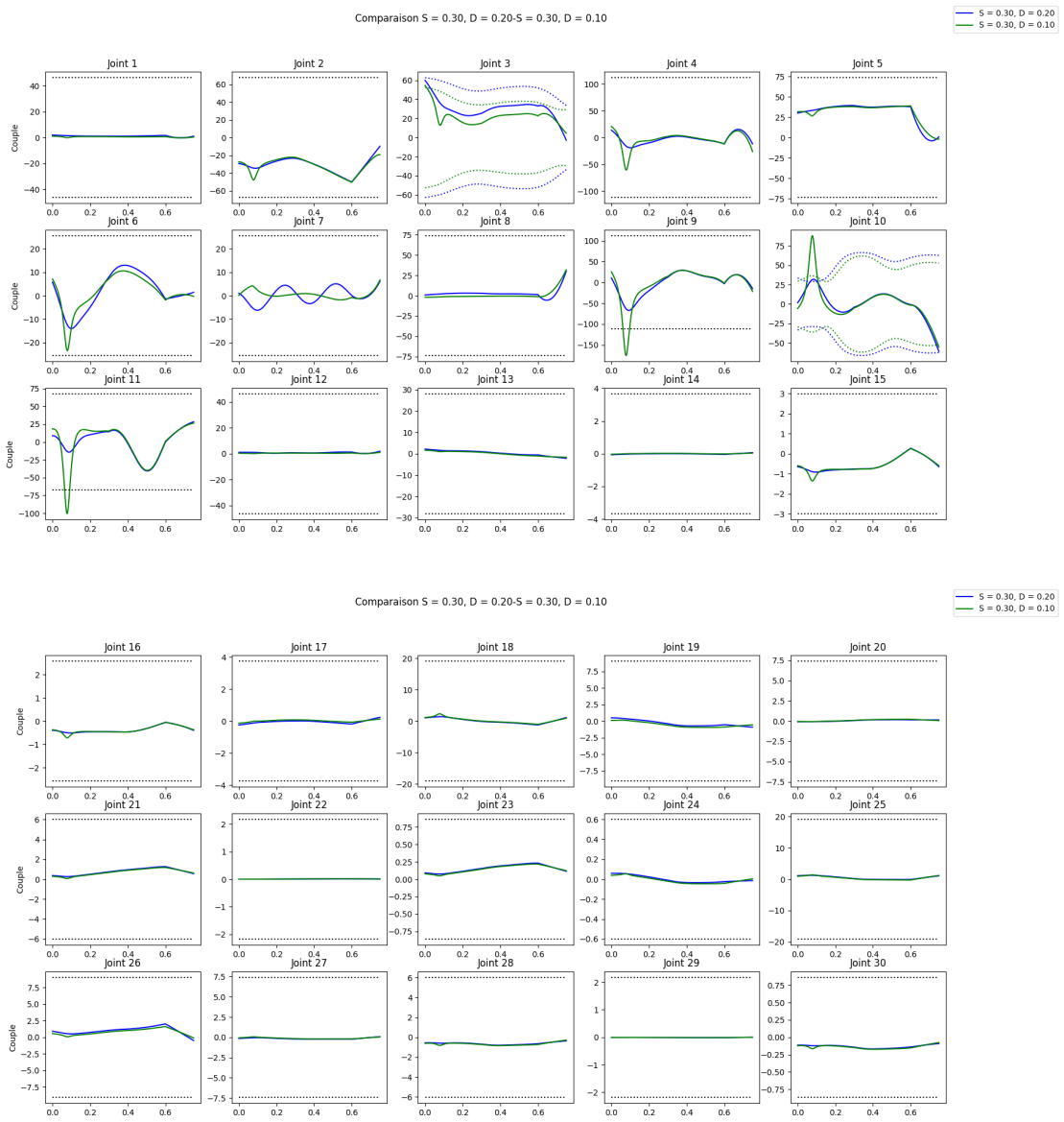

FIGURE 4.15 – Comparaison des couples articulaires, avec les limites correspondantes (en pointillés) pour des pas de largeur 20 et 10cm. On constate que les couples sur les genoux (articulations 3 et 10) augmentent pour une largeur de pas plus faible. Les couples aux hanches (articulations 4 et 9) et le couple du genou libre (articulation 10) ne respectent pas les limites souhaitées.

4.2.4 Mouvement des bras

L'effet de l'oscillation des bras sur les couples n'est pas considérable, les trajectoires avec et sans oscillation des bras sont présentées dans 4.18. Contrairement aux hypothèses

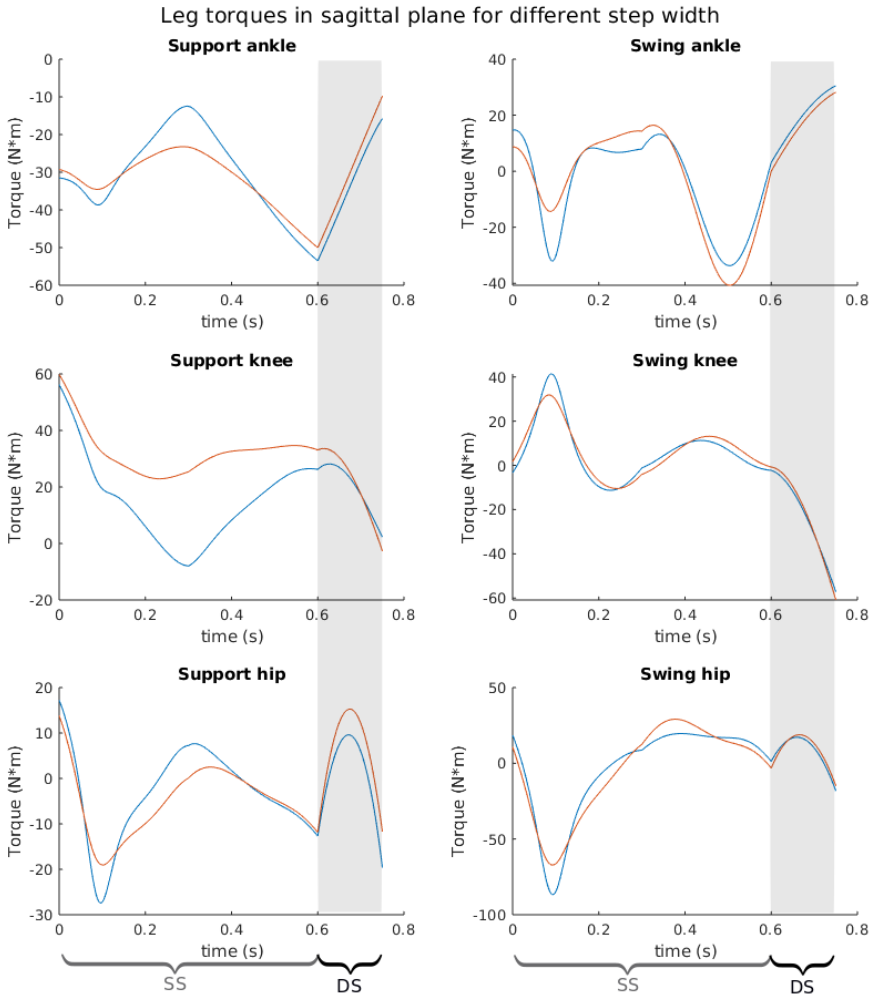

FIGURE 4.16 – Comparaison des couples articulaires des jambes, pour les articulation agissant dans le plan sagittal. On compare ici des pas de largeur 10 et 20cm.

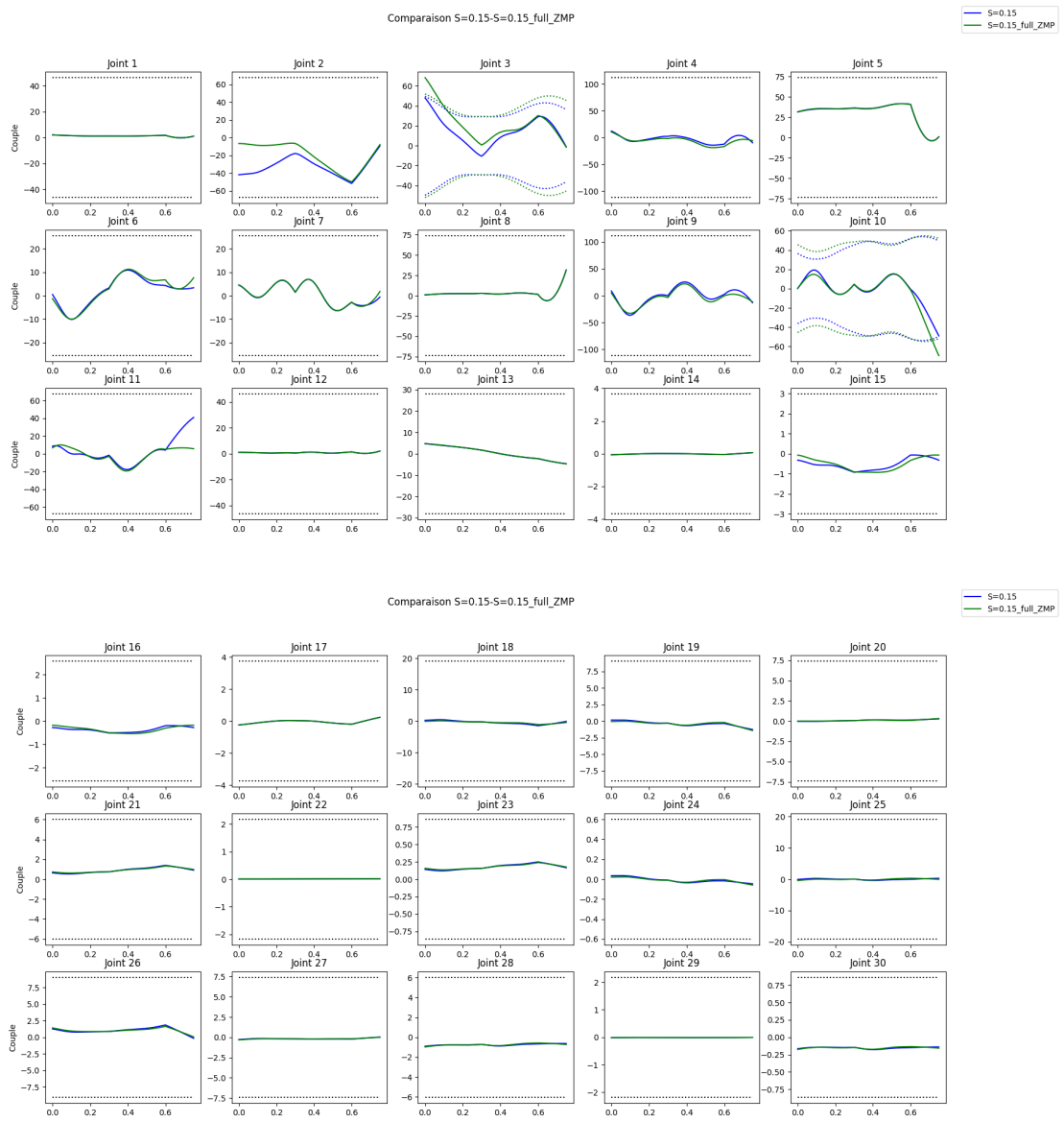

FIGURE 4.17 – Comparaison des couples articulaires, avec les limites correspondantes (en pointillés) pour un mouvement avec un ZMP parcourant l'ensemble du pied (en vert) et un mouvement avec un ZMP parcourant uniquement la pointe du pied (en bleu). Les couples des genoux (articulations 3 et 10) sont réduits lorsque le ZMP est restreint à l'avant du pied.

que l'on peut formuler à partir de la littérature traitant de la marche humaine (MEYNS, BRUIJN et DUYSENS 2013 ; GOUDRIAAN et al. 2014 ; PONTZER et al. 2009 ; UMBERGER 2008), la présence du mouvement des bras ne réduit pas le couple au niveau du torse.

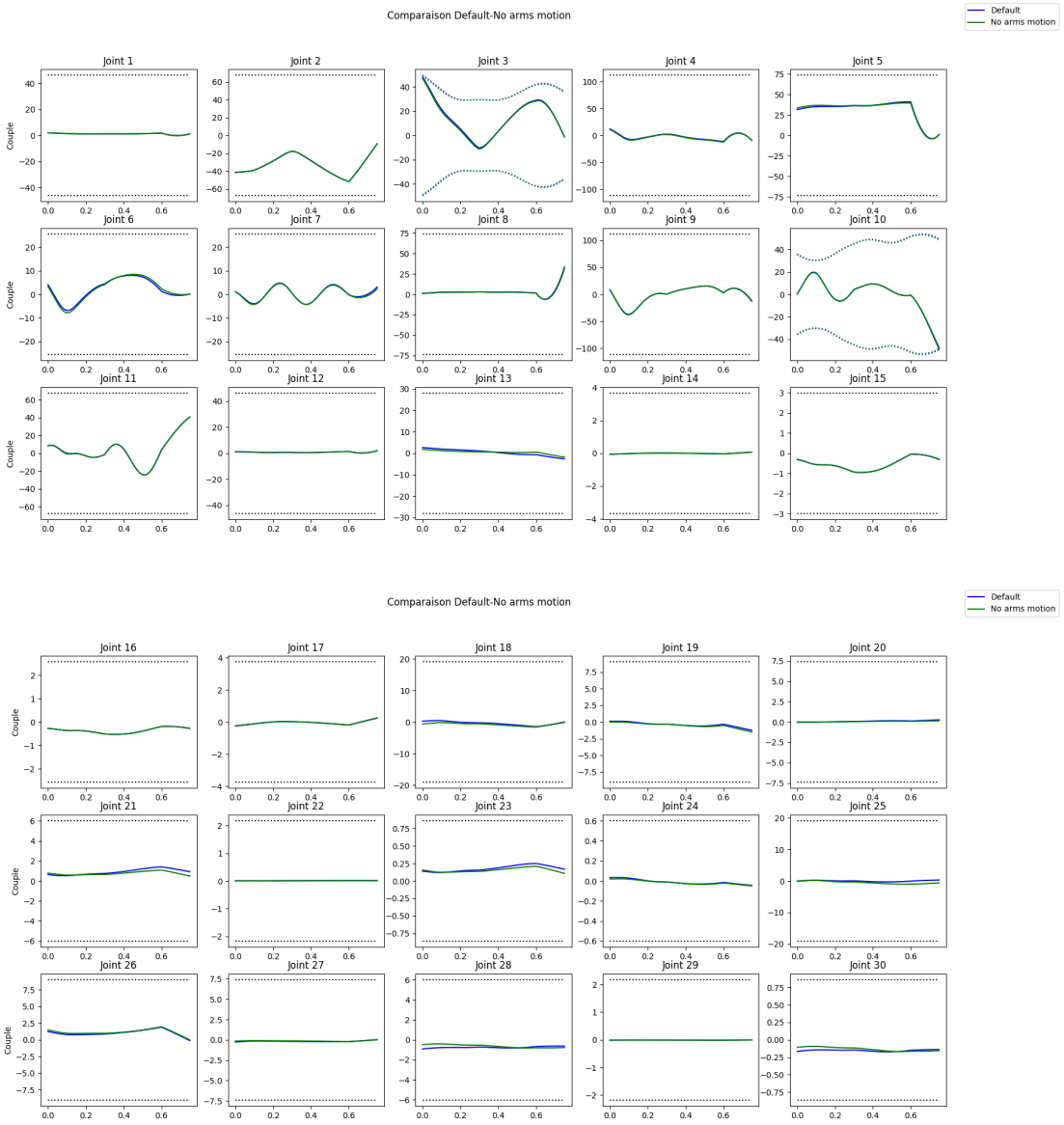

FIGURE 4.18 – Comparaison des couples articulaires, avec les limites correspondantes (en pointillés) pour un mouvement avec et sans oscillation des bras. Les différences constatées sont minimes et l'hypothèse de réduction du couple au niveau du torse n'est pas vérifiée.

On choisit alors de réduire légèrement l'amplitude de ce mouvement d'oscillation, afin de garder la composante esthétique mais limiter la consommation des moteurs des bras.

Le mouvement des bras dans la marche robotique a été étudié par (AOUSTIN et FORMALSKII 2014 ; CRUSE, BRÜWER et DEAN 1993)

4.3 Utilisation du modèle essentiel pour d'autres types de marche périodique

Les trajectoires de marche présentées dans la section précédentes présentent les caractéristiques suivantes :

— Trajectoire non latéralisée (mouvement du pied gauche et du pied droit identiques dans leurs phases respectives de simple et double appui)
— Pas d'impact (contact du pied sur le sol avec une vitesse nulle)
— Phase de double appui non instantané
— Mouvement sinusoïdal imposé sur les articulations r_c

Toutefois, ces caractéristiques sont non intrinsèques au Modèle Essentiel. Il est possible de définir une trajectoire latéralisée, avec impact et une phase de double appui instantanée, et avec une consigne articulaire polynomiale.

La considération de l'impact est possible grâce à l'ajout d'une fonction de transition d'impact Δ qui intervient entre les phases de simple appui : $\dot{q}^-$ est le vecteur de vitesses articulaires avant impact et $\dot{q}^+$ après impact. Dans le cas d'un impact inélastique impulsionnel, il n'y a pas de phase de double appui.

$$\dot{q}^+ = \Delta(q)\dot{q}^- \tag{4.1}$$

L'impact produit une perte d'énergie et un changement instantané de vitesse articulaire. Le Modèle Essentiel n'est donc pas valable durant l'impact, le système agit alors dans une dynamique zéro hybride (HZD) avec une phase de simple appui avec une dynamique continue, et un impact avec une dynamique discrète.

