

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

MINISTRY OF HIGHER EDUCATION
AND SCIENTIFIC RESEARCH

HIGHER SCHOOL IN APPLIED SCIENCES
--T L E M C E N--



المدرسة العليا في العلوم التطبيقية
École Supérieure en
Sciences Appliquées

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

المدرسة العليا في العلوم التطبيقية
-تلمسان-

Mémoire de fin d'étude

Pour l'obtention du diplôme de Master

Filière : Automatique
Spécialité : Automatique

Présenté par : BOUSRIH Charaf-Eddine

Thème

**Implémentation des lois de commande
sur un modèle d'exosquelette de
rééducation au niveau des jambes**

Soutenu publiquement, le 14 / 07 / 2021 , devant le jury composé de :

M. BOUKLI Fouad	M.C.A	ESSA. Tlemcen	Président
M. BENSALAH Choukri	M.C.B	UAB. Tlemcen	Directeur de mémoire
M. ABDI Sidi Mohemed	M.A.A	ESSA. Tlemcen	Co- Directeur de mémoire
M. MOKHTARI Réda	M.C.B	ESSA. Tlemcen	Examineur 1
M. ARICHI Fayçal	M.C.B	ESSA. Tlemcen	Examineur 2

Année universitaire : 2020 /2021

REMERCIEMENTS

Je remercie Allah, le tout puissant, le miséricordieux, de m'avoir appris ce que j'ignorais et de m'avoir donné la santé et le pouvoir dont je nécessitais pour accomplir toute réussite dans ma vie.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à mes très chers parents, mes sœurs et toute ma famille qui m'ont toujours entouré d'affection et de soutien.

J'adresse aussi toute ma gratitude au directeur du mémoire monsieur BENSALAH Choukri pour son engagement, son aide et ses précieux conseils qu'il a sus me transmettre tout au long de ce mémoire.

En outre, je remercie le prof M. BOUKLI Fouad président du jury, qui a accepté de présider l'honorable jury.

Également, je remercie les autres membres du jury M. MOKHTARI Reda et M.ARICHI Fayçal pour l'amélioration de la qualité de ce travail à travers leurs remarques judicieuses, qui vont permettre l'essor vers de nouvelles perspectives.

Je remercie aussi, tous ceux qui ont contribué, de près ou de loin, à ma formation du primaire à la poste graduation. J'aimerais aussi gratifier les efforts de M. ABDI Sidi Mohamed qui nous a toujours motivé et encouragé pour persister et persévérer.

Enfin, je ne peux pas oublier de remercier tous mes amis sans exception.

DÉDICACES

Je dédie ce travail

A l'être le plus chers de ma vie, ma mère

A celui qui a fait de moi l'homme que je suis aujourd'hui, mon père

A mes chères sœurs Wissem et Wided

A la petite Lily

A toute ma famille pour leur soutien tout au long de mon parcours universitaire

A tous ceux qui me sont chers

B.Charaf-Eddine
Tlemcen, le 02/07/2021

Liste Des Figures

1.1	Les plans Principaux des mouvements	13
1.2	Décomposition d'un cycle de marche humaine	14
1.3	Polygone de sustentation chez l'homme	16
1.4	Les modes de la marche humaine	17
1.5	HULC™ de Lockheed Martin	19
1.6	XOS2 de Raytheon et Sarcos	19
1.7	Keeogo™ de B-Temia	20
1.8	Exosquelette HAL	21
1.9	EKSO Suit d'EKSO BIONICS	22
1.10	REX de REX Bionics	22
2.1	La trajectoire du ZMP lors de la marche	24
2.2	Modèle chariot sur la table	25
2.3	Modèle du pendule inversé linéaire	25
2.4	Modèle Simplifié du Pendule Inversé	27
2.5	Schéma du modèle étudié	28
2.6	Les modes de fonctionnement du modèle	31
3.1	Structure d'une commande adaptative d'un système dynamique	38
3.2	Structure d'une commande robuste d'un système dynamique	39
3.3	Diagramme descriptif d'une loi de commande backstepping de quatre étapes	39
4.1	Schéma de simulation du bloc des trajectoires générées	42
4.2	Les positions du premier mode	44
4.3	La position θ	45
4.4	La position θ	45

Liste Des Abréviations

2MLIPM 2 Mass Linear Inverted Pendulum Model

CdM Centre de masse

CdP Centre de Pression

DDL Degré de Liberté

DP Double Pendule

IPM Inverted Pendulum Model

LIPM Linear Inverted Pendulum Model

MCD Modèle Cinématique Direct

MCI Modèle Cinématique Inverse

MDD Modèle Dynamique Direct

MDI Modèle Dynamique Inverse

MGD Modèle Géométrique Direct

MGI Modèle Géométrique Inverse

PI Pendule Inversé

PS Pendule Simple

ZMP Zero Moment Point

1	Contexte Et État De L'art	12
1.1	Marche bipède	13
1.1.1	Définition	13
1.1.2	Décomposition d'un cycle de marche humaine	14
1.1.3	Indicateurs de stabilité de la marche bipède	15
1.1.4	Modes de la marche humaine	16
1.2	Exosquelette	18
1.2.1	Exosquelettes réalisés	18
2	MODÉLISATION	23
2.1	Introduction	24
2.2	Algorithme du ZMP :	24
2.2.1	Modèle du chariot sur la table	25
2.2.2	Modelé du pendule inversé linéaire	25
2.3	Planification de trajectoire	26
2.3.1	Relevés biométriques	26
2.3.2	Trajectoires théoriques	26
2.4	Contact avec le sol	27
2.5	Formalismes de la modélisation des robots :	28
2.5.1	Modélisation géométrique :	29
2.5.2	Modélisation cinématique :	29
2.5.3	Modélisation dynamique :	30
2.6	Modèle établi	31
2.6.1	Mode 1: Le modèle du double pendule :	33
2.6.2	Mode 2: Le modèle du pendule simple:	35
2.6.3	Mode 3: Le modèle du pendule inversé:	36
2.7	Conclusion	36
3	COMMANDE	37
3.1	Introduction	38
3.1.1	Linéarisation par bouclage entrée-état ou entrée-sortie	38
3.1.2	Commande adaptative	38
3.1.3	Commande robuste	39
3.1.4	Backstepping	39
3.1.5	Commande par mode glissant	40

4	RÉSULTATS DE LA SIMULATION	41
4.1	Génération des trajectoires	42
4.2	Commande par Backstepping	43
4.3	Interprétations et Conclusion	45
5	CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES	46

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Dans les dernières décennies le domaine de la robotique a vécu un développement immense ; plusieurs recherches ont été effectuées pour améliorer les performances et la qualité de fonctionnement des robots dans leurs environnements.