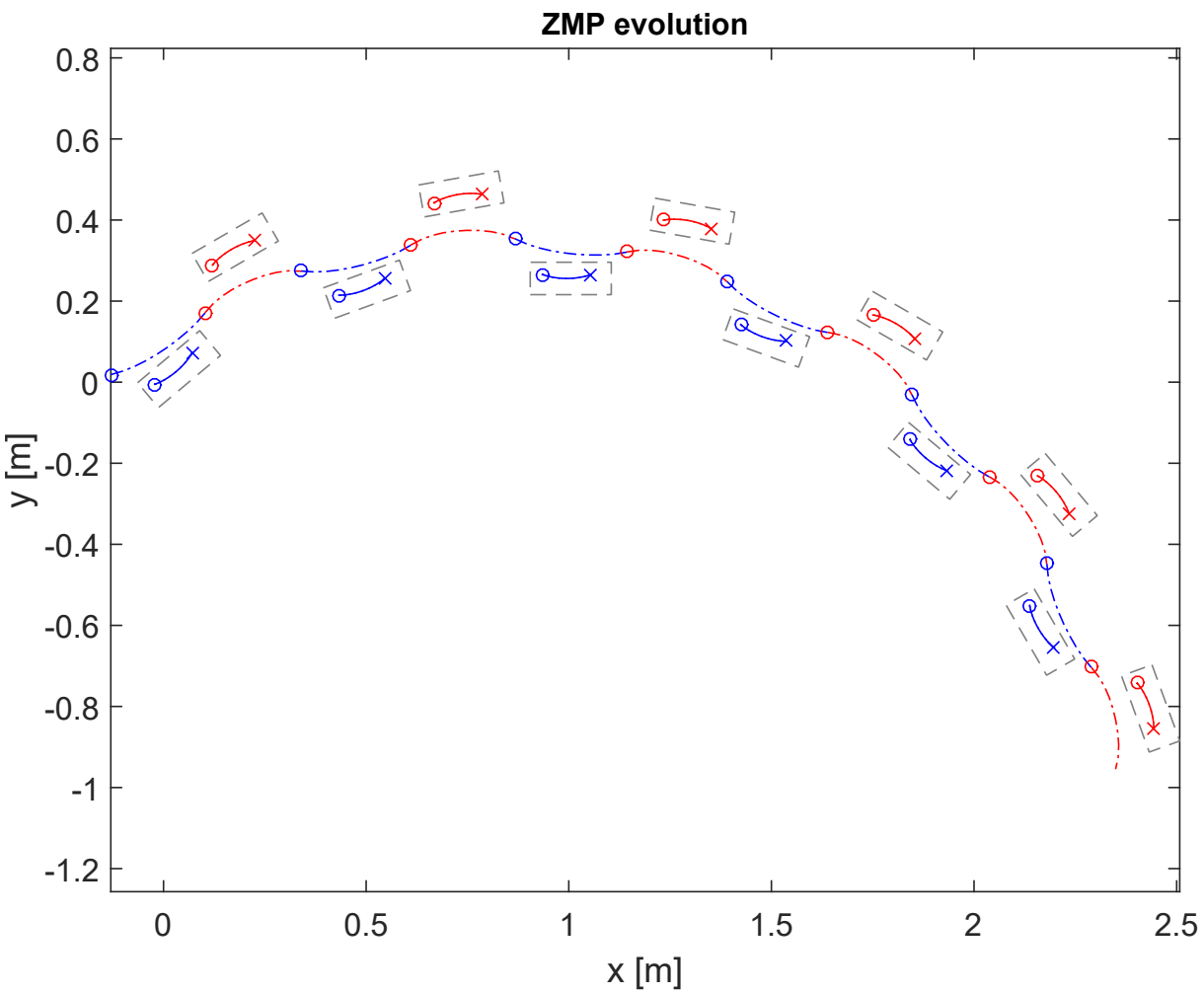

FIGURE 4.19 – Trajectoire asymétrique pour Romeo : trajectoires du ZMP (à l'intérieur des traces de pied) et du COM (au milieu).

Il est possible de créer une marche périodique avec une trajectoire du ZMP différente entre le pied droit et le pied gauche, comme celle présentée dans la figure 4.19. La recherche de trajectoire périodique doit alors se faire sur deux pas adjacents et non sur un pas unique qui est symétrisé. Le Modèle Essentiel est alors particulièrement utile pour imposer la trajectoire de ZMP avec une rotation entre les deux pieds.

La trajectoire de ZMP est par ailleurs discontinue à cause de l'absence de phase de double appui (DE-LEÓN-GÓMEZ et al. 2019). L'impact correspond à un changement instantané dans la position du ZMP, car il est linéairement lié à l'accélération du COM et celle-ci est discontinue.

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la façon dont le Modèle Essentiel peut être utilisé pour le calcul de trajectoires de marche périodiques, avec une marche rectiligne symétrique ou non. Nous avons sélectionné une trajectoire périodique correspondant aux critères de couple et esthétiques souhaités (il s'agit de la trajectoire numéro 2 dans le tableau 4.1.3).

Afin de pouvoir appliquer ces trajectoires à un robot physique, nous devons créer un mouvement de marche complet avec une phase de démarrage et d'arrêt. La construction de ce mouvement fera l'objet du chapitre 5.

Chapitre 5

Vers une marche complète : trajectoires de démarrage et d'arrêt

L'objectif de ce chapitre est de compléter la marche périodique présentée au chapitre 4 par des mouvements de transition au démarrage et à l'arrêt. Il présente par ailleurs les résultats numériques obtenus pour un mouvement de marche complet avec phase de démarrage et d'arrêt.

5.1 Construction d'une trajectoire complète

5.1.1 Principe

Afin de faire des essais expérimentaux, il est nécessaire de pouvoir démarrer et s'arrêter depuis une position d'équilibre statique. On ajoute pour cela des phases de démarrage et d'arrêt. Ces phases de marche non périodique peuvent s'étendre sur plusieurs pas, nous essayons dans ce travail de limiter le nombre de pas afin de les rendre les plus brèves possible.

5.1.2 Démarrage

Pour être valable, une trajectoire de démarrage doit répondre aux critères suivants :

— Continuité entre la fin de la trajectoire de démarrage et la trajectoire périodique.

— Position de départ en équilibre statique

On en déduit qu'une trajectoire de démarrage ne peut être calculée que pour une trajectoire périodique donnée. Les paramètres suivants doivent être connus :

— Position d'équilibre de départ (configuration q ou r)

— Trajectoire périodique visée en position et vitesse (configuration du robot $q, \dot{q}$ ou $r, \dot{r}$)
— Nombre et durée des pas pour atteindre la trajectoire périodique.

On choisit la position de départ suivante (la condition d'équilibre impose que le COM et le ZMP soient superposés) :

— Les deux pieds sont placés au même niveau avec un écartement selon Y de 0.2m
— Les genoux sont légèrement pliés (COM à la hauteur moyenne correspondant à la marche périodique recherchée)
— Les bras sont placés le long du corps

Cette position correspond à un équilibre statique avec un ZMP placé au milieu entre les projections au sol des deux chevilles. Les chevilles étant placées plus proches des talons que des pointes des pieds, le ZMP est donc situé vers l'arrière de la zone d'appui formée par les deux pieds, tout en laissant une large marge de stabilité.

Le problème de recherche d'une trajectoire de démarrage est donc formulé comme un problème aux frontières. On impose un état de départ $(r_c, \dot{r}_c, r_f, \dot{r}_f)$: position et vitesse pour l'ensemble des variables géométriques imposées, ainsi que la position et vitesse initiales du COM. On impose également l'état final de la phase de démarrage, qui correspond au début d'une phase de simple appui de la marche périodique. On choisit un démarrage en un pas, c'est à dire composé de deux phases de simple appui et d'une phase de double appui (notées DS_1, SS_1, DS_2), ce qui permet de rejoindre le simple appui de la marche périodique.

Le problème aux frontières est alors défini par 62 contraintes sur les états au début et à la fin de la phase de démarrage (29 positions de variables géométriques, 29 vitesses de variables géométriques, quatre coordonnées de la position et la vitesse du COM $(r_c, \dot{r}_c, r_f, \dot{r}_f)$).

Afin de réduire la dimension du problème, on impose l'évolution des variables géométriques$(r_c, \dot{r}_c))$. On assure la continuité de l'ensemble de ces variables entre la fin du mouvement de démarrage et le début de la marche périodique. Pour cela, on utilise une fonction de troncature f_{start} qui est $\mathcal{C}^2$ sur $[-T_{start}, 0]$ et est définie de la façon suivante :

$$f_{start} = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3$$

solution de

$$\begin{cases} f_{start} = 0 & \text{pour } t = -T_{start} \\ \dot{f}_{start} = 0 & \text{pour } t = -T_{start} \\ f_{start} = 1 & \text{pour } t = 0 \\ \dot{f}_{start} = 0 & \text{pour } t = 0 \end{cases}$$

Où t représente le temps courant avec pour convention $t = 0$ au début de phase de simple appui de la marche périodique. La durée de la phase de démarrage est notée $T_{start} = T_{DS1} + T_{SS1} + T_{DS2}$.

La fonction de troncature f_{start} est utilisée de la façon suivante : toutes les variables dont l'intensité de mouvement doit augmenter progressivement (i.e. toutes les variables composant r_c, à l'exception de $(r_4, r_5, r_6, r_7, r_8, r_9)$ qui décrivent le mouvement du pied libre) sont multipliées par f_{start} pour définir leur valeur durant le mouvement de démarrage. La fréquence et la phase des fonctions sinusoïdales ne sont pas modifiées.

Il reste alors la contrainte de continuité aux bords du COM à résoudre. Pour cela, appliquons le même principe que pour la marche périodique : on impose la trajectoire du ZMP de façon à respecter l'équilibre dynamique, et on en déduit la trajectoire du COM.

La position du ZMP permet de contrôler l'accélération du COM (cf chapitre 3), et les position et vitesse initiales du COM sont connues. Il suffit donc de trouver une trajectoire de ZMP telle que la double intégration de l'accélération du COM fasse correspondre les vitesse et position du COM à la fin de la phase de démarrage avec la vitesse et la position souhaitées. Nous disposons donc de :

— un espace de configuration de dimension infinie : l'ensemble des trajectoires de ZMP possibles

— un espace de contrainte de dimension 8 : 2×2 contraintes de position de COM (X et Y) et 2×2 contraintes de vitesse du COM (X et Y), au début et à la fin du mouvement de démarrage). Les contraintes de position et de vitesse initiales du COM sont imposées par le démarrage depuis la position d'équilibre, il reste donc quatre contraintes à trouver.

Afin de pouvoir résoudre numériquement ce problème, on réduit la dimension de l'espace de configuration en paramétrisant la trajectoire du ZMP : celle-ci est calculée par interpolation entre un faible nombre de points de paramétrisation. Ces points sont alors utilisés comme des "poignées" de commande qui permettent de "diriger" le ZMP.

Le placement des points de paramétrisation définit de façon unique une trajectoire de

ZMP et donc une accélération du COM.

Cette paramétrisation permet également d'assurer la continuité du ZMP au départ et à la fin de la phase de démarrage. Il suffit en effet d'imposer une "poignée" à la position souhaitée à $t = 0$ et à $t = T_{start}$. L'ensemble des points de paramétrisation du ZMP utilisés est représenté sur la figure 5.1

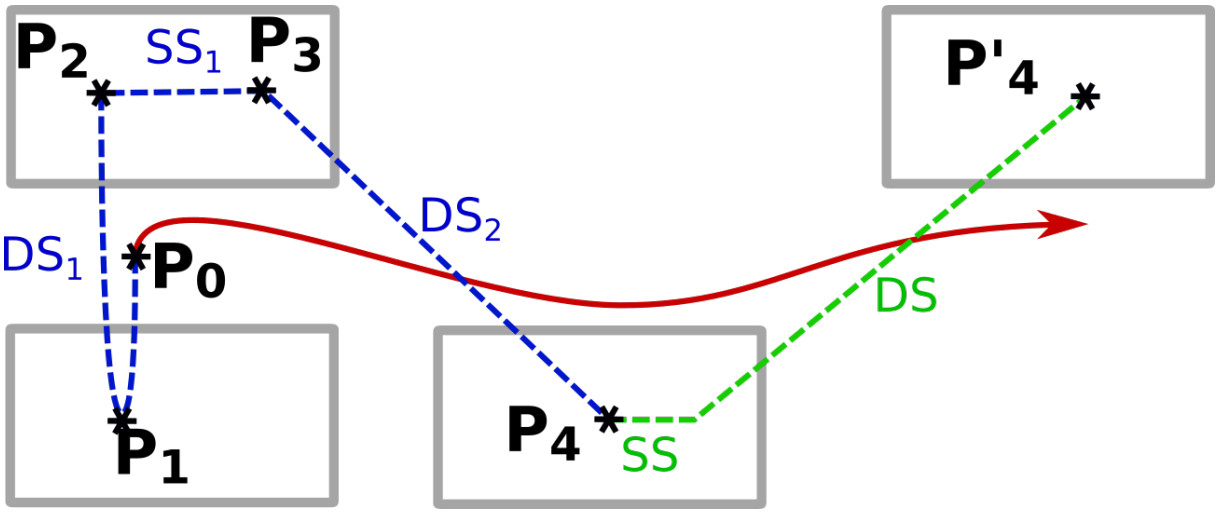

FIGURE 5.1 – Illustration des points de paramétrisation utilisés pour définir la trajectoire du ZMP du mouvement de démarrage, et de la trajectoire de COM espérée pour rejoindre la trajectoire de marche périodique en s'inspirant des observations chez l'humain.

Les "poignées" de contrôle du ZMP pour la phase de démarrage sont les suivantes :

— $P_0 \in \mathbb{R}^2$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = 0$. Ces coordonnées sont imposées par la condition d'équilibre statique de la position de départ.

— $P_1 \in \mathbb{R}^2$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = \frac{T_{DS_1}}{2}$. Ce déplacement de ZMP sur le côté et vers l'arrière est important car c'est ce qui permet de déplacer le COM dans la direction opposée, vers le premier pied de simple appui et vers l'avant.

— $P_2 \in \mathbb{R}^2$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{DS_1}$ au début de la phase de simple appui SS_1.

— $P_3 \in \mathbb{R}^2$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{DS_1} + T_{SS_1}$ au début de la phase de double appui DS_2.

— $P_4 \in \mathbb{R}^2$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{start} = T_{DS_1} + T_{SS_1} + T_{DS_2}$ au début de la phase de simple appui SS de la marche périodique. Ce point est imposé par la continuité du ZMP lors du passage à la marche périodique.

Ces points de contrôle permettent de définir la trajectoire du ZMP avec seulement 6 paramètres indépendants (coordonnées en X et Y de P_1, P_2 et P_3.).

5.1.3 Arrêt

Le calcul de la trajectoire d'arrêt est très proche de celui de la trajectoire de démarrage et suit les mêmes principes. Pour être valable, une trajectoire d'arrêt doit répondre aux critères suivants :

— Continuité entre la fin de la trajectoire périodique et la trajectoire d'arrêt.
— Position d'arrêt en équilibre statique. Cette posision est la même que la position de départ pour permettre un redémarrage immédiatement après l'arrêt.

Tout comme pour le démarrage, une trajectoire d'arrêt ne peut être calculée que pour une trajectoire périodique donnée. Les paramètres suivants doivent être connus :

— Trajectoire périodique de laquelle on part (configuration du robot q dans l'espace articulaire r dans l'espace des points d'intérêt)
— Position d'équilibre finale d'arrêt visée (configuration q ou r)
— Nombre et durée des pas pour atteindre l'arrêt dans la position d'équilibre.

Tout comme pour le démarrage, on obtient une trajectoire continue et dérivable pour les articulations en multipliant les composantes de r_c (hors trajectoire du pied libre, soit les variables r_{11} à r_{31}) par une fonction de troncature f_{stop} :

$$f_{stop} = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3$$

solution de

$$\begin{cases} f_{stop} = 1 & \text{pour } t = 0 \\ \dot{f}_{stop} = 0 & \text{pour } t = 0 \\ f_{stop} = 0 & \text{pour } t = T_{stop} \\ \dot{f}_{stop} = 0 & \text{pour } t = T_{stop} \end{cases}$$

La durée de la phase d'arrêt doit être supérieure à celle de la phase de démarrage, parce que la position du ZMP à l'arrière du pied à l'équilibre relativement à la position du COM pendant la marche périodique ne permet pas un ralentissement suffisant en un seul pas. La phase d'arrêt est donc composée de deux pas, soit deux simple appuis et deux double appuis, notés dans l'ordre $(SS_{n-1}, DS_{n-1}, SS_n, DS_n)$ On prend ici la même convention $t = 0$ au début de la phase de simple appui périodique, et grâce à la périodicité et au fait que la phase d'arrêt commence en remplacement d'une phase de simple appui périodique, on peut adopter l'écriture $t = 0$ au début de la phase d'arrêt. De même que pour le démarrage, $T_{stop} = T_{SS_{n-1}} + T_{DS_{n-1}} + T_{SS_n} + T_{DS_n}$ désigne la durée de la phase

d'arrêt.

Les fonctions de troncature f_{start} et f_{stop} peuvent être réunies en une seule fonction de troncature f telle que

$$\begin{cases} f = f_{start} & \text{pendant la phase de démarrage} \\ f = 1 & \text{pendant la phase de marche périodique} \\ f = f_{stop} & \text{pendant la phase d'arrêt} \end{cases}$$

Cette fonction f est représentée sur la figure 5.2.

Le problème est donc posé de façon symétrique (inversion du temps) entre le démarrage et l'arrêt. Toutefois, à cause de la position du COM vers l'avant à la fin du simple appui périodique, nous devons adopter un mouvement en deux pas pour la phase d'arrêt, afin que le ZMP reste dans l'enveloppe convexe du polygone de sustentation. Ce mouvement sera décomposé en deux phases de simple appui et deux phases de double appui : $SS_{n-1}, DS_{n-1}, SS_n, DS_n$

Le ZMP est à nouveau défini comme une interpolation polynomiale entre plusieurs points de contrôle, illustrés par la figure 5.3

Les points de commande utilisés sont les suivants :

— $\mathbf{P_4} \in \mathbb{R}^2$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{DS_1}$ à la fin de la phase de double appui SS de la marche périodique. Il s'agit du même point que pour le mouvement de démarrage, à symétrie près. Sa position est également imposée par le choix de trajectoire périodique.

— $\mathbf{P_5}$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{SS_{n-1}}$ à la fin de la phase de simple appui SS_{n-1}

— $\mathbf{P_6}$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{SS_{n-1}} + T_{DS_{n-1}}$ à la fin de la phase de double appui DS_{n-1} .

— $\mathbf{P_7}$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{SS_{n-1}} + T_{DS_{n-1}} + T_{SS_n}$ à la fin de la phase de simple appui SS_n.

— $\mathbf{P_8}$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{SS_{n-1}} + T_{DS_{n-1}} + T_{SS_n} + \frac{T_{DS_n}}{2}$ au milieu de la phase de double appui DS_n.

— $\mathbf{P_9}$ les coordonnées X et Y du ZMP à $t = T_{SS_{n-1}} + T_{DS_{n-1}} + T_{SS_n} + T_{DS_n}$ à la fin du mouvement d'arrêt. Il s'agit de la même position d'équilibre que P_0 pour le mouvement de démarrage, sa position est fixée.

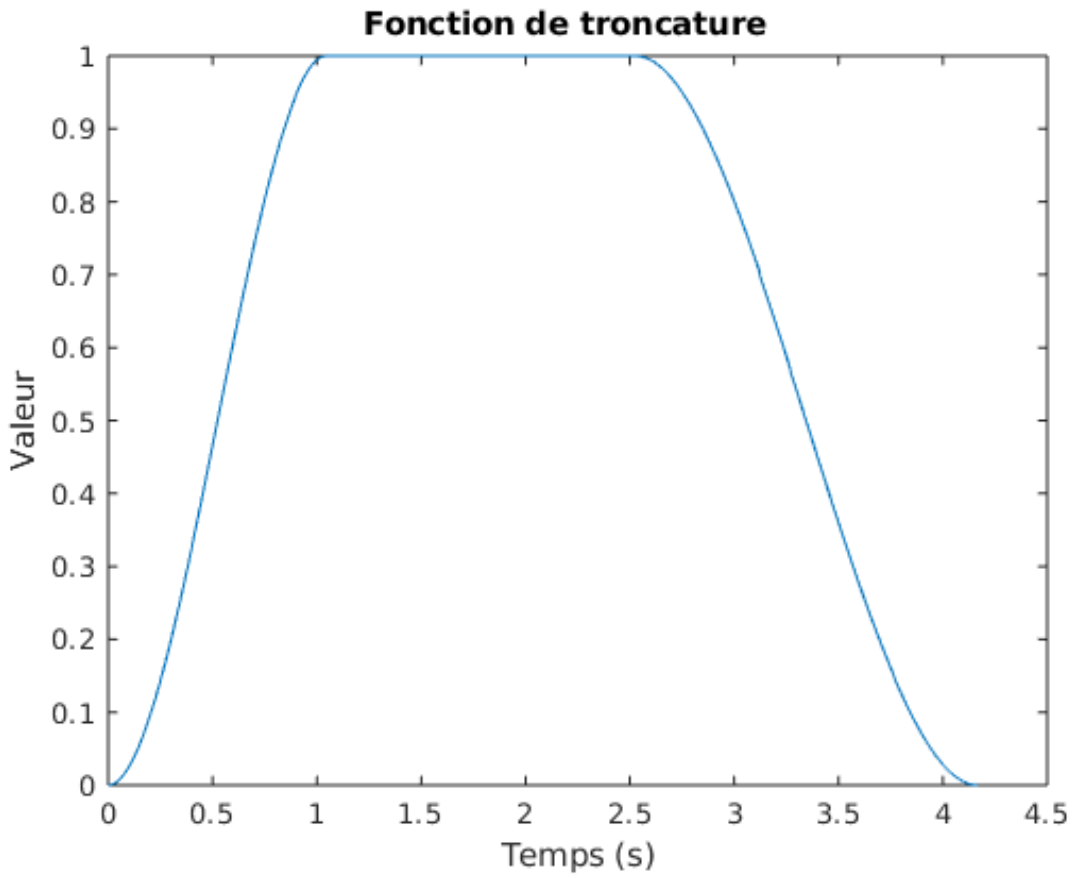

FIGURE 5.2 – Valeur de la fonction de de troncature f définie pour une trajectoire de marche complète : démarrage, deux pas périodiques et arrêt. Attention, le temps est ici décalé de T_{start} et commence à zéro.

5.2 Intégration algorithmique

La recherche numérique d'une trajectoire de démarrage et d'arrêt a été effectuée en deux étapes. Tout d'abord, on souhaite poser un problème aux frontières avec une solution unique, il faut alors avoir le même nombre d'inconnues que de contraintes. Ayant quatre contraintes (position et vitesse du COM à la fin de la phase considérée), il faut donc réduire le nombre d'inconnues à quatre.

Pour la phase de démarrage, les inconnues qui ont été sélectionnées sont les coordonnées en X et Y de $\mathbf{P_2}$ et $\mathbf{P_3}$. Il faudra donc fixer la position de $\mathbf{P_1}$, les positions de $\mathbf{P_0}$ et $\mathbf{P_4}$ étant imposées par les contraintes du problème. La dimension du problème reste relativement élevée malgré la simplification par la paramétrisation polynomiale.

Pour la phase d'arrêt, on choisit de garder les inconnues $\mathbf{P_6}$ et $\mathbf{P_7}$. Les positions de

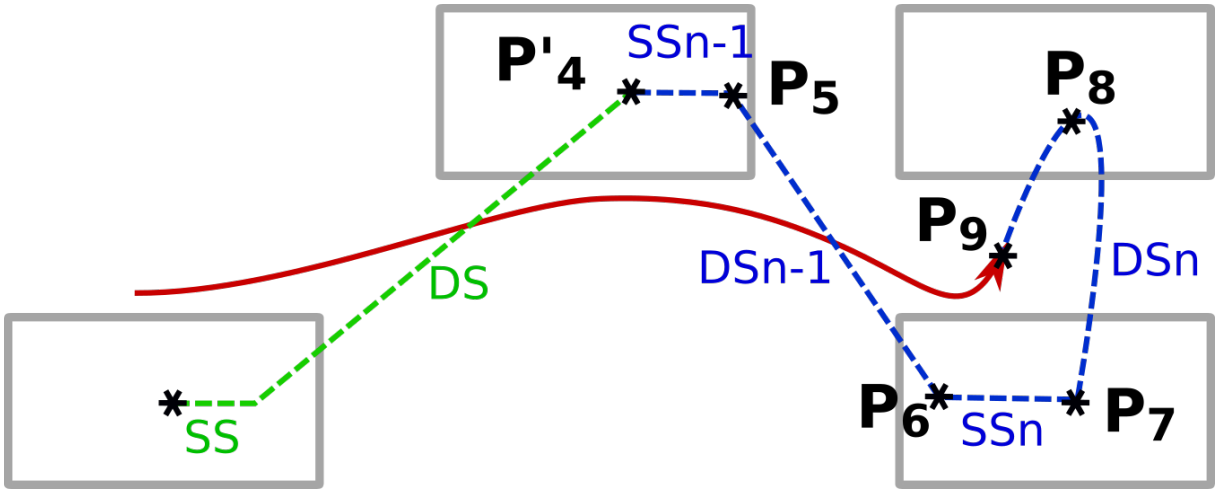

FIGURE 5.3 – Illustration des points de paramétrisation utilisés pour définir la trajectoire du ZMP du mouvement d'arrêt.

$\mathbf{P_4}$ et $\mathbf{P_9}$ étant imposées par les contraintes du problème, il sera nécessaire de fixer les valeurs de $\mathbf{P_5}$ et $\mathbf{P_8}$ pour que le problème aux frontières soit bien posé.

Il y a alors deux degrés de liberté à fixer pour le mouvement de démarrage, et quatre pour le mouvement d'arrêt. Si l'on fixe ces paramètres arbitrairement, le problème aux frontières n'a pas forcément de solution viable (c'est à dire respectant les contraintes d'équilibre dynamique sur le placement du ZMP), car le système est très sensible aux variations de position. On commence alors par s'approcher d'une solution viable avec une optimisation sous contrainte. Pour cela, on utilise *fmincon* pour minimiser une fonction d'erreur moyenne quadratique :

$$J_{start} = \|(r_f(T_{start}) - r_f^{des}(T_{start}))^\top\|^2 + \|(\dot{r}_f(T_{start}) - \dot{r}_f^{des}(T_{start}))^\top\|^2. \tag{5.1}$$

pour le démarrage et

$$J_{stop} = \|(r_f(T_{stop}) - r_f^{des}(T_{stop}))^\top\|^2 + \|\dot{r}_f(T_{stop})^\top\|^2. \tag{5.2}$$

pour l'arrêt. r_f^{des} désigne ici la valeur souhaitée pour r_f. La vitesse souhaitée $\dot{r}_f^{des}$ est nulle à T_{stop}

L'optimisation est faite sous contrainte sur la position des "poignées", ce qui permet de garantir que le ZMP reste à tout moment à l'intérieur de l'enveloppe convexe du polygone de sustentation pour les sections où son évolution est linéaire (on valide manuellement cette contrainte pour DS_1 et DS_n).

En pratique, partant de la nécessité d'avoir une coïncidence entre le CoM et le ZMP en statique et des directions de vitesse identiques mais opposées, en utilisant la connaissance du mouvement du CoM pour les phases initiale et finale de la marche humaine et la connaissance de la relation entre l'évolution du CoM et du ZMP sur un modèle LIP, un choix *a priori* des positions des points P_1, P_5 et P_8, est effectué pour initialiser l'optimisation.

Le problème aux frontières à quatre inconnues pour quatre équations est alors résolu à l'aide de *fmincon*. Un exemple de trajectoire de ZMP obtenue est présenté dans le paragraphe suivant.

5.2.1 Résultats et comparaison avec la trajectoire humaine

Parmi les trajectoires de marche périodique présentées au chapitre 4, nous choisissons la trajectoire avec pas de 0.15m et le ZMP à l'avant du pied. Pour cette trajectoire, nous présentons ici le mouvement complet avec les phases de démarrage et arrêt.

Nous constatons (figures 5.4, 5.5) que la trajectoire de ZMP calculée numériquement pour les phases de démarrage et d'arrêt est presque symétrique (même évolution selon Y et symétrie selon X). La différence observée (après symétrisation) selon X entre les deux trajectoires est liée au positionnement vers l'arrière du pied de la position d'équilibre statique de départ et d'arrivée, et au nombre différent de phases pour le démarrage et l'arrêt. Rappelons que la trajectoire curviligne du ZMP dans la première phase de double appui du démarrage et la dernière phase de double appui de l'arrêt est à prendre en compte dans le calcul des ZMP locaux présenté dans 3.4.3.

Nous pouvons également comparer cette trajectoire avec celle observée chez l'humain, cette analyse est présentée dans la section 5.2.3.

5.2.2 Forces de réaction normales et tangentielles

Le modèle dynamique complet permet de calculer la résultante de la force de réaction exercée par l'environnement sur le robot. Dans notre cas, le seul contact du robot avec l'environnement s'effectue par les pieds, cette force résultante est donc égale à la somme des forces exercées par le sol sur chacun des pieds.

Tout d'abord, nous pouvons représenter la composante verticale de la force de réaction, et la comparer avec le poids du robot ($F_{poids} = m \times g$). Nous représentons cette force pour une marche complète (démarrage, 2 pas périodiques et arrêt). Il est intéressant de

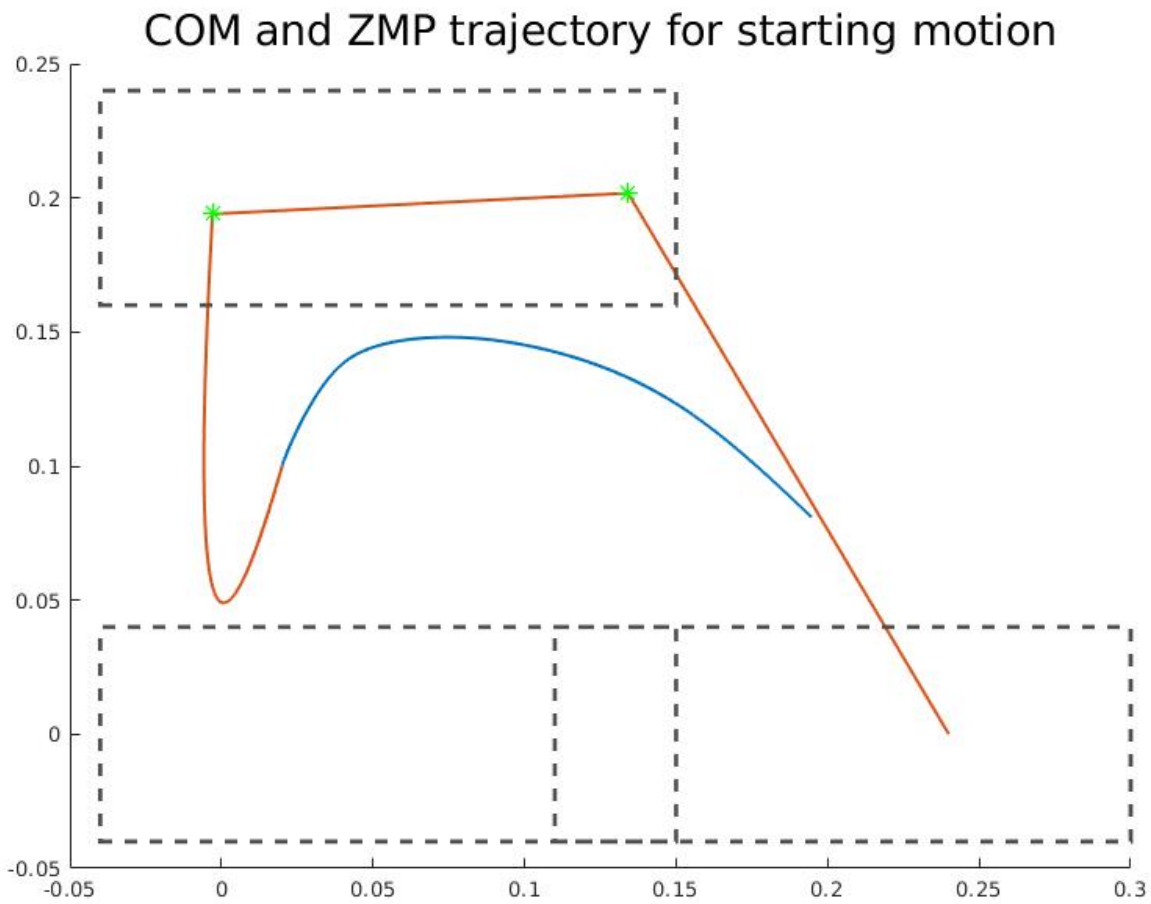

FIGURE 5.4 – Exemple de trajectoire de ZMP (orange) et de COM (bleu) pour une phase de démarrage. Ces trajectoires ont été obtenues par résolution du problème aux frontières pour une trajectoire de marche avec des pas de 15cm. Les empreintes des pieds sont ici représentées par les rectangles pointillés. Les étoiles vertes indiquent la position des "poignées" $\mathbf{P_2}$ et $\mathbf{P_3}$ de contrôle du ZMP.

remarquer qu'au démarrage et à l'arrêt d'une position d'équilibre, la composante verticale de la force de réaction est égale au poids du robot. Sur le reste de la trajectoire de marche, cette composante est égale à la somme du poids et la dérivée seconde de la hauteur du COM.

La force de réaction complète est ensuite partagée entre les deux pieds de façon à minimiser les risques de glissement (pour plus de détails, voir la section 3.4.3).

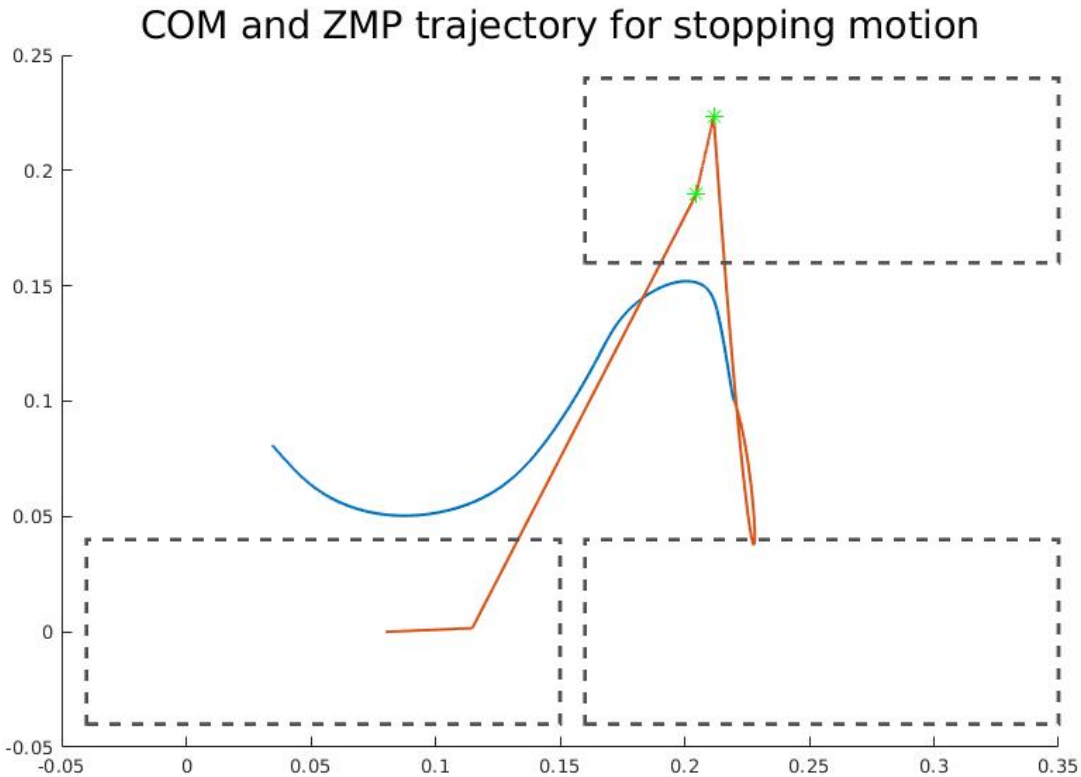

FIGURE 5.5 – Exemple de trajectoire de ZMP (orange) et de COM (bleu) pour une phase d'arrêt. Ces trajectoires ont été obtenues par résolution du problème aux frontières pour une trajectoire de marche avec des pas de 15cm, le dernier pas étant de 20cm pour ralentir plus efficacement. Les empreintes des pieds sont ici représentées par les rectangles pointillés. Les étoiles vertes indiquent la position des "poignées" $\mathbf{P_6}$ et $\mathbf{P_7}$ de contrôle du ZMP.

Les forces sont partagées de manière à satisfaire les équations suivantes :

$$\begin{aligned} \frac{F_{1x}}{F_{1z}} &= \frac{F_{2x}}{F_{2z}} \\ \frac{F_{1y}}{F_{1z}} &= \frac{F_{2y}}{F_{2z}} \end{aligned} \tag{5.3}$$

Où F_{1x}, F_{1y} et F_{1z} sont les composantes de la force de réaction s'exerçant sur le pied gauche et F_{2x}, F_{2y} et F_{2z} les composantes de la force de réaction s'exerçant sur le pied droit.

La figure 5.7 montre le respect des égalités énoncées ci-dessus. Cela signifie que le risque

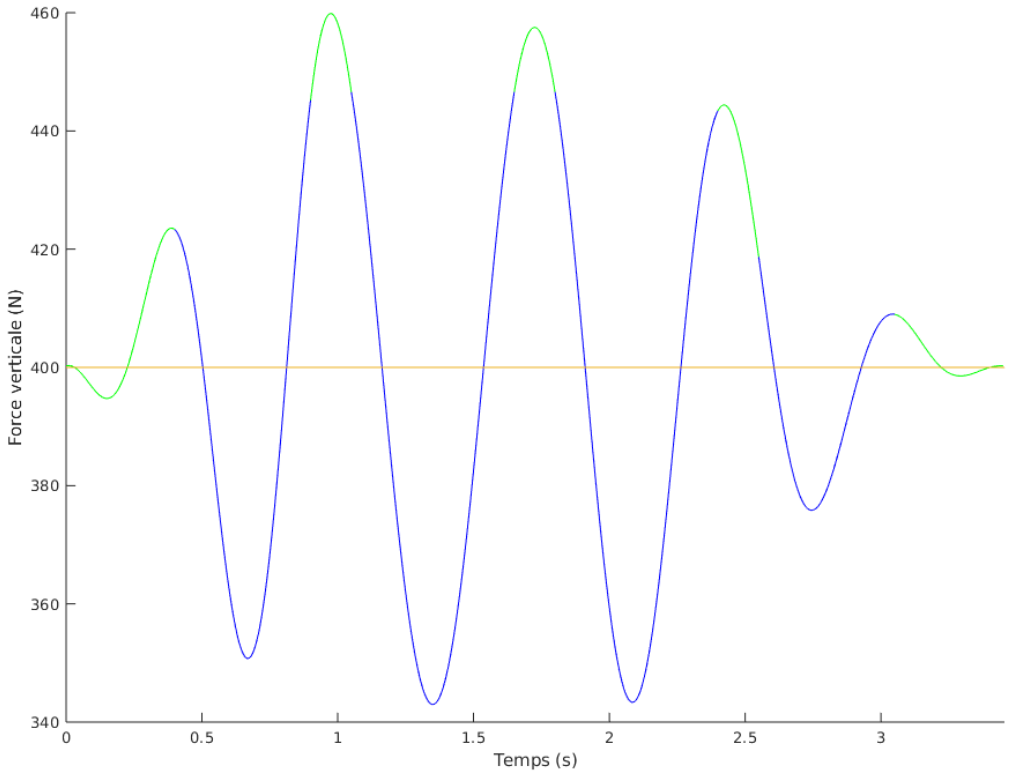

FIGURE 5.6 – Résultante verticale de la force de réaction (en vert sur les phases de double appui et en bleu sur les phases de simple appui) et poids du robot à l'arrêt (en jaune).

de glissement est minimal, car la force tangentielle est répartie proportionnellement à la force normale exercée sur ce pied.