L'efficacité, la rapidité et la répétabilité qu'offre un robot en exécutant une tâche permet l'intégration de ce dernier en plusieurs domaines ; un très grand nombre d'applications industrielles, quotidiennes, médicales et plusieurs autres profitent des performances et avantages qu'offrent les robots.

Un de ces domaines verse un intérêt immense dans la robotique anthropomorphe, c'est le domaine de la rééducation des jambes pour les gens souffrant d'une blessure qui les a coûtés à perdre la possibilité de marcher, ou à ceux qui ont besoin d'une rééducation neuromotrice pour réacquérir la possibilité de marcher indépendamment de toutes assistances externes.

L'objectif de cette étude est de modéliser la marche humanoïde de sorte à implémenter ce modèle dans un robot bipède dans le but d'aboutir à un exosquelette permettant d'assister à l'opération de la rééducation des membres inférieurs. Ceci est fait à partir de l'analyse du cycle de marche d'un être humain et puis reproduire cette opération en faisant recours à des modèles simplifiant cette procédure complexe. Après, le robot doit être commandé à suivre les trajectoires fournies par le modèle établi, en appliquant la commande par backstepping.

Le présent manuscrit s'articulera autour de cinq chapitres ; à savoir : Le premier chapitre est consacré à définir quelques concepts de base concernant le processus de la marche, et à exposer l'état de l'art des exosquelettes.

Le deuxième chapitre contient les notions liées à la modélisation du robot dans son environnement, ainsi que les approches de modélisation utilisées dans la robotique qui permettent l'obtention des différents modèles du robot : le modèle géométrique, le modèle cinématique et le modèle dynamique. Puis les détails du modèle établi pour notre système sont détaillés.

Dans le troisième chapitre, on présente quelques commandes utilisées pour contrôler les systèmes non linéaires, en expliquant brièvement leurs avantages les uns par rapport aux autres.

Le quatrième chapitre est destiné à la validation expérimentale et aux résultats de la commande par backstepping appliquées sur notre système, en discutant les résultats obtenus.

Ce travail sera clôturé par une conclusion générale à travers laquelle, on analysera les principaux résultats obtenus et on citera les perspectives à envisager comme suite à ce travail.

1

Contexte Et État De L'art

1.1 Marche bipède

1.1.1 Définition

La marche est un acte physique qui désigne se déplacer sur le sol par une suite de mouvements des pieds et mains. La marche bipède est un des types de la marche dans lequel on se déplace sur les jambes en assurant la continuation du contact entre le sol et un des pieds à tout moment.

En marchant, l'être humain, sans penser, crée une suite de déséquilibres contrôlés qui font avancer son corps vers l'avant en une chute limitée par l'appui suivant du pied sur le sol. C'est un mécanisme très complexe qui fait intervenir plusieurs parties du corps, y compris le squelette, les muscles et le système nerveux. Donc, en créant ces suites de chutes, un cycle de marche est formé, constituant de deux phases majeures : la phase du simple appui et la phase du double appui.

La première phase du simple appui, aussi dite simple support, est lorsqu'un seul pied touche le sol alors que le deuxième est en balancement. Tandis que pour la deuxième phase ; la phase du double appui, est lorsque les deux pieds touchent le sol. L'alternance entre ces deux phases forme un cycle de marche qui est délimité par le premier contact d'un pied (0%) et le contact suivant du même pied (100%). Pendant ce cycle, plusieurs étapes sont effectuées, chaque une d'eux se manifeste dans un intervalle de temps limité et comprend certains mouvements spécifiques.

Les mouvements de la marche prennent place dans trois plans dans l'espace : sagittal, frontal et horizontal (figure 1). La description de la marche se fait souvent selon le plan sagittal ; c'est le plan où le mouvement principal a lieu.

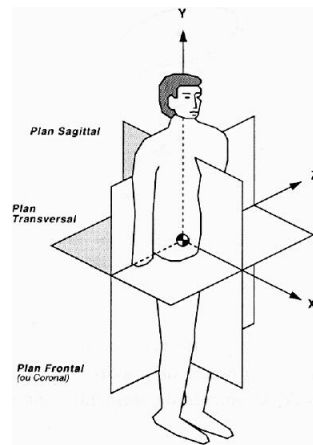


Figure 1.1: Les plans Principaux des mouvements

1.1.2 Décomposition d'un cycle de marche humaine

Afin de bien pouvoir analyser la marche humaine, et pour obtenir un modèle assez précis qui comprend tous les mouvements inclus dans la marche, cette dernière est décomposée en termes d'événements clés et de phases principales qui se produisent pendant le cycle de marche et ceci dans le plan sagittal [1] [2] [3].

Phase d'appui

1. La phase de mise en charge :
(De 0% à 10% du cycle de marche), elle commence lorsque les deux pieds touchent le sol (premier appui double) qui sert à transférer le poids vers la prochaine jambe d'appui, d'absorber les chocs et de conserver la vitesse de la marche tout en maintenant l'équilibre.
2. La phase du milieu d'appui :
(10 à 30% du cycle de marche), elle correspond à la première moitié de l'appui simple, où le corps avance et passe au-dessus du pied en appui, et se termine quand le centre de masse du corps (CdM) est aligné avec l'avant pied.
3. La phase de fin d'appui :
(30 à 50% du cycle de marche), C'est la deuxième moitié de l'appui simple. Le CdM passe en avant de l'appui. Et elle se termine au contact du pied opposé avec le sol.
4. La phase pré-oscillante :
(50 à 60% du cycle de marche), Cette phase correspond au deuxième appui bipodal. Son rôle est la propulsion du corps vers l'avant avec le transfert de poids vers la prochaine jambe d'appui.