Nous pouvons également tracer la norme de la composante horizontale $F_{xy} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2}$ de la force de réaction sur chaque pied, et la comparer à la composante verticale multipliée par un coefficient de friction. Ceci permet de valider l'hypothèse de non glissement sur chacun des pieds : $F_{xy} < \mu \times F_z$. Nous constatons que la composante horizontale de la force de réaction reste suffisamment faible pour qu'il n'y ait pas de risque de glissement avec des coefficients de friction jusqu'à $\mu = 0.15$. Cela signifie que la marche étudiée ne présente pas de risque de glissement sur une grande variété de terrains. La démonstration en graphique du critère de non glissement est présentée dans la figure 5.8 pour un coefficient de friction $\mu = 0.20$.

La continuité de toutes les composantes des forces de réaction est illustrée par la figure 5.9. On y voit que les phases de double appui permettent le transfert continu de la force

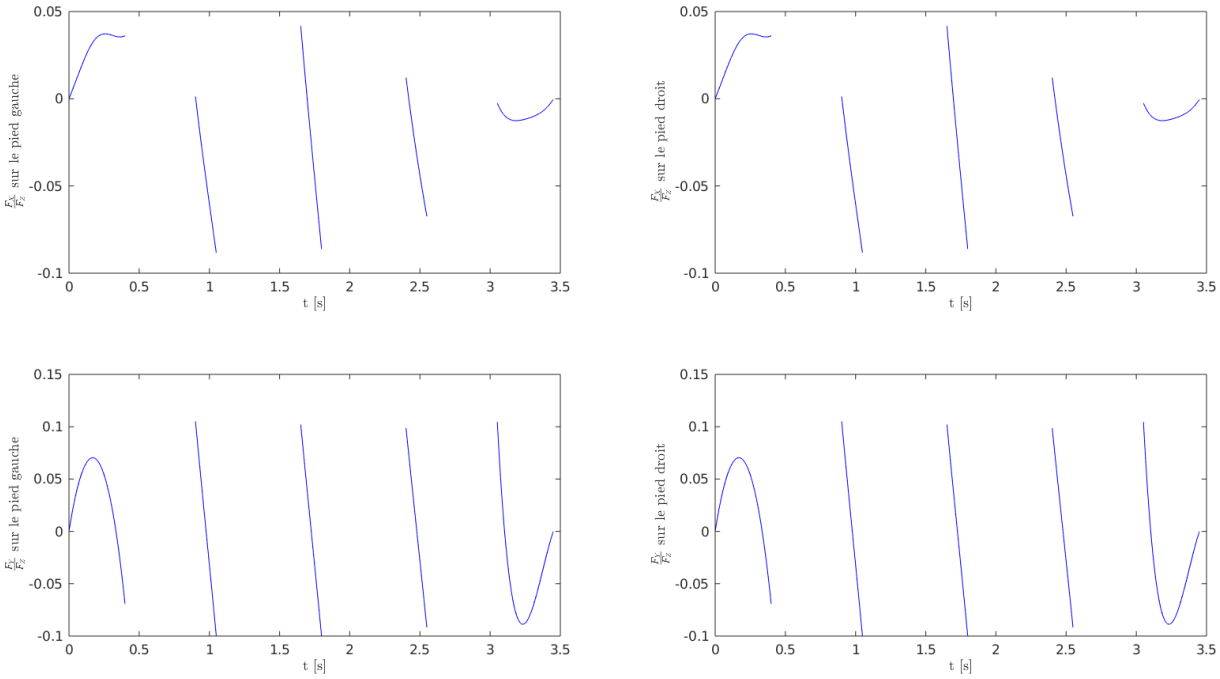

FIGURE 5.7 – Rapport entre les résultantes des forces normale et tangentielle exercées dans chaque pied.

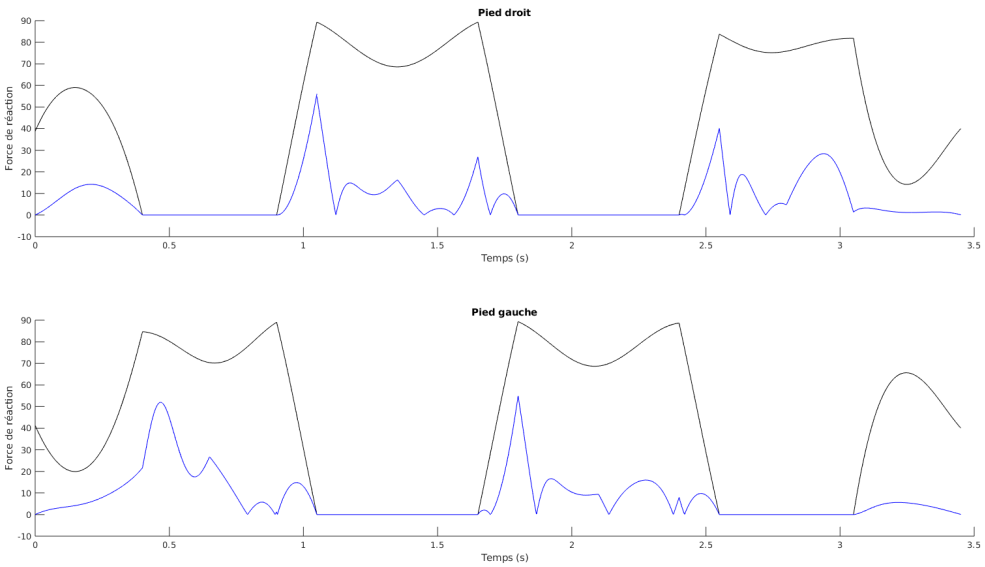

FIGURE 5.8 – Comparaison de la norme de la composante horizontale de la force de réaction à la composante verticale multipliée par un coefficient de friction $\mu = 0.20$.

d'appui d'un pied à l'autre.

Nous pouvons également comparer les forces de réaction calculées pour le robot Romeo, représentées sur la figure 5.9 à celles mesurées chez l'humain, représentées sur la figure 5.10. Nous constatons que l'évolution est très similaire pour les composantes selon Z et Y de la force de réaction, mais différente pour la composante selon X : ceci peut être expliqué par un choix de trajectoire du ZMP différent.

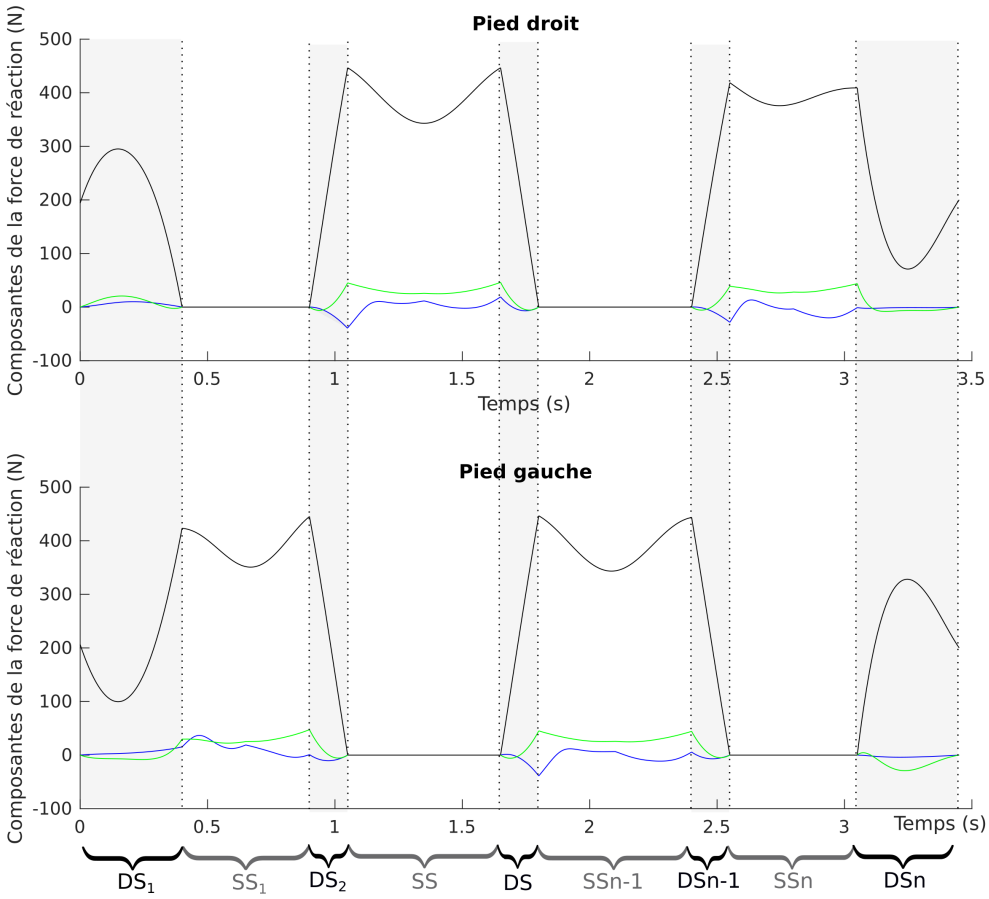

FIGURE 5.9 – Composantes selon X (en bleu), Y (en vert) et Z (en noir) des forces de réaction sur le pied gauche et le pied droit. Les bandes grisées correspondent aux phases de double appui, et la correspondance du mouvement avec les phases est indiquée en bas des graphiques. Ici, le mouvement complet (démarrage, marche périodique et arrêt) est représenté.

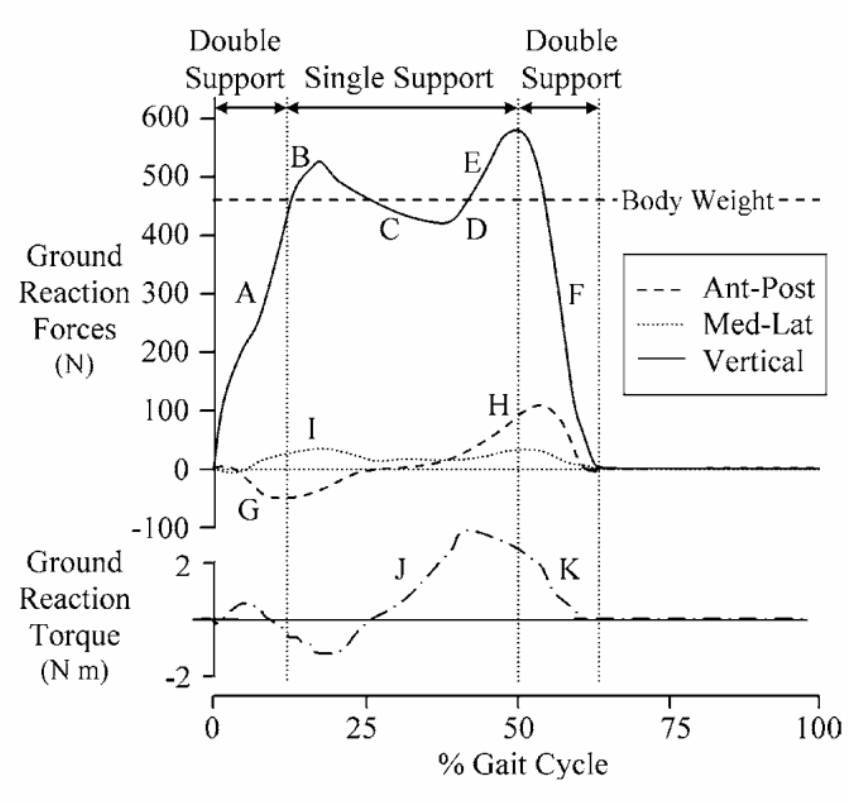

FIGURE 5.10 – Illustration tirée de (ROSE et GAMBLE 2006) : forces de réaction mesurées pour une marche humaine, pour un pied durant un pas (double appui, simple appui, double appui). La figure représente les composantes selon X (Ant-Post), Y (Med-Lat) et Z (Vertical) de la force de réaction, ainsi que le couple de réaction (courbe du dessous).

Analyse de la force de réaction pour les phases de démarrage et d'arrêt

Lors de la phase de démarrage, le mouvement du ZMP commence par un "crochet" vers le pied droit et en arrière. Ce "crochet" est nécessaire car il permet d'amorcer le mouvement du COM vers la gauche et en avant (grâce à la relation de répulsion entre le ZMP et le COM, voir 5.2.4). Il se traduit par une augmentation transitoire du poids porté par le pied droit, comme l'illustre la figure 5.11.

Lors de la phase d'arrêt, le "crochet" du ZMP est quasiment symétrique à celui de la phase de démarrage : vers le pied gauche et en avant. Il sert cette fois à ralentir le mouvement du COM jusqu'à l'amener à l'arrêt complet, toujours grâce à la relation de répulsion entre le ZMP et le COM. Ce crochet s'illustre cette fois par une augmentation transitoire du poids porté par le pied gauche, comme l'illustre la figure 5.12.

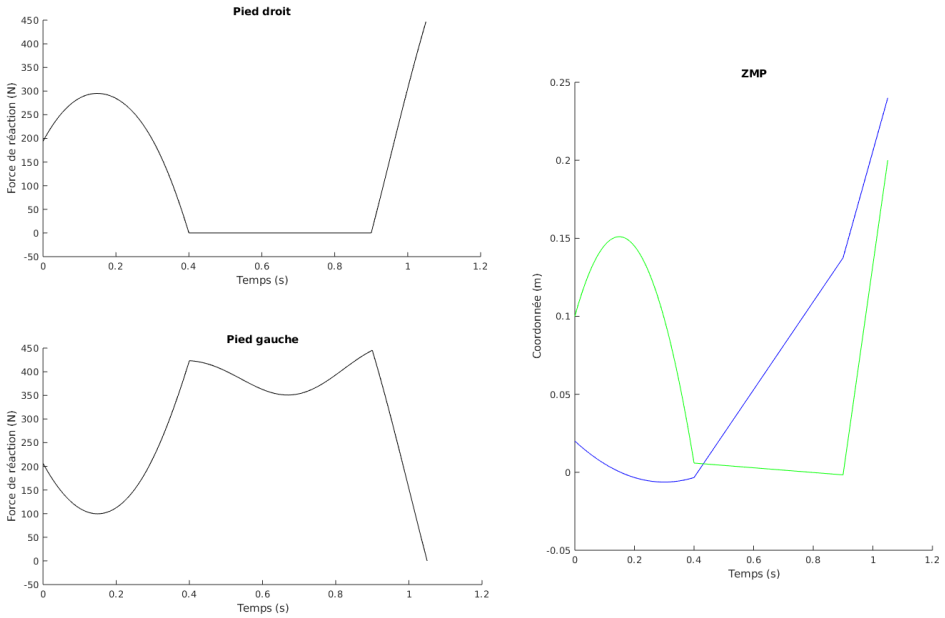

FIGURE 5.11 – Répartition de la force de réaction verticale entre le pied gauche et le pied droit pendant la phase de démarrage, et lien avec la trajectoire du ZMP (coordonnée selon X en bleu et Y en vert).

5.2.3 Démarrage et arrêt : comparaison à la trajectoire humaine

Nous pouvons interpréter les trajectoires obtenues en les comparant avec le mouvement humain (GRUNDY et al. 1975 ; JIAN et al. 1993), présenté dans les figures 5.13, 5.14. Pour la phase de démarrage, on remarque la similarité de la trajectoire de ZMP : un léger crochet initial vers le talon du pied droit, puis une transition vers le talon du pied gauche, une évolution vers l'avant du pied et enfin une trajectoire rectiligne pour le double appui correspondant à DS2 dans notre trajectoire. Pour le mouvement d'arrêt, la trajectoire observée est similaire à celle que l'on obtiendrait si on inversait le sens du temps dans le mouvement de démarrage. La trajectoire du ZMP du mouvement d'arrêt commence par un double appui rectiligne, une transition du talon vers l'avant du pied droit, puis un crochet vers l'avant du pied gauche durant le double appui final, et enfin le ZMP se stabilise entre les deux pieds à la même position que le COM, à l'arrêt.

Il est important de prendre en compte la grande variabilité des trajectoires de ZMP humaines pour l'arrêt et le démarrage. Les trajectoires de plusieurs sujets sont présentées dans (JIAN et al. 1993), ce qui permet d'observer que la forme du "crochet" de ZMP

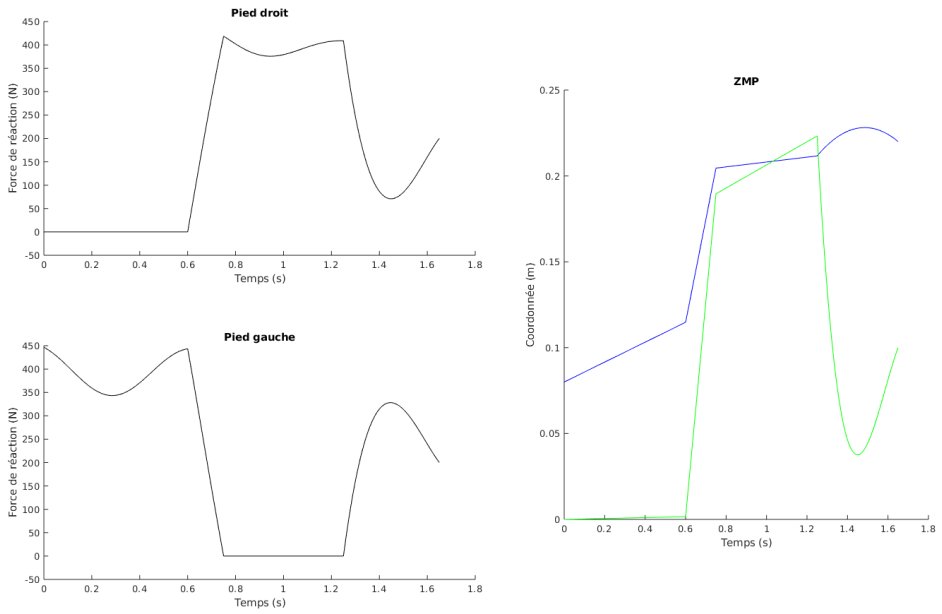

FIGURE 5.12 – Répartition de la force de réaction verticale entre le pied gauche et le pied droit pendant la phase d'arrêt, et lien avec la trajectoire du ZMP (coordonnée X en bleu et Y en vert).

au démarrage et à l'arrêt peut changer considérablement. La trajectoire que l'on obtient dans notre modèle est également différente car on choisit une position d'arrêt avec les deux pieds au même niveau, tandis que les sujets humains choisissent généralement de s'arrêter avec un léger décalage selon X entre les deux pieds.

5.2.4 Interprétation des résultats

La trajectoire de ZMP obtenue peut sembler étrange, mais sa forme s'explique si l'on l'étudie du point de vue de la commande du COM par Capture Point. Le concept de Capture Point a été introduit dans (PRATT et al. 2006) avec l'objectif de compenser des perturbations externes appliquées au robot. Il a ensuite été appliqué à la commande dynamiquement stable dans (ENGLSBERGER, OTT et al. 2011) et à la génération de mouvements corps-complet de performance de tâches dans (RAMOS, MANSARD et SOUERES 2014). Ce concept n'est valable que dans le cadre du modèle 3DLIP, où la relation entre COM et ZMP est approchée par une relation linéaire.

Le Capture Point $\xi = (\xi_x, \xi_y)$ est un point sur le sol qui est à chaque instant placé sur

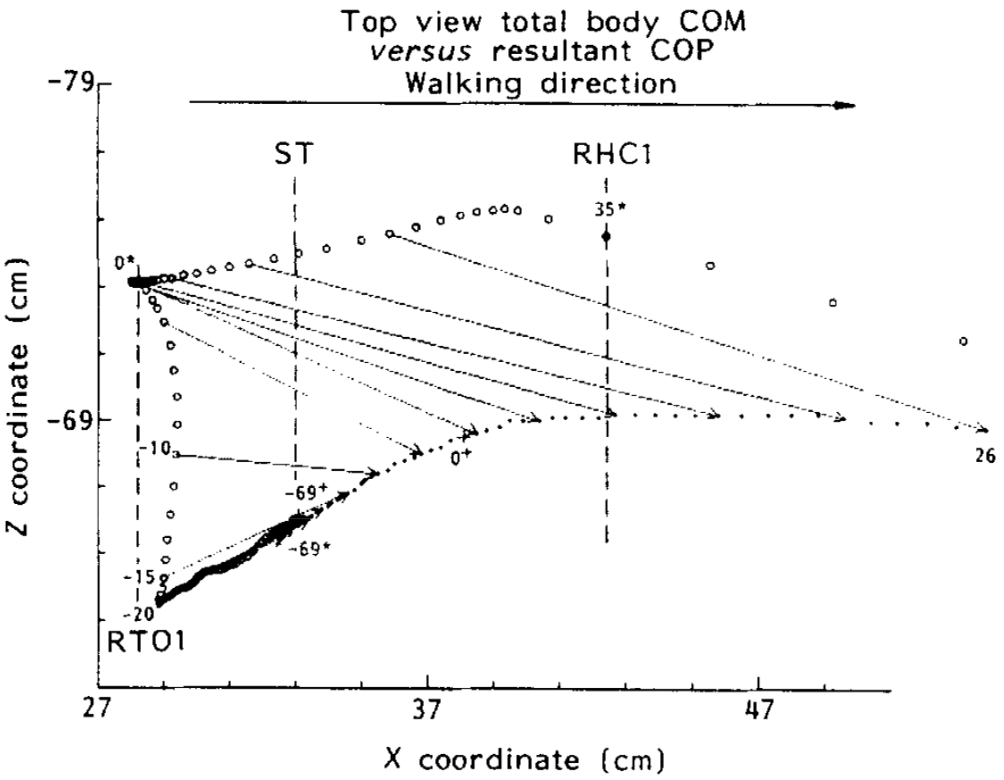

FIGURE 5.13 – Exemple de trajectoire du ZMP (ronds) et du COM (points) d'un humain en phase de démarrage, illustration tirée de (JIAN et al. 1993). Attention, ici l'axe Z est dans le plan horizontal et correspond à l'axe Y dans cette thèse. Sur cette figure, "ST" indique la position de démarrage (ligne pointillée), "RTO1" pour "Right Toe Off 1" indique la fin du premier double appui DS1 et le début de SS1, et "RHC1" pour "Right Heel Contact 1" indique la fin du simple appui SS1 et le début de DS2. Les flèches permettent de visualiser la position du ZMP correspondant à la position du COM à tout instant. Le "crochet" est observé peu après le démarrage lorsque le ZMP se déplace dans la direction opposée du COM, vers l'arrière.

la tangente de la trajectoire du COM et tel que, si le ZMP est placé dans ce point, le COM évoluera vers ce point et s'y arrêtera en équilibre (équilibre instable dans l'approximation 3DLIP). Il s'agit donc d'un point qui permet de contrôler l'évolution du COM, et qui permet d'éviter les chutes en plaçant le pied de façon à ce que le capture point se situe à l'intérieur de l'enveloppe convexe du polygone de sustentation.

Nous présentons dans l'annexe 6.2 les calculs détaillés permettant d'obtenir les équations qui lient le COM, le ZMP et le Capture Point. Nous considérons ici ces calculs comme acquis et analysons uniquement le caractère de stabilité/instabilité de la relation

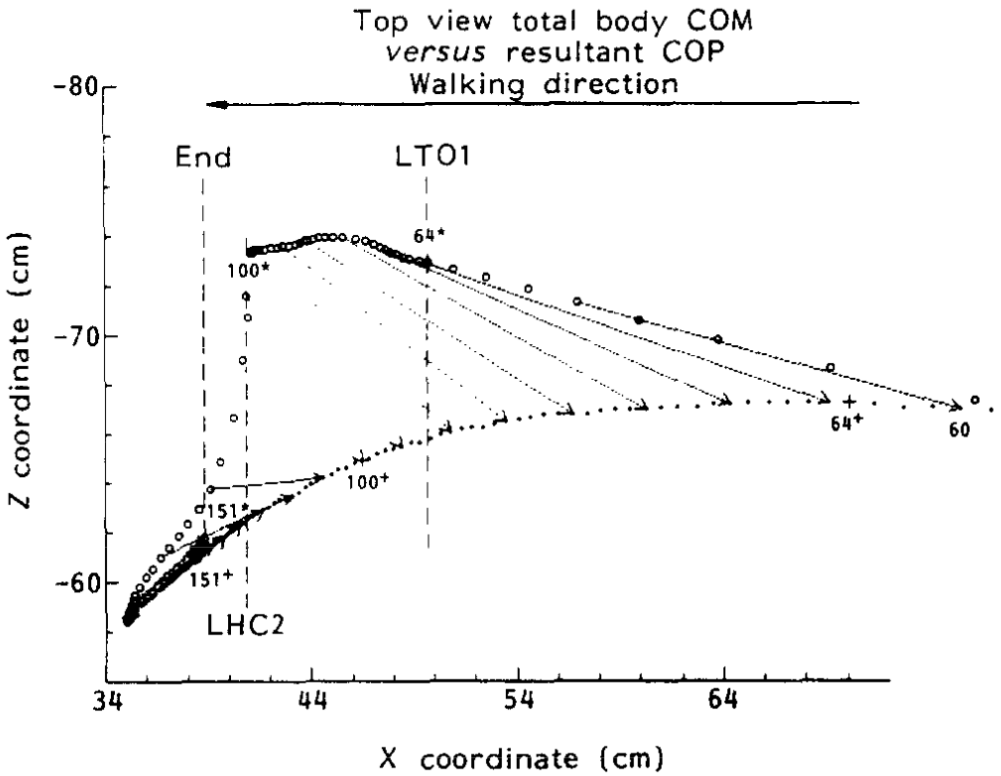

FIGURE 5.14 – Exemple de trajectoire du ZMP (ronds) et du COM (points) d'un humain en phase d'arrêt, illustration tirée de (JIAN et al. 1993). L'axe X a ici été inversé afin de mettre en valeur la similarité entre les trajectoires de démarrage et d'arrêt. L'axe Z correspond à l'axe Y dans cette thèse. Sur cette figure, "LTO1" pour "Left Toe Off 1" indique la fin de la phase de double appui DS_{n-1} et le début de SSN, et "LHC2" pour "Right Heel Contact 2" indique la fin de la phase de simple appui SSN et le début de DSN. End indique la position d'équilibre finale. Le "crochet" de ZMP est ici bien visible entre les repères "LHC2" et "End", lorsque le ZMP se déplace fortement vers l'avant et revient jusqu'à rejoindre le COM à la position d'équilibre finale.

entre COM, ZMP et Capture Point.

On définit le capture point ξ en fonction de l'état du système $(r_f, \dot{r}_f) = (x, y, \dot{x}, \dot{y})$ à tout moment :

$$\begin{cases} \dot{\xi}_x = \dot{x} + \dfrac{1}{\omega}\,\ddot{x} \\ \dot{\xi}_y = \dot{y} + \dfrac{1}{\omega}\,\ddot{y}. \end{cases}$$

Où $\omega = \sqrt{\frac{g}{z}}$ est la fréquence caractéristique du pendule inversé présenté dans le modèle 3DLIP (voir section 1.2.5).

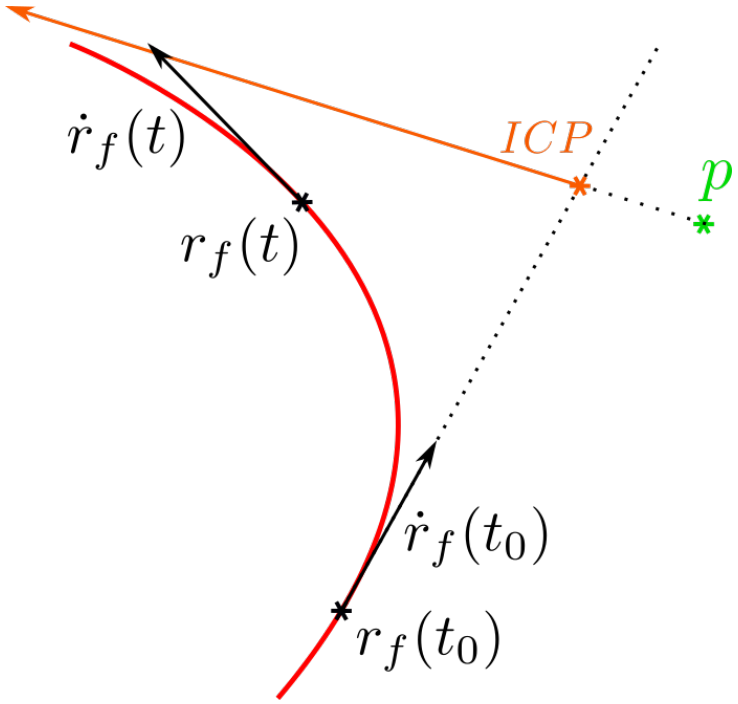

FIGURE 5.15 – Illustration de la dynamique du COM dans un modèle LIP dans une condition de ZMP fixe : Le COM (courbe rouge, r_f) est attiré par le capture point (courbe orange, ICP). Le capture point est, quant à lui, repoussé par le ZMP (point vert, p).

Cette définition permet d'exprimer la relation entre ξ et $r_f = (x, y)$:

$$\begin{cases} \frac{1}{\omega}\,\dot{x} &= -x - \xi_x \\ \frac{1}{\omega}\,\dot{y} &= -y - \xi_y. \end{cases} \tag{5.4}$$

Ce qui indique une relation stable : le Capture Point ξ agit comme un attracteur du COM (x, y).

En revanche, si l'on exprime la dynamique du Capture Point ξ en fonction du ZMP, on obtient :

$$\begin{cases} \dot{\xi}_x = \omega\ \xi_x - p_x \\ \dot{\xi}_y = \omega\ \xi_y - p_y. \end{cases} \tag{5.5}$$

Ce qui indique une relation instable : le ZMP p agit comme un répulseur du Capture Point ξ. La combinaison de ces deux dynamiques est la relation entre ZMP et COM, soit

la dynamique 3DLIP :

$$\begin{cases} \ddot{x} = \omega^2(x - p_x) \\ \ddot{y} = \omega^2(y - p_y). \end{cases} \tag{5.6}$$

Cette relation est instable, mais grâce au Capture Point nous pouvons la décomposer en une dynamique stable et une dynamique instable, comme l'illustre la figure 5.16

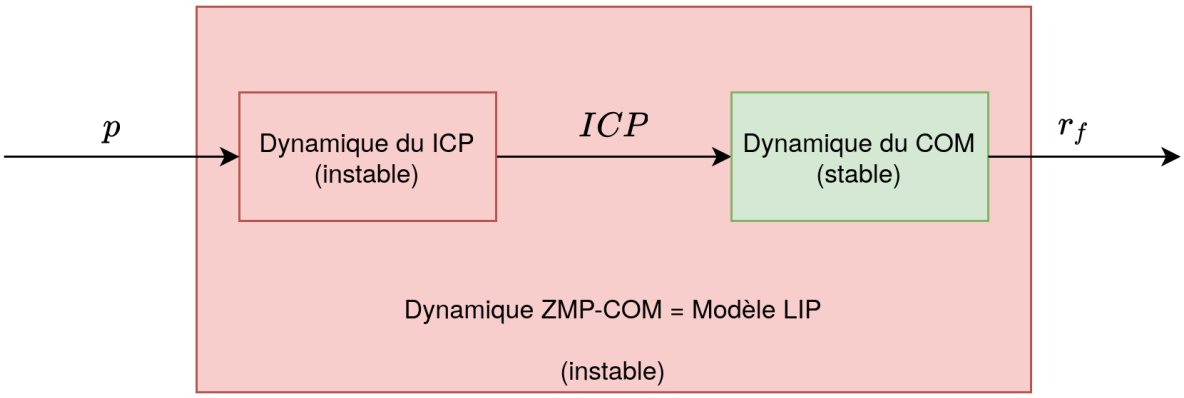

FIGURE 5.16 – Illustration de la relation instable entre ZMP et ICP, de la relation stable entre ICP et COM et de la relation instable résultante entre ZMP et COM.

Cette décomposition permet de simplifier les ajustements faits à la trajectoire de ZMP : il est plus facile d'aborder une suite de deux dynamiques du premier ordre qu'une dynamique répulsive du second ordre.

5.3 Conclusion

Ce chapitre a présenté le calcul d'une trajectoire de marche complète avec un mouvement de démarrage et d'arrêt, et a permis de tracer le parallèle avec la trajectoire de marche humaine. Le chapitre suivant présentera des résultats expérimentaux préliminaires sur le robot Romeo.

Chapitre 6

Essais sur Romeo et travaux futurs

Des essais expérimentaux ont été menés sur les deux plateformes Romeo disponibles à SoftBank Robotics. Ces essais, présentés plus bas, n'ont malheureusement pas été concluants suite à des difficultés techniques. Ce chapitre a pour objectif de mettre en lumière ces difficultés.

6.1 Essais sur Romeo

6.1.1 Architecture logicielle

Afin de réaliser des essais sur la plateforme physique, nous devons d'abord présenter son architecture informatique du robot. Romeo possède quatre processeurs dédiés :

- COGITO : coordination et de communication avec l'extérieur
- AUDIO : traitement des entrées sonores des quatre microphones et les sorties audio sur les haut-parleurs.
- VIDEO : traitement des entrées des quatre caméras vidéo, du capteur de profondeur et des centrales inertielles de la tête, ainsi que les sorties visuelles (contrôle du mouvement des yeux et des LEDs d'expression de la bouche).
- MOTION : traitement des données de la centrale inertielle et des huit capteurs de pression sous les semelles des pieds, ainsi que contrôle des 31 moteurs (et deux servomoteurs réglant la mobilité du pied) du robot.

Le contrôle des articulations peut se faire avec une consigne en position ou en vitesse. Par cohérence avec les simulations ROS effectuées (vidéo `https://www.youtube.com/watch?v=8m-2gjar0N0`), nous optons pour la consigne en position. Le bloc de contrôle transmet des consignes aux moteurs toutes les 20 millisecondes. Afin d'éviter le ré-échantillonnage qui pourrait baisser la précision des consignes transmises, nous produisons

une trajectoire désirée à la même fréquence d'échelonnage.

La trajectoire désirée se présente sous la forme d'un fichier CSV

La connexion au robot se fait par SSH via un câble Ethernet, à l'aide d'un script python sur un ordinateur externe. Le script permet de transmettre un fichier contenant les trajectoires articulaires désirées

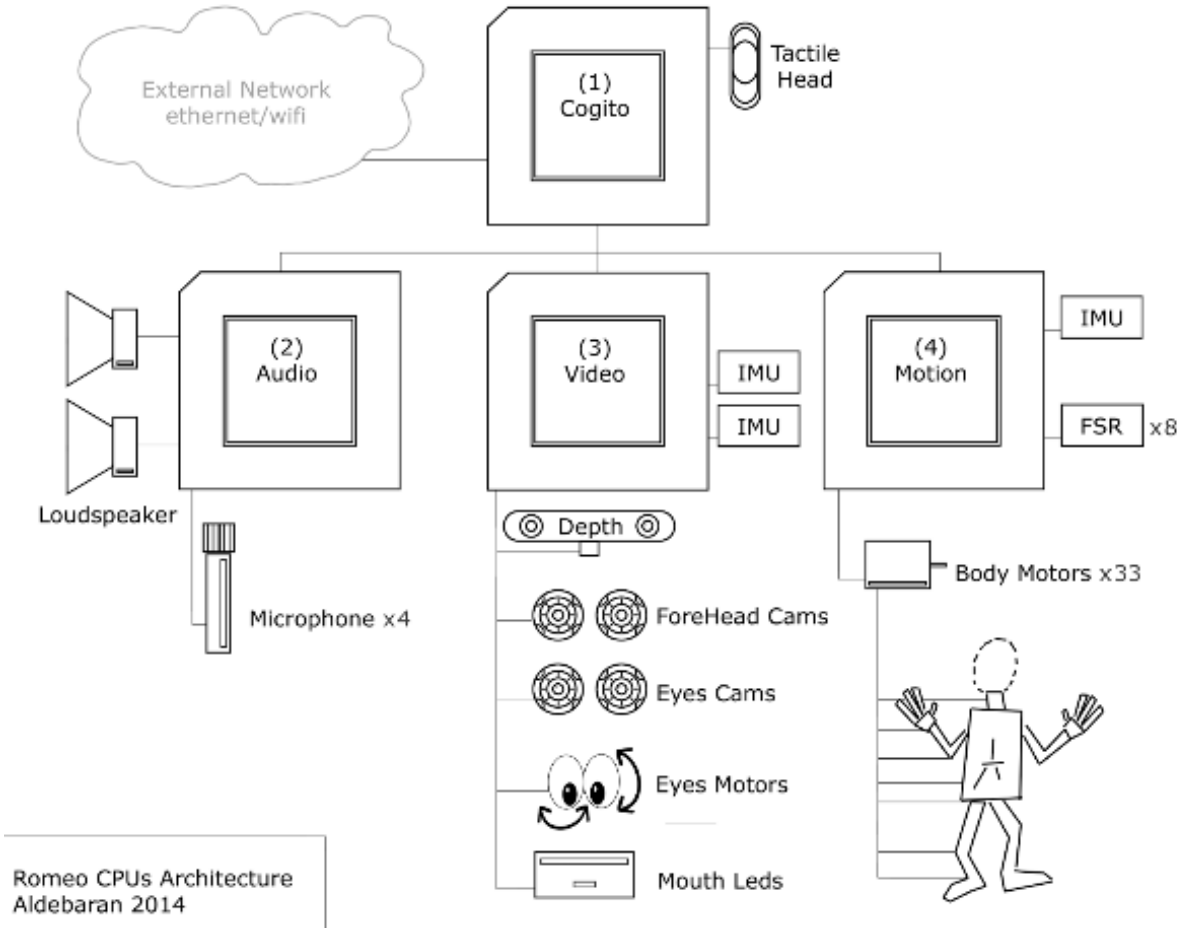

FIGURE 6.1 – Architecture de Romeo

6.1.2 Dispositif expérimental

Deux plateformes Romeo étaient disponibles pour l'expérimentation, dont le nom dans le logiciel est Romeo11 et Romeo3. Nous utiliserons ces noms dans la suite.