Phase oscillante

Cette phase correspond à la partie du cycle où la jambe est en balancement lorsque l'autre jambe est en appui simple, son rôle est de permettre l'avancée du membre oscillant sans qu'il y ait de contact avec le sol.

1. La phase du début d'oscillation :
(60 à 73% du cycle de marche), c'est le premier tiers de la phase oscillante, elle est limitée par le passage du pied oscillant par le pied en appui.
2. La phase du milieu d'oscillation :
(73 à 86% du cycle de marche), elle prend place entre le passage du pied oscillant sur le pied en appui et quand le tibia prend la position verticale.
3. La phase de fin d'oscillation :
(86 à 100% du cycle de marche), elle se termine lorsque le membre oscillant touche le sol, passant en deuxième phase du double appui, et donc la fin du cycle.

La figure (2) illustre ces phases :

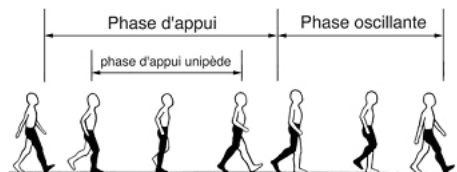


Figure 1.2: Décomposition d'un cycle de marche humaine

1.1.3 Indicateurs de stabilité de la marche bipède

Garder la stabilité du corps lors de la marche est le critère le plus important à satisfaire, pour y faire, il existe certaines notions qui nous permettent d'assurer cette stabilité. Ce sont des points spécifiques sur le sol qu'on définit en ce qui suit.

Le centre de masse (CdM)

Un CdM d'un corps est un point théorique unique où on peut supposer que la masse entière de l'objet est concentrée. Cette notion nous permet de visualiser tout le corps en un seul point, et donc il suffira d'analyser les mouvements de ce point pour analyser celui du corps. Le centre de masse est exprimé par la relation suivante :

$$x = \sum_{i=1}^N \frac{m_i X_i}{M}; y = \sum_{i=1}^N \frac{m_i Y_i}{M}; z = \sum_{i=1}^N \frac{m_i Z_i}{M} \quad (1.1.3.0.0.1)$$

Où X, Y et Z sont les coordonnées cartésiennes du CdM.

X_i, Y_i et Z_i sont les coordonnées cartésiennes du CdM de la ième liaison.

m_i est la masse de la ième liaison, M est la masse totale du corps, et N est le nombre totale des liaison du corps.

Zero moment point

Le ZMP d'un corps est un point au sol dont le total des forces d'inertie et de gravite horizontales est égal à 0 (zéro). Il est donné par la relation suivante :

$$P_x = \frac{\sum_{i=1}^N m_i (\ddot{z} + g) x_i - \sum_{i=1}^N m_i \ddot{x}_i z_i - \sum_{i=1}^N I_{iy} \ddot{\Omega}_{iy}}{\sum_{i=1}^N (\ddot{z}_i + g) m_i} \quad (1.1.3.0.0.2)$$

$$P_y = \frac{\sum_{i=1}^N m_i (\ddot{z} + g) y_i - \sum_{i=1}^N m_i \ddot{y}_i z_i - \sum_{i=1}^N I_{ix} \ddot{\Omega}_{ix}}{\sum_{i=1}^N (\ddot{z}_i + g) m_i}$$

Où P_x et P_y sont la position du ZMP dans le domaine cartésien.

X_i, Y_i et Z_i sont les sommets CdM de la ième liaison.

M_i est la masse de la ième liaison.

g est la constante de gravitation.

I_{ix} et W_{ix} sont le moment d'inertie et le déplacement angulaire autour de l'axe X respectivement.

Centre de pression

Le centre de pression (CdP) indique la distribution moyenne de la pression sur une surface. Les forces réactives du sol sont exprimées par rapport à ce point donné par la relation suivante :

$$OP = \frac{\sum_{i=1}^N q_i F_{ni}}{\sum_{i=1}^N F_{ni}} \quad (1.1.3.0.0.3)$$

Où OP est le vecteur allons de l'origine du domaine des coordonnées O vers le point de centre de pression P.

q_i est le vecteur au point où la force F_{ni} agit perpendiculairement sur la surface.

Polygone de sustentation

C'est une surface sur le plan horizontal dont tous les points sont couverts par les deux pieds lors de la marche. L'utilité de cette zone se traduit en la détermination des marges de stabilité de la marche ; en d'autres termes, la projection orthogonale du centre de gravité d'un corps sur le sol doit se trouver à l'intérieur de cette surface pour garantir l'équilibre, et plus en se rapproche des limites de cette zone, plus en tend vers l'instabilité.

Chez l'humain, le polygone de sustentation est sous la forme suivante :

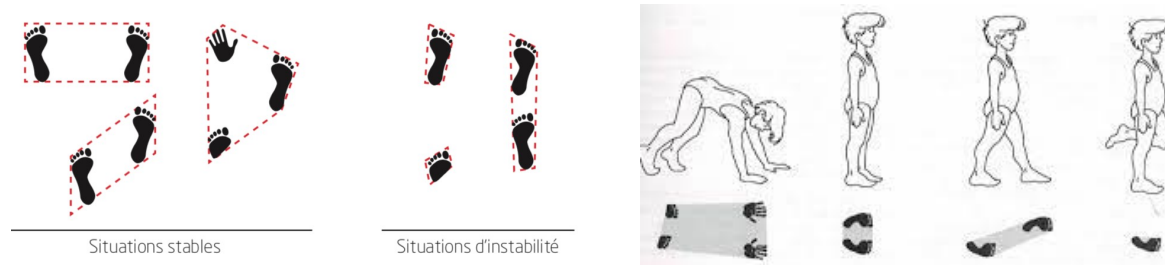


Figure 1.3: Polygone de sustentation chez l'homme

1.1.4 Modes de la marche humaine

A partir du fait que la stabilité de la marche bipède est liée à la relation entre le CdM du corps et le polygone de sustentation, on distingue trois modes de marche :

La marche statique

Le polygone de sustentation contient la projection orthogonale du CdM du corps à tout moment, cela signifie qu'en cas d'arrêt de marche, le corps maintient son équilibre.