Afin d'assurer la sécurité du robot, celui ci est à tout moment protégé des chutes par un harnais suspendu à un portique mobile. Le dispositif est présenté sur la figure 6.2.

L'expérimentateur doit garder en main la longe du harnais, en vérifiant que sa tension ne gêne pas les mouvements du robot au sol, mais en étant prêt à rattraper le robot en cas de chute. Un système de poulies permet de rattraper le robot sans utiliser beaucoup de force.

FIGURE 6.2 – Romeo suspendu dans son harnais.

Les robots disponibles ne sont pas équipés de batteries, l'ensemble des tests se fait donc avec un branchement sur secteur

Un service "sensorlogProxy" peut être lancé sur le robot afin d'enregistrer la position mesurée des articulations et pouvoir la comparer à la commande.

Essais au sol

Le robot est d'abord placé dans sa position de départ/d'arrivée : debout avec les bras le long du corps et les genoux légèrement fléchis. Les trajectoires articulaires souhaitées sont ensuite "jouées" pour réaliser la suite de pas suivante : démarrage, deux pas périodiques, arrêt. Cette trajectoire est très courte pour essayer de limiter les risques de dérive ou de chute.

Essais en l'air

Les essais en l'air permettent de valider le suivi de trajectoire de chaque articulation, une par une ou par groupe (ensemble des articulations d'une jambe ou d'un bras). Nous utilisons principalement les essais en l'air afin de rechercher les causes des problèmes qui surviennent au cours des essais au sol.

Pour effectuer les tests en l'air, il faut auparavant sélectionner les articulations que l'on souhaite exploiter et créer un fichier CSV contenant les consignes correspondantes. Les articulations sélectionnées peuvent ensuite être mises sous tension de façon sélective, ce qui permet de limiter la consommation d'énergie.

6.1.3 Difficultés rencontrées

La première difficulté rencontrée pour Romeo3 était d'ordre logiciel. Le logiciel NAOqi, qui permet de se connecter à tous les robots SoftBank Robotics (Nao, Pepper, Romeo) et de les contrôler, ne supporte plus Romeo dans ses versions les plus récentes. Il a fallu choisir une configuration logicielle ancienne, qui supportait encore Romeo, mais qui malheureusement ne bénéficiait plus des mises à jour et corrections diverses et n'était plus officiellement supportée par SoftBank Robotics Europe.

Pour Romeo11, deux difficultés mécatroniques ont été posées dès le début des expérimentations : Les moteurs du bras droit ne semblaient pas alimentés en courant - probablement un problème électronique. La jambe gauche de Romeo11 a également un comportement anormal : les consignes envoyées à l'articulation du genou sont exécutées sur la hanche. Les données de courant et de couple approximatif sur la jambe gauche sont également inaccessibles. Ce problème, probablement situé dans le logiciel bas niveau (DCM) voire dans les branchements des moteurs, n'a malheureusement pas pu être résolu par manque de documentation ou de personnel connaissant l'électronique de Romeo. Nous avons donc été contraints de limiter les essais sur Romeo11 à des essais en l'air sur les parties du corps fonctionnelles.

Au cours des essais de mouvement complet au sol ou en l'air sur Romeo3, le suivi de trajectoire au niveau de la cheville s'est dégradé (voir figures 6.3, 6.4). Nous avons pu déterminer que le problème venait du capteur de position de tangage de la cheville, situé sur la face intérieure des chevilles et dépassant légèrement du pied. Le problème étant de nouveau survenu peu après, il a été possible de trouver sa source : l'écartement de 15cm entre les deux pieds dans la trajectoire de marche choisie n'était pas suffisant et les

deux chevilles entraient en collision, provoquant un décalage du capteur et des mesures faussées. Le problème a été définitivement résolu par un changement des capteurs et le choix d'une trajectoire de marche avec un écartement entre les pieds de 20cm.

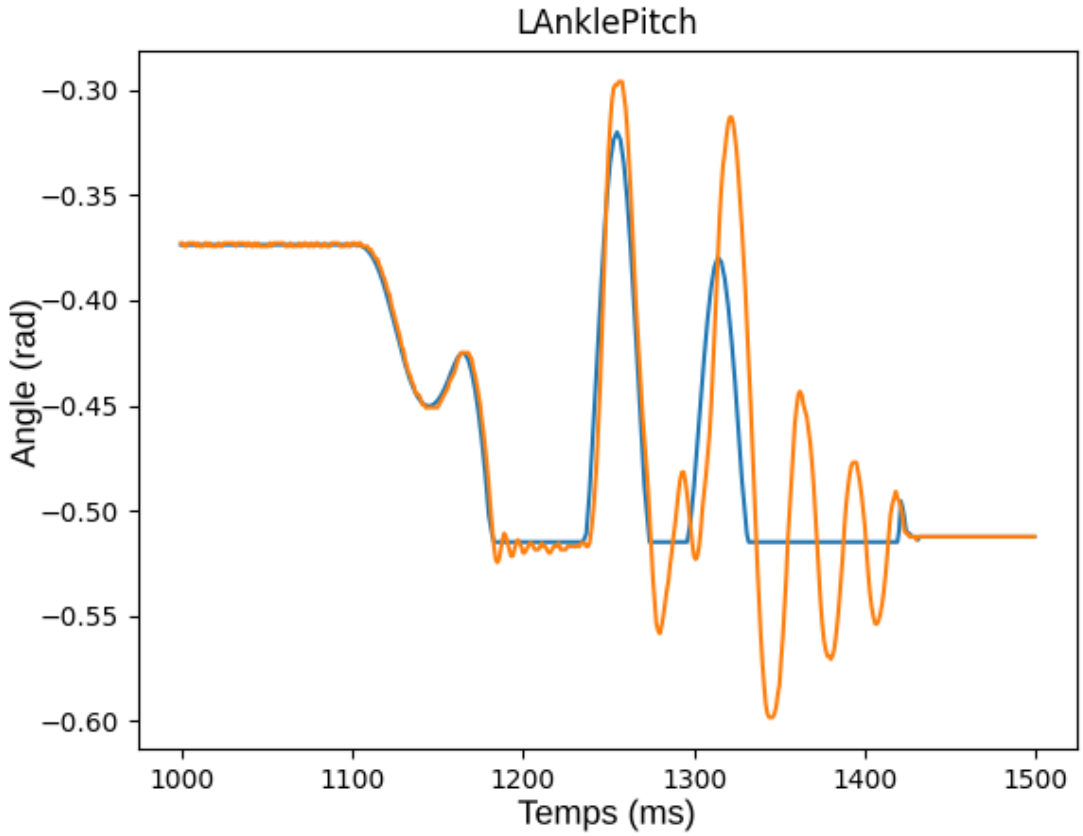

FIGURE 6.3 – Suivi de trajectoire en tangage sur la cheville gauche, en l'air. La consigne est en bleu et la trajectoire réelle est en orange. Nous observons une dégradation du suivi de trajectoire avec un phénomène de résonance. On observe ici deux fréquences d'oscillation différentes, autour de t = 1200ms et pour t=1300-1400ms. La première oscillation est due à un défaut de réglage de la boucle de consigne bas niveau, tandis que la seconde est probablement due au problème de capteur.

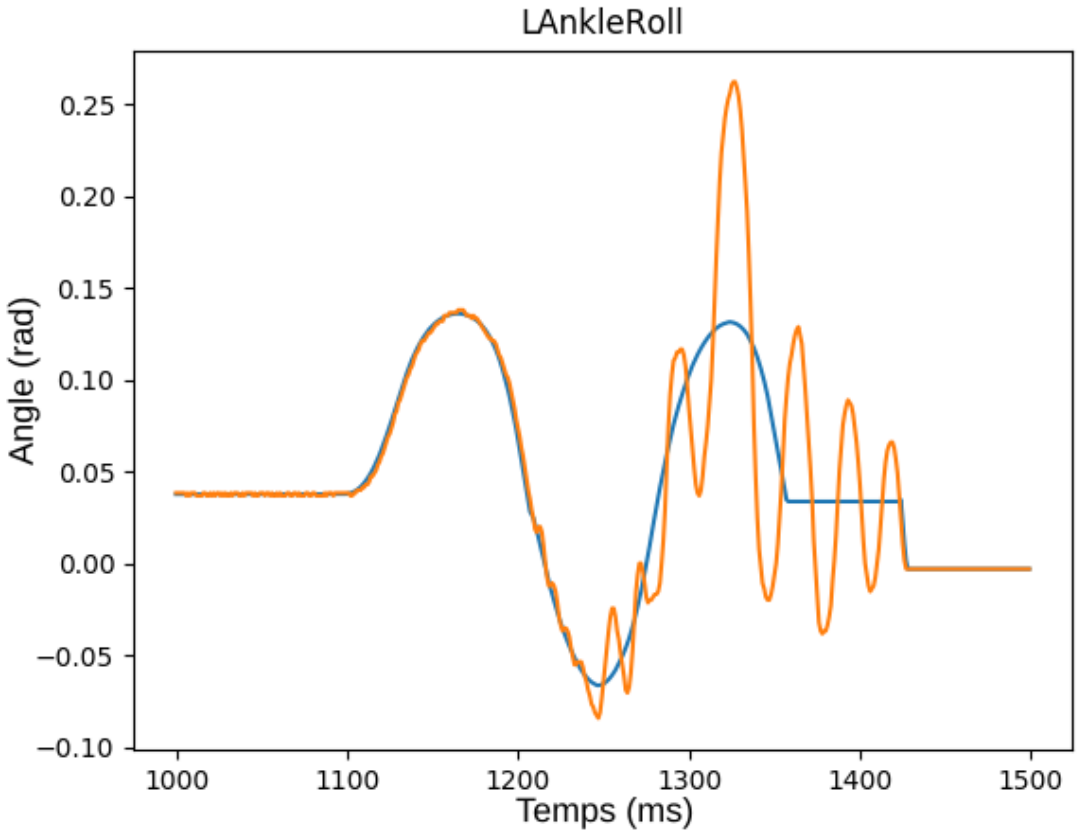

FIGURE 6.4 – Suivi de trajectoire en roulis sur la cheville gauche, en l'air. La consigne est en bleu et la trajectoire réelle est en orange. Nous observons une dégradation du suivi de trajectoire avec un phénomène de résonnance.

6.1.4 Conclusion

Nous avons pu réaliser des essais sur deux plateformes Romeo identiques. Suite à des difficultés de logiciel et à une panne de matériel, ces essais n'ont pas permis de réaliser une marche complète au sol. Nous avons néanmoins pu évaluer la validité du système de génération de trajectoire et d'envoi de la trajectoire au robot.

Le développement de Romeo ayant été arrêté depuis le début de ce travail, les résultats obtenus ne pourront pas être utilisés dans l'amélioration de cette plateforme, mais pourront servir au développement de plateformes futures. Nous avons pu identifier des points à améliorer dans la conception de Romeo (fragilité des capteurs au niveau des chevilles, limite de couple faible au genou) qui pourront être pris en compte si une plateforme

similaire est développée dans le futur.

6.2 Travaux futurs

Le Modèle Essentiel utilisé dans ce travail n'est pas spécifique au robot Romeo. Il est tout à fait possible de l'adapter à d'autres robots bipèdes. Ce travail d'adaptation a été effectué au sein du laboratoire pour le robot TALOS de Pal Robotics.

Nous avons également choisi dans ce travail d'étudier les trajectoires de marche sur sol plat, en ligne droite et sans impact. Les variables articulaires ont été définies en fonction du temps. Mais le Modèle Essentiel permet de générer des trajectoires qui sortent de ce cadre, notamment avec une définition des trajectoires par contraintes virtuelles ou des trajectoires en ligne courbe, comme celle présentée dans la section 4.3.

Ce modèle et le travail d'approximation des trajectoires réalisé ici pourront alors être utilisés pour la définition de trajectoires de marche proches de l'humain dans d'autres circonstances, et pour d'autres plateformes.

Conclusion

Dans cette thèse, nous avons étudié les différentes approches qui existent à la marche bipède robotique, et les liens qui peuvent être établis avec la marche humaine. Dans un objectif d'acceptabilité sociale du robot, nous nous sommes inspirés du concept de *uncanny valley* pour mettre en évidence l'importance de la mobilité inspirée de l'humain. Pour cette raison, nous avons choisi de créer, pour la plateforme Romeo, une trajectoire de marche à la fois visuellement proche de la marche humaine et dynamiquement stable. Ce travail fait l'objet du chapitre 1.

Pour établir les paramètres de cette trajectoire de marche, nous avons étudié les trajectoires de marche humaine afin de définir les caractéristiques reconnaissables qui doivent être reproduites. Cette étude a conduit à la mise en évidence de trois caractéristiques primordiales à la similarité entre la marche humaine et la marche robotique :

— tout d'abord, à défaut d'un mouvement de déroulement, l'*inclinaison (tangage) du pied libre* pendant la phase de double support permet de rapprocher visuellement la marche robotique de celle humaine
— de plus, l'*oscillation en hauteur du centre de masse* est aussi une caractéristique définissante de la marche humaine, nous avons donc tenu à la reproduire. C'est cela qui a un impact déterminant sur la forme en "M" caractéristique des forces verticales dans la marche.
— l'*oscillation du torse* est souvent négligée mais joue fortement sur l'équilibre à cause de la forte concentration de masse dans le torse
— enfin, même si son utilité est encore discutée, le *mouvement des bras* est une caractéristique reconnaissable de la marche humaine et nous avons cherché à le reconstituer.

Une fois ces trois caractéristiques identifiées, nous avons approché les trajectoires humaines. Par ailleurs, afin de conserver une régularité maximale lors des dérivations, nous avons fait le choix de courbes sinusoïdales et polynomiales pour cette approximation. Cette démarche d'étude et d'approximation du mouvement humain est l'objet du chapitre 2.

Ces trajectoires spécifiées à partir du mouvement humain sont définies dans un espace de configuration géométrique du robot, et non dans son espace articulaire. L'utilisation du modèle géométrique inverse (calcul numérique) permet ensuite de passer de cet espace de configuration à l'espace articulaire.

Ce passage par le modèle géométrique inverse nécessite alors la connaissance de la trajectoire du centre de masse dans le plan horizontal. Toutefois, les différences de dynamique entre le robot et l'être humain font que l'équilibre dynamique n'est pas respecté si l'on applique au robot une trajectoire du centre de masse (COM) inspirée de l'humain. Une solution pour respecter cet équilibre dynamique est d'imposer la trajectoire du Zero Moment Point (ZMP).

Nous utilisons alors le Modèle Essentiel pour établir la trajectoire du COM correspondant à la trajectoire de ZMP choisie. Ce modèle permet la prise en compte de la dynamique complète du robot.

Enfin, nous apportons des modifications au Modèle Essentiel pour permettre l'utilisation de phases de double appui et le calcul des forces de réaction dans ces phases. La présentation du Modèle Essentiel (et son évolution), ainsi que son positionnement par rapport aux modèles couramment utilisés, est l'objet du chapitre 3.

Le Modèle Essentiel permet de définir la trajectoire de COM correspondant à une trajectoire de ZMP donnée. Toutefois, si une marche périodique est recherchée, il est nécessaire d'assurer la périodicité de la trajectoire de COM. Nous utilisons une méthode numérique pour calculer les conditions initiales qui assurent une évolution périodique du COM pour une trajectoire de ZMP donnée.

Ainsi, en variant la trajectoire de ZMP souhaitée mais aussi d'autres paramètres (comme la taille des pas ou l'oscillation des bras) nous établissons numériquement plusieurs trajectoires de marche périodique. Le calcul des couples articulaires et les considérations esthétiques nous permettent de sélectionner une trajectoire utilisée dans le reste de la thèse. Ce travail fait l'objet du chapitre 4.

Une fois la trajectoire de marche périodique définie, il est encore nécessaire de spécifier des trajectoires de démarrage et d'arrêt qui permettent de rejoindre la trajectoire périodique depuis une position d'équilibre et de rejoindre la position d'équilibre depuis la trajectoire périodique. Nous définissons pour cela des phases de démarrage et d'arrêt

inspirées de la marche humaine. Afin d'assurer la continuité de la trajectoire de COM tout au long de la marche, nous utilisons une méthode numérique pour définir les trajectoires de ZMP souhaitées dans ces deux phases. La construction de ces trajectoires de démarrage et d'arrêt et l'analyse des résultats sont l'objet du chapitre 5.

Enfin, une fois la trajectoire de marche complète établie (avec une phase de démarrage, une phase périodique et une phase d'arrêt), nous pouvons tester cette trajectoire sur la plateforme physique Romeo pour laquelle elle a été conçue. La définition du protocole expérimental et les résultats obtenus font l'objet du chapitre 6.

Annexe

Annexe 1 : calculs de la dynamique du Capture Point : stabilité, instabilité

L'objectif de cette annexe est de détailler la définition du Capture Point et de détailler les calculs permettant d'obtenir les dynamiques stable et isntable présentées dans la section 5.2.4.