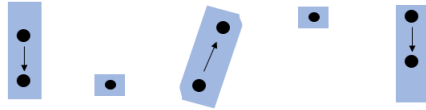
La marche quasi statique

Cette marche consiste à encadrer la zone centrale du robot en utilisant des pieds en forme de U afin de garder le CdM à l'intérieur du polygone de sustentation. Le choix de la forme des pieds va influencer et limiter la mobilité du robot lorsque on veut effectuer un changement de direction.

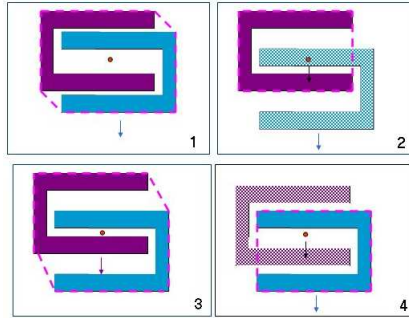
La marche dynamique

Ce mode est le plus précis à décrire la marche humanoïde, car il modélise le déséquilibre temporaire s'effectuant lors de la marche, cela se traduit par le fait que le CdM peut se projeter localement en dehors du polygone de sustentation.

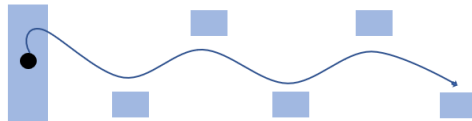
La figure (2.4) illustre les 3 types de marche.



(a) marche statique vue de dessus : CdM (cercle) projeté sur le polygone de sustentation



(b) marche quasi-statique : vue de dessus.



(c) marche dynamique : position des pieds et la trajectoire du CdM

Figure 1.4: Les modes de la marche humaine

L'évolution énorme du domaine de la robotique à engendrée la création des robots mobiles se déplaçant sur des roues, des chenilles où même des jambes. Cela à fait que les chercheurs versent leurs intérêts à l'étude et l'analyse de la marche humaine bipodale, considéré comme un mécanisme très compliqué à dupliquer. Parmi les robots mobiles dont la locomotion est bipodale, sont les exosquelettes, qui font partie des robots ayant l'objectif de s'intégrer dans l'environnement humain afin de pouvoir l'aider accomplir des tâches rapidement, aisément et d'une manière répétitive.

La récréation de la marche pour ces robots est une des manières d'assurer leur intégration dans l'environnement humain, mais pour y faire, on doit d'abord étudier leur structure et leur comportement, et donc établir un modèle qui nous permet de faire en sort que ce robot imite fidèlement les mouvements désirés de la marche humaine.

1.2 Exosquelette

Parmi les types des robots qui existent, on distingue les robots mobiles : Ce sont des robots ayant la capacité de se déplacer dans leur espace de travail, ceci leur permet d'accomplir plus de tâches situées aux différents endroits. Cette mobilité engendre la nécessité d'améliorer les capacités du robot, car il sera en plus de contact et interaction avec le milieu où il fonctionne, et donc il lui faudra de s'adapter à son entourage, prendre des décisions, planifier ses trajectoires. . . .

Pour y faire, certaines mesures et disciplines sont mise en place, tel que l'ingénierie, l'informatique, et aussi les sciences cognitives, l'intelligence artificielle et plusieurs autres qui vont assurer les performances nécessaires et adéquate pour que le robot opère d'une manière conforme et adaptée à son environnement.

Les exosquelettes font partie des robots mobiles utilisant la locomotion bipède pour se déplacer, ils sont placés souvent sur le corps de leur utilisateur permettant d'améliorer ses performances physiques [4] [5]. Évidemment, les premières utilisations des exosquelettes été dans les domaines militaire et industriel, où ils servirent comme un support pour soulever des charges lourdes.

Puis l'utilisation des exosquelettes a étendu vers plusieurs domaines, et plusieurs types dédié aux membres inférieurs ou aux membres supérieurs ont été développé pour satisfaire des nombreux besoins d'assistances industrielle, médicale . . . etc. cet étendu massif d'applications rend la modélisation plus spécifique au besoins attendu ; c'est-à-dire, pour établir le modèle d'un exosquelette, on a besoin de déterminer l'utilisation exacte de ce dernier, ainsi que les conditions de l'environnement où il va être utiliser et les conditions de l'utilisateur lui-même.

L'utilisation des exosquelettes dans le domaine médical a eu un succès immense ; quel que soit en chirurgie, en rééducation ou en assistance médicale des patients. . . . Un très grand nombre de recherches est mené sur ce thème, visant à améliorer la fidélité des modèles utilisés, les performances du robot et les conditions d'utilisation permettant d'offrir l'expérience optimale aux patients.

Notre étude s'intéresse à étudier les exosquelettes des membres inférieurs, dédiée à la rééducation des différents types de dysfonctionnements et troubles moteurs chez l'homme (par exemple : l'arthrose, accident vasculaire cérébral, paralysie cérébrale ou la paraplégie), sachant qu'une étude générale est menée en vue de décrire et modéliser la locomotion bipède du robot et d'appliquer des lois de contrôle sur le modèle établi.

1.2.1 Exosquelettes réalisés

Due aux différents usages des exosquelettes, il y en a plusieurs recherches menées sur le développement de leurs modèles, leurs fonctions et leurs utilisations. En ce qui suit on mentionne quelques progrès réalisés au domaine des exosquelettes, en exposant la technologie existante correspondant aux différents types d'exosquelettes.

On peut distinguer les types des exosquelettes par leur type de fonctionnement, où on identifie 3 types :

Exosquelettes de réduction d'inertie

Ce premier type d'exosquelettes permet de diminuer la masse apparente d'une tâche donnée en prenant en compte toutes les forces soumises à l'exosquelette qui traduisent l'intention de l'utilisateur. La commande de l'exosquelette se fait à travers un ordinateur qui prend les intentions de l'utilisateur en entrée pour faire cette commande. Une fois l'effort est détecté, les actionneurs utilisent leur puissance pour réduire l'effort que l'utilisateur doit exercer.

Cette approche a un important inconvénient. Le système de contrôle fait amplifier les petits mouvements de l'utilisateur, donc, lorsque la masse apparente est réduite de plus de 50 %, il y a les risques d'instabilité qui augmentent [6].

Il existe quelques modèles d'exosquelettes qui fonctionnent sur ce type, par exemple :

1. HULC. De Lockheed Martin : L'exosquelette Human Universal Load Carrier (HULC.) a été développé par l'équipe de chercheurs du Berkeley Robotics And Human Engineering Laboratory qui a fondé la compagnie Ekso Bionics.
Employé dans le domaine militaire, ce robot permet à son utilisateur de soulever jusqu'à 90 kg sur son dos lors de ses déplacements [7].



Figure 1.5: HULC™ de Lockheed Martin

2. XOS2 de Raytheon et Sarcos:

Le XOS2 est un exosquelette capable de fournir un facteur de multiplication de la force d'environ 17x [8]. Les développements menés sur ce modèle visent à optimiser la consommation énergétique accompagné par l'élévation du facteur de multiplication de la force.



Figure 1.6: XOS2 de Raytheon et Sarcos

3. Keeego de B-Temia:

Parmi les usages qu'offre les exosquelettes est l'assistance quotidienne aux gens ayant des handicaps pour qu'ils puissent accomplir leurs activités habituelles d'une manière aisée. L'exosquelette KEEGO est l'un des modèles dédiés à l'assistance à la marche quotidienne à travers la détection des mouvements assurée par des capteurs positionnés aux hanches et aux genoux. De plus, cet exosquelette est doté des batteries offrant une autonomie jusqu'à 4h.



Figure 1.7: Keeego™ de B-Temia

Cet exosquelette offre plusieurs niveaux d'assistances dépendant du besoin et capacités de l'utilisateur ; à l'aide de KEEGO on peut exécuter les tâches suivantes :

Marcher.

Courir.

Monter et descendre les escaliers.

S'asseoir et se relever.

Se tenir debout pour de longues périodes de temps.

L'une des particularités de ce modèle est sa réaction envers chaque étape de la marche ; on distingue [9] :

- Lorsque le talon touche le sol, le système résiste au mouvement pour soutenir le poids aux articulations.
- Lorsque propulsé vers l'avant, il pousse dans la même direction.
- Lorsque le pied quitte le sol, il plie le genou pour rendre la jambe plus légère.
- Lorsque le pied est balancé vers l'avant, il aide le mouvement pour allonger la distance de chaque pas.

Exosquelettes contrôlés par électromyogrammes

Un électromyogramme (EMG) est un examen qui permet d'enregistrer l'activité électrique des nerfs et des muscles, et donc d'évaluer leur fonctionnement. Il consiste à appliquer un faible courant électrique au niveau des fibres nerveuses, sensibles ou motrices, du système nerveux périphérique.

Un exosquelette utilisant les EMGs permet donc à son utilisateur de contrôler ses mouvements à l'aide des signaux nerveux qu'il émit.

L'exosquelette HAL de Cyberdyne fonctionne en utilisant les EMGs. HAL est l'abréviation de Hybrid Assistive Limb, cet exosquelette développé par l'entreprise Cyberdyne et l'Université Tsukuba au Japon, a pour objectif d'établir la corrélation entre les signaux myoélectriques et le mouvement du corps humain, et puis synchroniser entre les deux pour obtenir un mouvement fluide.

L'usage de l'exosquelette HAL a atteint plusieurs domaines tel que :

- **L'usage médical** : assister les patients souffrant d'incapacité de mouvement en leur offrant un niveau de contrôle sur le robot qui permet d'ajuster la complexité des mouvements et les paramètres de performances.
- **L'assistance à la rééducation** : Les exosquelettes HAL for Living Support (Lower Limb Type) et HAL for Living Support (Single Joint Type) sont destinés à une utilisation en clinique afin d'améliorer le fonctionnement des jambes, ou d'assister le mouvement d'un genou ou d'un coude.
- Autres utilisations de l'exosquelette HAL font réduire la charge sur le bas du dos, ou augmentent la force des quatre membres permettant d'exercer plus de force pour le même effort de la part de l'utilisateur.

Donc, l'intégration des EMGs offre un très grand nombre d'utilisation, et donne la capacité de synchroniser les signaux neurones avec le mouvement du robot. En revanche, l'installation de ce robot nécessite certaines exigences techniques ; par exemple Il faut s'assurer de placer les électrodes correctement et de calibrer le système de contrôle à chaque utilisation pour assurer son bon rendement [10].



Figure 1.8: Exosquelette HAL

Exosquelettes thérapeutiques par contrôle externe

Ce type d'exosquelette est destiné aux utilisateurs ayant un certain degré de motricité dans leurs jambes, et donc peuvent avoir un contrôle sur le robot par l'intermédiaire d'une interface externe de contrôle.

Voici quelques modèles utilisant cette technologie :

1. Ekso Suit d'Ekso Bionics:

Ekso bionics a lancé une série d'exosquelettes dédiés pour la rééducation, "ekso" est la première génération de ces modèles. Il permet à son utilisateur de marcher mais à l'aide des cannes pour maintenir l'équilibre. Le process se fait sur trois étapes :

- FirstStep : le patient se familiarise avec le produit, le thérapeute déclenche les mouvements d'une façon sécuritaire.
- ActiveStep. : permet à l'utilisateur de déclencher lui-même le mouvement de ses jambes à l'aide des boutons installés sur ses cannes.
- ProStep. : permet à l'exosquelette de gérer le déclenchement du mouvement des jambes lorsqu'il détecte que la position est stable et que l'utilisateur est prêt à marcher.