Nous nous plaçons pour cela dans le cadre du modèle 3DLIP, et on étudie le cas où (p_x, p_y) est *constant*. Rappelons la dynamique de ce modèle :

$$\begin{cases} \ddot{x} = \omega^2(x - p_x) \\ \ddot{y} = \omega^2(y - p_y). \end{cases} \tag{6.1}$$

On pose

$$\begin{cases} \bar{x} = (x - p_x) \\ \bar{y} = (y - p_y). \end{cases}$$

la dynamique 3DLIP (6.1) se réécrit alors :

$$\begin{cases} \ddot{\bar{x}} = \omega^2\bar{x} \\ \ddot{\bar{y}} = \omega^2\bar{y}. \end{cases} \tag{6.2}$$

Les solutions de cette équation différentielle sont les combinaisons de solutions exponentielles

$$\begin{cases} \bar{x_1}(t) = a_1 \mathrm{e}^{\omega t} \\ \bar{y_1}(t) = b_1 \mathrm{e}^{\omega t} \end{cases}$$

Qui est la solution exponentielle instable.

$$\begin{cases} \bar{x_2}(t) = a_2 \mathrm{e}^{-\omega t} \\ \bar{y_2}(t) = b_2 \mathrm{e}^{-\omega t} \end{cases}$$

Qui est la solution exponentielle stable.

$$\begin{cases} \bar{x}(t) = a_1 \mathrm{e}^{\omega t} + a_2 \mathrm{e}^{-\omega t} \\ \bar{y}(t) = b_1 \mathrm{e}^{\omega t} + b_2 \mathrm{e}^{-\omega t}. \end{cases}$$

On cherche à isoler la solution stable, pour cela il faut $\begin{cases} a_1 = 0 \\ b_1 = 0 \end{cases}$.

Les portraits de phase sont identiques pour x et pour y, ce portrait de phase est représenté sur la figure 6.5 pour une valeur arbitraire $\omega = 1$.

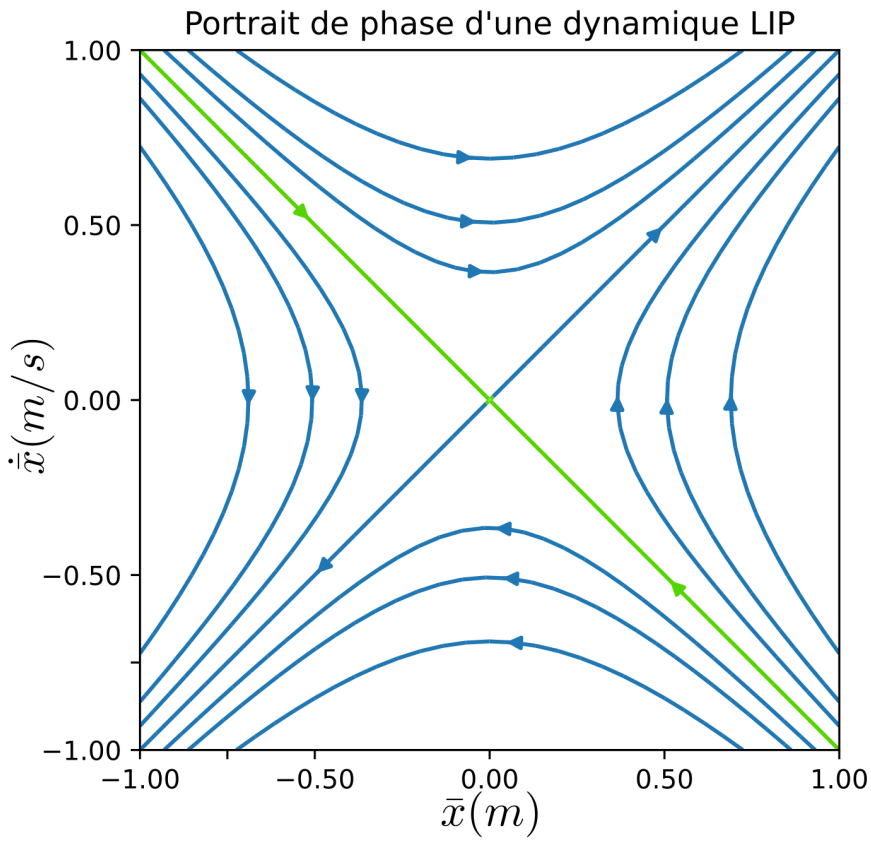

FIGURE 6.5 – Portrait de phase d'un système LIP. L'unique solution asymptotiquement stable est indiquée en vert.

Les coefficients (a_1, a_2, b_1, b_2) peuvent s'exprimer en fonction de l'état initial du système à $t = 0$:

$$\begin{cases} \bar{x_0} = \bar{x}(t=0) & = a_1 + a_2 \\ \dot{\bar{x_0}} = \dot{\bar{x}}(t=0) & = \omega a_1 - \omega a_2 \\ \bar{y_0} = \bar{y}(t=0) & = b_1 + b_2 \\ \dot{\bar{y_0}} = \dot{\bar{y}}(t=0) & = \omega b_1 - \omega b_2. \end{cases}$$

La condition $a_1 = 0$ est donc équivalente à

$$\boxed{\bar{x_0} + \frac{1}{\omega}\dot{\bar{x_0}} = 0}$$

et celle $b_1 = 0$ est équivalente à

$$\boxed{\bar{y_0} + \frac{1}{\omega}\dot{\bar{y_0}} = 0}.$$

Ces deux conditions sont les conditions de stabilité sur les conditions initiales $(\bar{x_0}, \dot{\bar{x_0}}, \bar{y_0}, \dot{\bar{y_0}})$.

On refait le changement de variables $\begin{cases} \bar{x} = (x - p_x) \\ \bar{y} = (y - p_y). \end{cases}$.

Les conditions de stabilité s'écrivent alors (pour rappel p est constant)

$$\begin{cases} x_0 - p_x + \frac{1}{\omega}\dot{x_0} - \overbrace{\frac{1}{\omega}\dot{p_x}}^{=0} = 0 \\ y_0 - p_y + \frac{1}{\omega}\dot{y_0} - \underbrace{\frac{1}{\omega}\dot{p_y}}_{=0} = 0. \end{cases}$$

La condition de stabilité peut donc s'écrire comme une condition sur (p_x, p_y) :

$$\begin{cases} p_x = x_0 + \frac{1}{\omega}\dot{x_0} \\ p_y = y_0 + \frac{1}{\omega}\dot{y_0}. \end{cases} \tag{6.3}$$

À chaque état $(x(t), \dot{x}(t), y(t), \dot{y}(t))$ du systèm, on peut associer une position fixe du ZMP qui assure la *capture* du système. C'est à dire, une convergence asymptotique vers un *équilibre* du COM.

Cette position virtuelle du ZMP, définie à *chaque instant* t, est appelée Instant Capture Point (ICP) et notée $\xi(t)$.

La condition de stabilité (6.3) se traduit donc par la définition suivant de l'ICP

$$\boxed{\begin{cases} \xi_x(t) = x(t) + \dfrac{1}{\omega}\dot{x}(t) \\ \xi_y(t) = y(t) + \dfrac{1}{\omega}\dot{y}(t). \end{cases}} \tag{6.4}$$

Nous avons donc exprimé ξ en fonction de $(x, \dot{x}, y, \dot{y})$.

Établissons désormais la relation entre ξ et p.

On dérive la définition de l'ICP (6.4) on obtient

$$\begin{cases} \dot{\xi_x} = \dot{x} + \dfrac{1}{\omega}\ddot{x} \\ \dot{\xi_y} = \dot{y} + \dfrac{1}{\omega}\ddot{y}. \end{cases}$$

on réinjecte la dynamique LIP (6.1)

$$\begin{cases} \dot{\xi_x} = \dot{x} + \dfrac{1}{\omega}\left(\omega^2(x - p_x)\right) \\ \dot{\xi_y} = \dot{y} + \dfrac{1}{\omega}\left(\omega^2(y - p_y)\right). \end{cases}$$

donc

$$\begin{cases} \dot{\xi_x} = \dot{x} + \omega x - p_x \\ \dot{\xi_y} = \dot{y} + \omega y - p_y. \end{cases}$$

On reconnaît que, par l'expression de l'ICP,

$$\begin{cases} x(t) + \dfrac{1}{\omega}\dot{x}(t) = \omega\xi_x(t) \\ y(t) + \dfrac{1}{\omega}\dot{y}(t) = \omega\xi_y(t). \end{cases}$$

On peut finalement écrire la dynamique du Capture Point ξ relativement au ZMP p :

$$\boxed{\begin{cases} \dot{\xi_x} = \omega\xi_x - p_x \\ \dot{\xi_y} = \omega\xi_y - p_y. \end{cases}} \tag{6.5}$$

qui est une relation instable.

La relation (6.4) peut également être utilisée pour exprimer $(x, \dot{x}, y, \dot{y})$ en fonction de ξ :

$$\begin{cases} \frac{1}{\omega}\dot{x}(t) = -x(t) - \xi_x(t) \\ \frac{1}{\omega}\dot{y}(t) = -y(t) - (t\xi_y(t)). \end{cases}$$

soit

$$\boxed{\begin{cases} \frac{1}{\omega}\dot{x}(t) = -x(t) - \xi_x(t) \\ \frac{1}{\omega}\dot{y}(t) = -y(t) - (t\xi_y(t)). \end{cases}} \tag{6.6}$$

qui est une relation stable.

Table des figures

1.1 Robots de petite taille : ARC, Poppy, DARwIn-OP, Igus, iCub et Nao. . . 13

1.2 Robots de taille adulte : Talos, Fedor, Asimo, Toro, Valkyrie, Lola et les robots HRP. 15

1.3 Robots de taille humaine et de morphologie anthropomorphe : Romeo, HRP 4-c et Petman. 16

1.4 Positionnement du repère de référence Σ_0 pendant un cycle de marche. Le changement de variables et de repère, noté ici Δ, est effectué à la transition entre la fin de double appui et le début du simple appui suivant. 17

1.5 Les rectangles noirs représentent les empreintes des deux pieds durant une phase de double appui. La figure indique l'emplacement des repères dans lesquels on exprime le torseur des efforts sur chacun des pieds (Σ_{p_1} pour le pied 1 et Σ_{p_2} pour le pied 2), et le repère Σ_p utilisé pour écrire le torseur des efforts global. Le repère Σ_0 est fixe et attaché au pied d'appui (le pied droit). On constate l'alignement du ZMP global avec les deux ZMP locaux, ce qui sera démontré plus bas. 20

1.6 Cette figure illustre la valeur de l'accélération horizontale du COM $(\ddot{x}, \ddot{y})$ pour chaque position de COM, relativement à la position du ZMP. L'effet répulseur du ZMP est ici mis en évidence. Attention, le champ de vecteurs représenté est un champ de force et non un portrait de phase, la trajectoire du COM ne sera pas parallèle aux vecteurs si elle a une vitesse initiale non nulle. 24

1.7 Illustration des phases d'une marche périodique : en vert la trajectoire affine par morceaux du ZMP et en rouge la trajectoire du COM correspondante. Les rectangles gris représentent l'emplacement des pieds. 25

1.8 Illustration de la "vallée de l'étrange" et de l'effet du mouvement sur la perception du système. Illustration tirée de (Mori, MacDorman et Kageki 2012). 27

2.1 Vue extérieure de Romeo et ensemble des degrés de liberté. Sur l'image de droite, le robot est représenté dans sa position neutre, c'est à dire avec toutes les coordonnées articulaires égales à zéro. 33
2.2 Structure d'une jambe de Romeo. L'ensemble des articulations est référencé, et leur amplitude de mouvement est indiquée par les traits rouge et bleu. Les traits verts représentent la position "neutre" de l'articulation, c'est à dire la position telle que l'angle articulaire correspondant est nul : $q_i = 0$ 34
2.3 Réduction de l'articulation du genou en fonction de l'angle (en degrés). . . 35
2.4 Articulation du genou à degré de réduction variable, modèle 3D. Les câbles permettant d'actionner l'articulation sont visibles. 35
2.5 Répartition en temps entre les phases de simple (vert) et double (rouge) appui lors de la marche humaine. Illustration inspirée des données de (Rose et Gamble 2006). 36
2.6 Alignement vertical entre la tête de fémur et la cheville, illustration tirée de (Balaşa et al. 2017) 38
2.7 Mouvement humain étudié en strobophotographie, montrant l'angle important que forme le pied avec le sol et la faible hauteur de passage du pied chez l'humain. Illustration issue de (Eberhart et Inman 1951) 39
2.8 Trajectoires de la pointe du pied, du talon et du milieu du pied pour la marche humaine (ligne continue) inspirées de (Winter 1992), et trajectoire choisie dans le cadre de ce travail (ligne pointillée). La ligne pointillée verticale indique le début de la période de simple appui pour le pied concerné (sachant que la courbe couvre une période de $2T$ soit deux pas). 40
2.9 Trajectoire du ZMP humain au cours d'une marche périodique. Illustration inspirée des résultats de (Grundy et al. 1975) 42
2.10 Trajectoire du ZMP initialement choisie pour le mouvement de marche du robot humanoïde. 42

3.1 Trajectoire du ZMP de Romeo (bleu) pour un mouvement de marche totalement inspiré de l'humain sans adaptation de la trajectoire du COM (noir). Les étoiles représentent les changements de phase SS/DS. L'étoile noire marque le COM au passage d'un pas à l'autre (fin du DS). 48
3.2 Fonctionnement de la génération de trajectoires inspirées de l'humain utilisant le Modèle Essentiel. 60

3.3 Illustration de la trajectoire de ZMP calculée pour la première phase DS_1 du mouvement de démarrage et pour la dernière phase DS_n du mouvement d'arrêt. 62

4.1 Fonctionnement de la génération de trajectoires inspirées de l'humain utilisant le Modèle Essentiel. 66

4.2 Convergence des trois algorithmes fsolve pour une recherche de trajectoire périodique. Trust-Region converge au bout de 35 itérations, Trust-Region-Dogleg au bout de 51 itérations, et Levenberg-Marquardt ne converge pas dans cet exemple (erreur résiduelle de 10^{-6}, au delà du seuil acceptable). . 67

4.3 Différence entre les différents algorithmes : positions successives testées à partir du même point de départ (en haut à gauche) pour arriver a même optimum (en haut à droite). 68

4.4 Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et un ZMP (bleu) parcourant l'ensemble du pied, du talon à l'avant du pied. 69

4.5 Couples au genou gauche et droit durant un pas (simple appui puis double appui) de marche périodique avec $S = 0.15m$ et le ZMP parcourant l'ensemble du pied. La courbe continue est le couple articulaire simulé et la courbe pointillé représente le couple maximal acceptable. Le couple maximal n'est pas constant au fil du temps à cause du rapport de réduction variable en fonction de la position du genou. Ce rapport de réduction variable a été présenté au chapitre 2. 70

4.6 Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et un ZMP (bleu) parcourant l'avant du pied. 71

4.7 Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et un ZMP (bleu) parcourant l'avant du pied. 72

4.8 Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et un COM à hauteur constante 0.66m. 73

4.9 Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.15m et les bras fixés dans une position neutre. 74

4.10 Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.20m et un ZMP (bleu) fixé à l'avant du pied. Cette marche est similaire à une marche avec des pieds ponctuels. 75

4.11 Trajectoire périodique du COM (orange) calculée pour une marche avec des pas de 0.20m et un ZMP (bleu) parcourant l'avant du pied. 75

4.12 Trajectoire périodique du COM (bleu) calculée pour une marche avec des pas de 0.3m et un ZMP (orange) parcourant l'avant du pied. 76

4.13 Comparaison des couples articulaires, avec les limites correspondantes (en pointillés) pour des pas de longueur 0.15 et 0.20cm. On constate une légère augmentation du couple du genou libre (articulation 10) et une légère diminution du couple sur la hanche d'appui (articulation 7) lors de l'augmentation de la longueur des pas. L'ensemble des couples pour les deux longueurs de pas reste à l'intérieur des limites en couple de Romeo. 79

4.14 Comparaison des couples articulaires des jambes, pour les articulation agissant dans le plan sagittal. On compare ici des pas de longueur 15, 20 et 30cm. 80

4.15 Comparaison des couples articulaires, avec les limites correspondantes (en pointillés) pour des pas de largeur 20 et 10cm. On constate que les couples sur les genoux (articulations 3 et 10) augmentent pour une largeur de pas plus faible. Les couples aux hanches (articulations 4 et 9) et le couple du genou libre (articulation 10) ne respectent pas les limites souhaitées. 81

4.16 Comparaison des couples articulaires des jambes, pour les articulation agissant dans le plan sagittal. On compare ici des pas de largeur 10 et 20cm. . 82

4.17 Comparaison des couples articulaires, avec les limites correspondantes (en pointillés) pour un mouvement avec un ZMP parcourant l'ensemble du pied (en vert) et un mouvement avec un ZMP parcourant uniquement la pointe du pied (en bleu). Les couples des genoux (articulations 3 et 10) sont réduits lorsque le ZMP est restreint à l'avant du pied. 83

4.18 Comparaison des couples articulaires, avec les limites correspondantes (en pointillés) pour un mouvement avec et sans oscillation des bras. Les différences constatées sont minimes et l'hypothèse de réduction du couple au niveau du torse n'est pas vérifiée. 84

4.19 Trajectoire asymétrique pour Romeo : trajectoires du ZMP (à l'intérieur des traces de pied) et du COM (au milieu). 86

5.1 Illustration des points de paramétrisation utilisés pour définir la trajectoire du ZMP du mouvement de démarrage, et de la trajectoire de COM espérée pour rejoindre la trajectoire de marche périodique en s'inspirant des observations chez l'humain. 91
5.2 Valeur de la fonction de de troncature f définie pour une trajectoire de marche complète : démarrage, deux pas périodiques et arrêt. Attention, le temps est ici décalé de T_{start} et commence à zéro. 94
5.3 Illustration des points de paramétrisation utilisés pour définir la trajectoire du ZMP du mouvement d'arrêt. 95
5.4 Exemple de trajectoire de ZMP (orange) et de COM (bleu) pour une phase de démarrage. Ces trajectoires ont été obtenues par résolution du problème aux frontières pour une trajectoire de marche avec des pas de 15cm. Les empreintes des pieds sont ici représentées par les rectangles pointillés. Les étoiles vertes indiquent la position des "poignées" $\mathbf{P_2}$ et $\mathbf{P_3}$ de contrôle du ZMP. 97
5.5 Exemple de trajectoire de ZMP (orange) et de COM (bleu) pour une phase d'arrêt. Ces trajectoires ont été obtenues par résolution du problème aux frontières pour une trajectoire de marche avec des pas de 15cm, le dernier pas étant de 20cm pour ralentir plus efficacement. Les empreintes des pieds sont ici représentées par les rectangles pointillés. Les étoiles vertes indiquent la position des "poignées" $\mathbf{P_6}$ et $\mathbf{P_7}$ de contrôle du ZMP. 98
5.6 Résultante verticale de la force de réaction (en vert sur les phases de double appui et en bleu sur les phases de simple appui) et poids du robot à l'arrêt (en jaune). 99
5.7 Rapport entre les résultantes des forces normale et tangentielle exercées dans chaque pied. 100
5.8 Comparaison de la norme de la composante horizontale de la force de réaction à la composante verticale multipliée par un coefficient de friction $\mu = 0.20$. 100
5.9 Composantes selon X (en bleu), Y (en vert) et Z (en noir) des forces de réaction sur le pied gauche et le pied droit. Les bandes grisées correspondent aux phases de double appui, et la correspondance du mouvement avec les phases est indiquée en bas des graphiques. Ici, le mouvement complet (démarrage, marche périodique et arrêt) est représenté. 101