Figure 1.9: EKSU Suit d'EKSU BIONICS

2. REX de REX Bionics:

Ce modèle est utilisable d'une manière quotidienne à faire les différentes tâches que l'utilisateur souhaite ; en gérant entièrement l'équilibre, le patient n'a aucun besoin des cannes, et se libère les bras pour accomplir ses activités.



Figure 1.10: REX de REX Bionics

2

MODÉLISATION

2.1 Introduction

La modélisation des systèmes permet l'analyse et l'étude de leur comportement afin de pouvoir éventuellement le contrôler, ceci nécessite d'établir un modèle très proche de la réalité et qui décrit fidèlement les caractéristiques du système étudié. En ce qui suit, une étude générale sur la modélisation des robots est présentée, ainsi que la détermination des trajectoires désirées dont le robot doit suivre.

2.2 Algorithme du ZMP :

Le zero moment point est un algorithme qui vise à assurer la stabilité du robot. Cette méthode se base sur les équations de Newton-Euler [12] pour calculer une zone de sécurité pour le balancement du robot.

Cette méthode ne génère pas des trajectoires de référence pour la marche, mais indique si la trajectoire générée peut maintenir l'équilibre du robot ou non.

L'algorithme consiste à spécifier un point de référence sur le robot qui est souvent son CdM, et puis analyser son évolution par rapport à une zone de sécurité. L'évolution du CdM lors de la marche est indiqué par la figure (3.1).

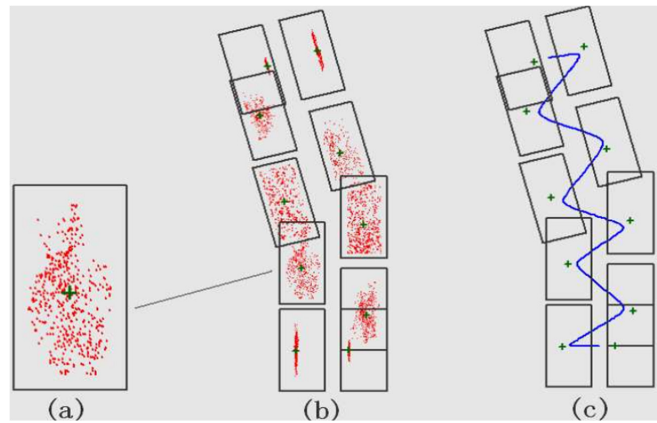


Figure 2.1: La trajectoire du ZMP lors de la marche

On doit donc garder le CdM dans cette zone de sécurité située à l'intérieur du polygone de sustentation. Cette zone doit aussi répondre aux critères imposés par le ZMP. Le plus important est que dans cette zone, le COM a un moment inertiel qui est égal à zéro, ou il en est très proche.

Autrement dit, si le point de référence se situe hors de cette zone de sécurité, le robot va être déséquilibré, car le CdM aura une force trop grande [13].

Pour pouvoir implémenter cette méthode, on utilise des modèles approximatifs pour notre système. Deux modèles concentrés en masse sont souvent utilisés : le modèle à chariot sur la table et le modèle du pendule inversé avec masse ponctuelle.

2.2.1 Modèle du chariot sur la table

On vise par ce modèle de simuler le mouvement du CdM du robot à un mouvement d'un chariot se déplaçant horizontalement sur une table (figure (3.2)) donnant une relation mathématique entre le CdM et le ZMP, simplifiant la dynamique du robot. Par ce modèle, on considère que toute la masse du robot se concentre sur

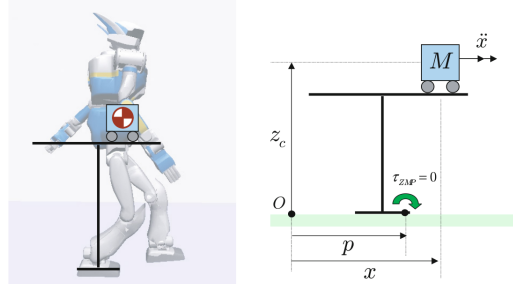


Figure 2.2: Modèle chariot sur la table

le chariot, et on néglige la masse de la jambe de support. Cette hypothèse ne reflète pas la réalité, mais elle fournit une bonne approximation, du fait que la généralité de la masse du robot se concentre sur le tronc et les jambes [14].

Pour assurer la stabilité lors de la locomotion on garde la position du CdM dans la zone sécurisée, si sa position dépasse cette zone un moment est créé sur l'axe horizontal, qui va faire basculer la table pour maintenir le CdM à l'intérieur de la zone.

2.2.2 Modelé du pendule inversé linéaire

On peut aussi approximer les mouvements du ZMP et du CdM par le mouvement d'un pendule inversé. Ce modèle considère le robot autant qu'une masse unique, portée sur son CdM, et que la jambe est de masse négligeable. La stabilité du robot dépend de la position du ZMP par rapport au polygone de sustentation, où on doit garder le ZMP à l'intérieur de ce dernier.

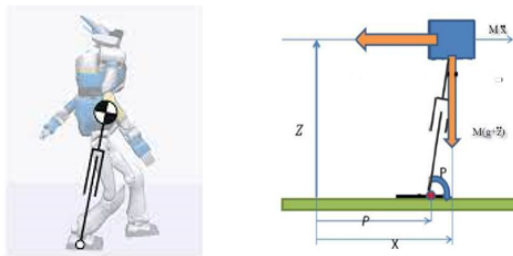


Figure 2.3: Modèle du pendule inversé linéaire

2.3 Planification de trajectoire

La génération de trajectoire est un concept important en robotique ; certaines tâches nécessitent avoir des positions prédéfinies pour que le robot puisse les accomplir, autres nécessitent des vitesses précises pour garder la nature du processus... etc

Afin de pouvoir dupliquer la marche bipède humanoïde d'une manière précise par le robot, on doit lui fournir une trajectoire de cette marche qui doit la suivre pour recréer les mouvements désirés. Cette trajectoire détermine l'allure de la démarche, la vitesse du robot et sa stabilité.

L'ensemble de ces trajectoires est appelé modèle de marche.

La reproduction de la marche humanoïde se base sur 2 méthodes principales : prendre des relevés biométriques ou concevoir des trajectoires théoriques.

2.3.1 Relevés biométriques

Cette méthode capture les mouvements humains de la marche effectués par une personne qui transmettra les données soit par mesure directe ou par imagerie.

La mesure directe utilise des capteurs placés sur la personne qui marche pour relever les trajectoires. Des capteurs d'angle sont placés sur les articulations et des accéléromètres sont placés à des endroits stratégiques pour mesurer les mouvements [11].

D'autre part, l'imagerie consiste à prendre des images de la marche aux différents moments, puis analyser ces images pour pouvoir reconstruire l'allure complète de la marche. Les images sont prises par rapport à des points spécifiques marqués sur le marcheur en utilisant une ou plusieurs caméras ayant des marqueurs réfléchissants, lumineux ou infrarouges, ou des systèmes optiques complexes de grandes précisions [11].

Évidemment, cette approche des relevés biométriques fournit des allures très identiques de la marche aussi humaine possible. Mais il faut noter qu'une démarche d'allure humaine n'est pas nécessairement la meilleure démarche pour un robot.

2.3.2 Trajectoires théoriques

Contrairement à la première approche, les trajectoires théoriques sont issues des calculs ou de la simulation. Différentes méthodes sont utilisées pour générer des trajectoires théoriques, parmi lesquels sont :

- Méthodes basées sur des modèles simplifiés,
- Méthodes basées sur les oscillateurs,
- Méthodes basées sur les B-Spline,

Dans ce qui suit, on s'intéresse à l'approche de génération de trajectoires théoriques par les modèles simplifiés.

Méthodes basées sur des modèles simplifiés

On vise à approximer les mouvements des robots par des modèles simplifiés facile à étudier. Parmi les modèles les plus utilisés sont les modèles du pendule inversé avec une, deux ou trois masses.

Plusieurs chercheurs ont établi des études sur la locomotion bipède de robots en se basant sur ces modèles, ceci revient au fait que les mouvements effectués en marchant sont très proches des mouvements du pendule inversé.

Évidemment, Kajita et al ont utilisé le modèle de pendule inversé linéaire 3D pour approximer la dynamique de la marche bipède [15].

Ainsi, une recherche a été menée par Tang et al utilisant un modèle du pendule inversé (Inverted Pendulum Model : IPM), où le mouvement du centre de gravité du robot est approximé à partir de celui du pendule inversé, et sa trajectoire est déterminée par le mouvement de ce dernier [16].

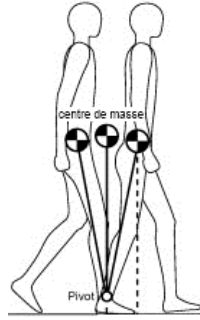


Figure 2.4: Modèle Simplifié du Pendule Inversé

L'utilisation de plusieurs masses augmente la précision du modèle en prenant en compte la masse de la jambe en balancement, ou en augmentant le nombre des articulations étudiées. . .

Toutes ces méthodes visent à donner une image fidèle des mouvements du robot afin de pouvoir générer les allures des trajectoires articulaires.

2.4 Contact avec le sol

La modélisation des robots nécessite la prise en considération de leur interaction avec l'espace de travail où ils fonctionnent, notamment pour les robots mobiles qui ont plus de contacts avec l'environnement les entourant.

Les robots mobiles se déplacent en utilisant des différents moyens (roues, chenilles. . .), ce qui présente une interaction continue avec la plateforme sur laquelle ils se déplacent. Par contre, les robots bipèdes effectuent un contact avec le sol commutatif entre les deux jambes tout au long le cycle de la marche.

Ce contact engendre des forces externes qui vont influencer sur la dynamique du robot, et donc doivent être prises en considération. En ce propos les chercheurs ont établi deux approches permettant de prendre en compte l'influence du sol ; la première vise à la modélisation entière du sol [17], or que la deuxième prend en charge l'effet de l'impact du robot avec le sol [18] [19].

On ce qui suit, on s'intéresse à la deuxième approche consistant à modéliser l'effet de l'impact avec le sol.

Le modèle qu'on peut attribuer à ce contact se constitue de l'ensemble des forces verticales et horizontales (forces de frottement) générées par l'impact du pied avec le sol.

Il est sous forme d'un système constitué de l'ensemble d'un ressort et un amortisseur, et exprimé par la formule suivante :

$$\begin{aligned} F_N &= Kd + C\dot{d} \\ F_S &= K_x x + C_x \dot{x} \end{aligned} \quad (3.4.0)$$

Où F_N et F_S sont les forces de réaction verticale et celle de frottement respectivement. Et d représente la pénétration verticale au sol. Pour notre cas cette distance est proche du zéro ($d \simeq 0$).

$$\text{avec } K = 2.5 \times 10^4, \quad C = 5 \times 10^2, \quad K_x = 5 \times 10^3, \quad C_x = 1 \times 10^2 \quad (3.4.1)$$

Les K sont les coefficients de raideur, et les C sont les coefficients d'amortissement. Est donc, le terme décrivant la forces réactives du sol est donné par:

$$F_R = F_N + F_S = F_S; \quad (3.4.2)$$

2.5 Formalismes de la modélisation des robots :

La conception d'un robot nécessite l'utilisation des modèles mathématiques, pour la commande et la simulation. Ces modèles ont pour but de représenter mieux le robot dans son environnement refléter ses caractéristiques de point de vue de sa géométrie et son comportement cinématique et dynamique.

La modélisation se fait sur plusieurs niveaux, tout dépend l'objectif désiré, les contraintes imposées et les performances recherchées.

La modélisation de système poly-articulé (robot) a pour but de représenter au mieux le robot dans son environnement pour ensuite lui programmer les trajectoires avec la planification de mouvement.

Le robot marcheur bipède étudié, représenté sur la figure (3.5) est constitué de deux jambes liées par une masse au niveau du CdM(M_{com}). Chaque jambe comporte deux jonctions liées entre elles par deux segments (corps rigides de longueur l_1 et l_2) et ayant une masse (m) situé au niveau de la jonction du genou.