5.10 Illustration tirée de (Rose et Gamble 2006) : forces de réaction mesurées pour une marche humaine, pour un pied durant un pas (double appui, simple appui, double appui). La figure représente les composantes selon X (Ant-Post), Y (Med-Lat) et Z (Vertical) de la force de réaction, ainsi que le couple de réaction (courbe du dessous). 102

5.11 Répartition de la force de réaction verticale entre le pied gauche et le pied droit pendant la phase de démarrage, et lien avec la trajectoire du ZMP (coordonnée selon X en bleu et Y en vert). 103

5.12 Répartition de la force de réaction verticale entre le pied gauche et le pied droit pendant la phase d'arrêt, et lien avec la trajectoire du ZMP (coordonnée X en bleu et Y en vert). 104

5.13 Exemple de trajectoire du ZMP (ronds) et du COM (points) d'un humain en phase de démarrage, illustration tirée de (Jian et al. 1993). Attention, ici l'axe Z est dans le plan horizontal et correspond à l'axe Y dans cette thèse. Sur cette figure, "ST" indique la position de démarrage (ligne pointillée), "RTO1" pour "Right Toe Off 1" indique la fin du premier double appui DS1 et le début de SS1, et "RHC1" pour "Right Heel Contact 1" indique la fin du simple appui SS1 et le début de DS2. Les flèches permettent de visualiser la position du ZMP correspondant à la position du COM à tout instant. Le "crochet" est observé peu après le démarrage lorsque le ZMP se déplace dans la direction opposée du COM, vers l'arrière. 105

5.14 Exemple de trajectoire du ZMP (ronds) et du COM (points) d'un humain en phase d'arrêt, illustration tirée de (Jian et al. 1993). L'axe X a ici été inversé afin de mettre en valeur la similarité entre les trajectoires de démarrage et d'arrêt. L'axe Z correspond à l'axe Y dans cette thèse. Sur cette figure, "LTO1" pour "Left Toe Off 1" indique la fin de la phase de double appui DS_{n-1} et le début de SSN, et "LHC2" pour "Right Heel Contact 2" indique la fin de la phase de simple appui SSN et le début de DSN. End indique la position d'équilibre finale. Le "crochet" de ZMP est ici bien visible entre les repères "LHC2" et "End", lorsque le ZMP se déplace fortement vers l'avant et revient jusqu'à rejoindre le COM à la position d'équilibre finale. 106

5.15 Illustration de la dynamique du COM dans un modèle LIP dans une condition de ZMP fixe : Le COM (courbe rouge, r_f) est attiré par le capture point (courbe orange, ICP). Le capture point est, quant à lui, repoussé par le ZMP (point vert, p). 107
5.16 Illustration de la relation instable entre ZMP et ICP, de la relation stable entre ICP et COM et de la relation instable résultante entre ZMP et COM. 108

6.1 Architecture de Romeo 110
6.2 Romeo suspendu dans son harnais. 111
6.3 Suivi de trajectoire en tangage sur la cheville gauche, en l'air. La consigne est en bleu et la trajectoire réelle est en orange. Nous observons une dégradation du suivi de trajectoire avec un phénomène de résonance. On observe ici deux fréquences d'oscillation différentes, autour de t = 1200ms et pour t=1300-1400ms. La première oscillation est due à un défaut de réglage de la boucle de consigne bas niveau, tandis que la seconde est probablement due au problème de capteur. 113
6.4 Suivi de trajectoire en roulis sur la cheville gauche, en l'air. La consigne est en bleu et la trajectoire réelle est en orange. Nous observons une dégradation du suivi de trajectoire avec un phénomène de résonnance. 114
6.5 Portrait de phase d'un système LIP. L'unique solution asymptotiquement stable est indiquée en vert. 120

Bibliographie

Allgeuer, P. et al. (2015). « Child-sized 3D printed igus humanoid open platform ». In : *2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*. IEEE, p. 33-40.

Aoustin, Y. et A. M. Formalskii (2014). « 3D walking biped : optimal swing of the arms ». In : *Multibody System Dynamics* 32.1, DOI 10.1007/s11044-013-9378-3, p. 55-66.

Atmeh, G. M. et al. (2014). « Implementation of an adaptive, model free, learning controller on the Atlas robot ». In : *2014 American Control Conference*. IEEE, p. 2887-2892.

Balaşa, M.-C. et al. (2017). « Using 3D scanning techniques in orthopedic systems modeling ». In : *The Scientific Bulletin of VALAHIA University MATERIALS and MECHANICS* 15.13, p. 41-47.

Bogdanov, A. et al. (2019). « Control system of a manipulator of the anthropomorphic robot fedor ». In : *2019 12th International Conference on Developments in eSystems Engineering (DeSE)*. IEEE, p. 449-453.

Carpentier, J. et N. Mansard (2018). « Multicontact locomotion of legged robots ». In : *IEEE Transactions on Robotics* 34.6, p. 1441-1460.

Chen, Z., N. L. Elyaaqoubi et G. Abba (2016). « Optimized 3D stable walking of a bipedal robot with line-shaped massless feet and sagittal underactuation ». In : *Robotics and Autonomous Systems* 83, p. 203-213.

Chevallereau, C., G. Abba et al. (2003). « Rabbit : A testbed for advanced control theory ». In : *IEEE Control Systems Magazine* 23.5, p. 57-79.

Chevallereau, C. et Y. Aoustin (2015). « Self-stabilization of 3D walking via vertical oscillations of the hip ». In : *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE Int. Conf. on*. IEEE, p. 5088-5093.

Chevallereau, C., H. Razavi et al. (2017). « Self-synchronization and Self-stabilization of 3D Bipedal Walking Gaits ». In : *Robotics and Autonomous Systems*.

Chien, J. et al. (2015). « The effect of walking speed on gait variability in healthy young, middle-aged and elderly individuals ». In : *Journal of physical activity, nutrition and rehabilitation* 2015.

Collins, S. et al. (2005). « Efficient bipedal robots based on passive-dynamic walkers ». In : *Science* 307.5712, p. 1082-1085.

Cruse, H., M. Brüwer et J. Dean (1993). « Control of three-and four-joint arm movement : Strategies for a manipulator with redundant degrees of freedom ». In : *Journal of motor behavior* 25.3, p. 131-139.

Danion, F. et al. (2003). « Stride variability in human gait : the effect of stride frequency and stride length ». In : *Gait & posture* 18.1, p. 69-77.

Donker, S. F. et al. (2001). « Coordination between arm and leg movements during locomotion ». In : *Journal of motor behavior* 33.1, p. 86-102.

Eberhart, H. D. et V. T. Inman (1951). « An evaluation of experimental procedures used in a fundamental study of human locomotion ». In : *Annals of the New York Academy of Sciences* 51.1, p. 1213-1228.

Englsberger, J., C. Ott et al. (2011). « Bipedal walking control based on capture point dynamics ». In : *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, p. 4420-4427.

Englsberger, J., A. Werner et al. (2014). « Overview of the torque-controlled humanoid robot TORO ». In : *2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*. IEEE, p. 916-923.

Gini, G. C. et al. (2009). « A biologically founded design and control of a humanoid biped ». In : *Humanoid Robots*, p. 33.

Gini, G., U. Scarfogliero et M. Folgheraiter (2007). « Human-oriented biped robot design : Insights into the development of a truly anthropomorphic leg ». In : *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, p. 2910-2915.

Gouaillier, D., C. Collette et C. Kilner (2010). « Omni-directional closed-loop walk for NAO. » In : *Humanoids*, p. 448-454.

Goudriaan, M. et al. (2014). « Arm swing in human walking : What is their drive ? » In : *Gait & posture* 40.2, p. 321-326.

Grundy, M. et al. (1975). « An investigation of the centres of pressure under the foot while walking ». In : *J. of bone and joint surgery. British volume* 57.1, p. 98-103.

Ha, I. et al. (2011). « Development of open humanoid platform DARwIn-OP ». In : *SICE Annual Conference 2011*. IEEE, p. 2178-2181.

Hamon, A. et Y. Aoustin (2010). « Cross four-bar linkage for the knees of a planar bipedal robot ». In : *2010 10th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*. IEEE, p. 379-384.

Hirose, M. et K. Ogawa (2007). « Honda humanoid robots development ». In : *Philosophical Transactions of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 365.1850, p. 11-19.

Hirukawa, H. et al. (2004). « Humanoid robotics platforms developed in HRP ». In : *Robotics and Autonomous Systems* 48.4, p. 165-175.

Hobbelen, D. G. et M. Wisse (2008). « Swing-leg retraction for limit cycle walkers improves disturbance rejection ». In : *IEEE Trans. on Robotics* 24.2, p. 377-389.

Hobon, M., N. L. Elyaaqoubi et G. Abba (2014). « Quasi optimal sagittal gait of a biped robot with a new structure of knee joint ». In : *Robotics and Autonomous Systems* 62.4, p. 436-445.

Hollman, J. H., E. M. McDade et R. C. Petersen (2011). « Normative spatiotemporal gait parameters in older adults ». In : *Gait & posture* 34.1, p. 111-118.

Jian, Y. et al. (1993). « Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait ». In : *Gait & Posture*.

Kajita, S., H. Hirukawa et al. (2014). *Introduction to humanoid robotics*. T. 101. Springer.

Kajita, S., F. Kanehiro et al. (2003). « Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point ». In : *Robotics and Automation, 2003. Proc.. ICRA'03. IEEE Int. Conf. on*. T. 2. IEEE, p. 1620-1626.

Kajita, S., K. Kaneko et al. (2011). « Cybernetic human hrp-4c : A humanoid robot with human-like proportions ». In : *Robotics Research*. Springer, p. 301-314.

Kaneko, K., K. Harada et al. (2008). In : *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, p. 2471-2478.

Kaneko, K., F. Kanehiro et al. (2011). « Humanoid robot hrp-4-humanoid robotics platform with lightweight and slim body ». In : *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ Int. Conf. on*. IEEE, p. 4400-4407.

Khalil, W. et D. Creusot (1997). « SYMORO+ : a system for the symbolic modelling of robots ». In : *Robotica* 15.2, p. 153-161.

Khalil, W. et E. Dombre (2002). *Modeling identification and control of robots*. CRC Press.

Kinugasa Chevallereau, A. (2008). « Effect of Circular Arc Feet on a Control Law for a Biped ». In : *Robotica* 27.4, p. 621-632.

Ko, Y.-G., J. H. Challis et K. M. Newell (2003). « Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task ». In : *Human Movement Science* 22.1, p. 47-66.

Koenemann, J., F. Burget et M. Bennewitz (2014). « Real-time imitation of human whole-body motions by humanoids ». In : *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, p. 2806-2812.

Kormushev, P. et al. (2011). « Upper-body kinesthetic teaching of a free-standing humanoid robot ». In : *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, p. 3970-3975.

Lapeyre, M. et al. (2014). « Poppy project : open-source fabrication of 3D printed humanoid robot for science, education and art ». In : *Digital Intelligence 2014*, p. 6.

De-León-Gómez, V. et al. (2019). « An essential model for generating walking motions for humanoid robots ». In : *Robotics and Autonomous Systems* 112, p. 229-243.

Lohmeier, S., T. Buschmann et H. Ulbrich (2009). « Humanoid robot LOLA ». In : *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, p. 775-780.

Luo, Q. et al. (2018). « Self-Synchronization and Self-Stabilization of Walking Gaits Modeled by the Three-Dimensional LIP Model ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 3.4, p. 3332-3339.

Maxwell Donelan, J., R. Kram et K. Arthur D (2001). « Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking ». In : *Proceedings of the Royal Society of London. Series B : Biological Sciences* 268.1480, p. 1985-1992.

McGeer, T. et al. (1990). « Passive dynamic walking ». In : *I. J. Robotic Res.* 9.2, p. 62-82.

Metta, G. et al. (2010). « The iCub humanoid robot : An open-systems platform for research in cognitive development ». In : *Neural networks* 23.8-9, p. 1125-1134.

Meyns, P., S. M. Bruijn et J. Duysens (2013). « The how and why of arm swing during human walking ». In : *Gait & posture* 38.4, p. 555-562.

Mombaur, K., J.-P. Laumond et E. Yoshida (2010). « An optimal control-based formulation to determine natural locomotor paths for humanoid robots ». In : *Advanced Robotics* 24.4, p. 515-535.

Mori, M., K. F. MacDorman et N. Kageki (2012). « The Uncanny Valley [From the Field] ». In : *IEEE Robotics Automation Magazine* 19.2, p. 98-100.

Nelson, G. et al. (2012). « Petman : A humanoid robot for testing chemical protective clothing ». In : *Journal of the Robotics Society of Japan* 30.4, p. 372-377.

Ogura, Y. et al. (2006). « Human-like walking with knee stretched, heel-contact and toe-off motion by a humanoid robot ». In : *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 3976-3981.

Orin, D. E., A. Goswami et S.-H. Lee (2013). « Centroidal dynamics of a humanoid robot ». In : *Autonomous Robots* 35.2-3, p. 161-176.

Ou, Y. et al. (2015). « A real-time human imitation system using kinect ». In : *International Journal of Social Robotics* 7.5, p. 587-600.

Pontzer, H. et al. (2009). « Control and function of arm swing in human walking and running ». In : *Journal of Experimental Biology* 212.4, p. 523-534.

Pratt, J. et al. (2006). « Capture point : A step toward humanoid push recovery ». In : *2006 6th IEEE-RAS international conference on humanoid robots*. IEEE, p. 200-207.

Radford, N. A. et al. (2015). « Valkyrie : Nasa's first bipedal humanoid robot ». In : *Journal of Field Robotics* 32.3, p. 397-419.

Ramlee, M. H., M. R. A. Kadir et H. Harun (2013). « Three-dimensional modeling and analysis of a human ankle joint ». In : *2013 IEEE Student Conference on Research and Developement*. IEEE, p. 74-78.

Ramos, O. E., N. Mansard et P. Soueres (2014). « Whole-body motion integrating the capture point in the operational space inverse dynamics control ». In : *2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*. IEEE, p. 707-712.

Riley, M., A. Ude et C. G. Atkeson (2000). *Methods for motion generation and interaction with a humanoid robot : Case studies of dancing and catching*. Rapp. tech. Georgia Institute of Technology.

Robotics, A. (2010). *Project romeo*.

Rose, J. et J. G. Gamble (2006). *Human walking*. 3e éd. Williams & Wilkins.

Saeedvand, S., H. S. Aghdasi et J. Baltes (2020). « Mechatronic design of ARC humanoid robot open platform : First fully 3D printed kid-sized robot ». In : *International Journal of Humanoid Robotics* 17.03, p. 2050010.

Saeedvand, S., M. Jafari et al. (2019). « A comprehensive survey on humanoid robot development ». In : *The Knowledge Engineering Review* 34.

Sakka, S. (2017). *Imitation des mouvements humains par un robot humanoide sous contrainte d'equilibre*. HDR, Universite Pierre et Marie Curie (UPMC).

Shih, C.-L., J. Grizzle et C. Chevallereau (2012). « From stable walking to steering of a 3D bipedal robot with passive point feet ». In : *Robotica* 30.07, p. 1119-1130.

Shorter, K. A., A. Wu et A. D. Kuo (2017). « The high cost of swing leg circumduction during human walking ». In : *Gait & posture* 54, p. 265-270.

Sreenath, K., H.-W. Park et J. Grizzle (2012). « Design and experimental implementation of a compliant hybrid zero dynamics controller with active force control for running on MABEL ». In : *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE Int. Conf on.* IEEE, p. 51-56.

Stasse, O. et al. (2017). « TALOS : A new humanoid research platform targeted for industrial applications ». In : *2017 IEEE-RAS 17th International Conference on Humanoid Robotics (Humanoids).* IEEE, p. 689-695.

Thorstensson, A. et al. (1984). « Trunk movements in human locomotion ». In : *Acta Physiologica Scandinavica* 121.1, p. 9-22.

Tlalolini, D., Y. Aoustin et C. Chevallereau (2010). « Design of a walking cyclic gait with single support phases and impacts for the locomotor system of a thirteen-link 3d biped using the parametric optimization ». In : *Multibody System Dynamics* 23.1, p. 33-56.

Tomic, M. (2018). « Manipulation robotique à deux mains inspirée des aptitudes humaines ». Thèse de doct. Ecole centrale de Nantes.

Umberger, B. R. (2008). « Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking ». In : *Journal of biomechanics* 41.11, p. 2575-2580.

Vukobratović, M., B. Borovac et V. Potkonjak (2006). « ZMP : A review of some basic misunderstandings ». In : *International Journal of Humanoid Robotics* 3.02, p. 153-175.

Vukobratovic, M. et al. (2012). « A bio-inspired approach to the realization of sustained humanoid motion ». In : *Int. J. of Advanced Robotic System* 9.201, p. 1-16.

Westervelt, E. R. et al. (2007). *Feedback control of dynamic bipedal robot locomotion.* T. 28. CRC press.

Winter, D. A. (1992). « Foot trajectory in human gait : a precise and multifactorial motor control task ». In : *Physical therapy* 72.1, p. 45-53.

Young, P. M. M. et J. B. Dingwell (2012). « Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability ». In : *Gait & posture* 36.2, p. 219-224.

Zatsiorsky, V. M. et V. M. Zaciorskij (2002). *Kinetics of human motion*. Human Kinetics.

UNIVERSITE BRETAGNE LOIRE / MATHSTIC

UNIVERSITÉ DE NANTES

Titre : Marche inspirée de l'humain pour le robot Romeo

Mot clés : Modèle dynamique, Marche bipède, Imitation, Equilibre

Résumé : L'objectif de cette thèse est de développer une méthode de génération de mouvements de marche inspirés de l'humain et adaptés à la plateforme robotique Romeo. La marche recherchée reprend les caractéristiques essentielles de la marche humaine (trajectoire du centre de masse, mouvements du pied libre et des bras) tout en conservant un équilibre dynamique du robot. Une étude bibliographique des mouvements humains permet d'établir les caractéristiques essentielles de la marche qui doivent être conservées. Ces caractéristiques sont ensuite adaptées aux capacités de la plateforme robotique (limites en couple, position, vitesse et accélération des articulations). Un mouvement de marche périodique est généré grâce à l'utilisation du Modèle Essentiel et des caractéristiques définies précédemment. Ces mouvements de marche périodiques sont ensuite enrichis d'une phase de démarrage et d'une phase d'arrêt. La marche complète ainsi obtenue est testée en simulation et sur la plateforme physique.

Title: Human-inspired walking for the robot Romeo

Keywords: Dynamical model, Bipedal walking, Imitation, Balance

Abstract: The objective of this thesis is to develop a method for generating various human-inspired walking movements adapted to the Romeo robotic platform. The desired walking gait must retain the essential characteristics of human gait (trajectory of the centre of mass, foot and arm movements) while maintaining a dynamic balance of the robot. A bibliographical study of human movements is used to establish the essential characteristics of walking that are to be preserved. These characteristics are then adapted to the constraints of the robotic platform (limits in torque, position, speed and acceleration of the robot joints). A periodic gait motion is generated using the Essential Model and the previously defined characteristics. Finally, start and stop walking motions corresponding to the chosen periodic gait are generated. The resulting complete walking motion is tested in simulation and on the physical platform.