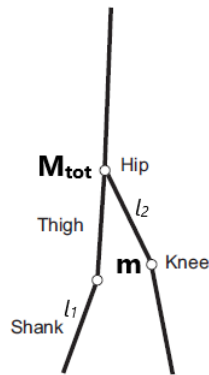


Figure 2.5: Schéma du modèle étudié

2.5.1 Modélisation géométrique :

Ce modèle permet d'exprimer la position cartésienne en relation avec les variables angulaire des articulations. Pour y faire, on commence d'abord par déterminer le nombre de degrés de liberté (DDL) que le bipède doit posséder. Les DDL d'un système sont les paramètres indépendants qui permettent de définir la position et l'orientation de chaque corps du système.

La marche humaine comporte des dizaines de DDL répartis sur le corps, mais ce nombre doit être minimiser pour pouvoir simplifier l'étude et la modélisation du bipède ; plus le nombre est élevé, le modèle devient de plus en plus complexe. Cette diminution est contrainte de l'agilité que le robot doit préserver lui assurant la stabilité nécessaire pour son fonctionnement.

On distingue deux types de modélisation géométrique : directe et inverse.

- **Modélisation géométrique directe :** Le modèle géométrique directe (MGD) est un formalisme mathématique nous permettant d'obtenir la position cartésienne à partir des variables angulaires des articulations. En d'autres termes, il relie l'espace articulaire associé aux différentes liaisons à l'espace opérationnel associé à la configuration de l'organe terminal [20].

On peut l'exprimer par la relation vectorielle suivante :

$$X = f(q); \tag{3.5.1.1}$$

où X exprime les coordonnées à l'espace opérationnel, les q sont les variables articulaires, et f est une fonction vectorielle, souvent non linéaire.

- **Modélisation géométrique inverse :** Comme son nom l'indique, le modèle géométrique inverse (MGI) est l'opération inverse du MGD, qui nous permet d'obtenir les positions articulaires en fonction des variables de l'espace opérationnel (la position et l'orientation). Il est exprimé par la relation suivante

$$q = f^{-1}(X) \tag{3.5.1.2}$$

Le calcul de ce modèle est souvent basé sur un formalisme dit Denavit-Hartenberg, qui est une méthode systématique qui permet de construire itérativement l'ensemble des transformations de la structure par la création d'une matrice de transformation décrivant les points d'une articulation par rapport à l'articulation qui la succède, en prenant en compte les mouvement effectués (rotation ou translation). La matrice de transformation globale, qui exprime la totalité des mouvements entre la première articulation et la dernière est obtenue par la multiplication de toutes les matrices de transformation entre chaque deux articulations successives.

2.5.2 Modélisation cinématique :

L'évolution du monde de la robotique a élargi le domaine de recherche et applications lié au développement des robots ; on cherche de plus en plus à étudier des fonctionnalités plus sophistiquées, et à effectuer des mouvements plus complexes. Cela, très souvent, nécessite des modèles d'études de complexité élevée, qu'on ne peut réaliser qu'à travers la cinématique robotique.

La cinématique robotique peut être défini en étant une application de la géométrie à l'étude des chaînes robotiques arbitraires [21].

Et donc on vise par la cinématique d'établir une transformation entre l'espace articulaire et l'espace cartésien des vitesses des différentes variables.

Ce modèle comporte aussi deux méthodes, dont l'une est l'inverse de l'autre ; ce sont la modélisation cinématique directe et la modélisation cinématique inverse.

- **Le modèle cinématique directe :** Le modèle cinématique directe (MCD) décrit les vitesses opérationnelles \dot{x} en fonction des vitesses articulaires \dot{q} ; le modèle peut donc être représenté par la formule suivante :

$$\dot{x} = J(q)\dot{q} \quad (3.5.2.1)$$

où J est la matrice Jacobienne issue de la dérivation du MGD. Le jacobien est donné par la relation suivante:

$$J_{ij} = \frac{\partial f_i(\mathbf{q})}{\partial q_j} \quad i = 1, \dots, n; \quad j = 1; \dots, m \quad (3.5.2.2)$$

- **Le modèle cinématique inverse :** Le MCI fait exprimer les vitesses articulaires à partir des vitesses opérationnelles, et peut être obtenu par la formule suivante :

$$\dot{q} = J(q)^+ \dot{x}. \quad (3.5.2.3)$$

Où $J(q)^+$ désigne la matrice pseudo-inverse de la matrice Jacobienne.

Ceci est due au fait que la matrice jacobienne n'est pas toujours carrée; en effet, elle l'est si le nombre des variables articulaires est égale au nombre des variables cartésiennes.

2.5.3 Modélisation dynamique :

Le modèle dynamique d'un robot permet d'établir la relation entre les accélérations et les vitesses angulaires avec les forces et moments nécessaires pour contrôler les articulations. C'est-à-dire que c'est une relation qui exprime les mouvements du robot en fonction des forces des actionneurs des articulations.

Cela va permettre la conception des modèles de simulation qu'on peut utiliser pour générer des algorithmes de contrôle et des techniques de planification de locomotion sans avoir nécessairement besoin d'accéder où construire des systèmes physiques tout entiers.

La modélisation dynamique joue donc le rôle le plus important dans la simulation de la locomotion du robot, et la synthèse de ses contrôleurs.

Le modèle dynamique inverse (MDI) permet de déduire les forces (ou couples) à partir d'une connaissance antérieure des variables angulaire q, \dot{q}, \ddot{q} par la relation suivante :

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + Fr \quad (3.5.3.1)$$

où:

τ est le vecteur des couples/forces des actionneurs, selon que l'articulation est rotoïde ou prismatique ;

M est la matrice ($n \times n$) de l'énergie cinétique (n étant le nombre d'articulations), appelée aussi matrice d'inertie du robot, qui est symétrique et définie positive. Ses éléments sont fonctions des variables articulaires q.

C est une matrice ($n \times n$) présentant les couples/forces de Coriolis et des forces centrifuges.

G est le vecteur ($n \times 1$) des couples / forces de gravité.

Et Fr est un vecteur représentant l'effort extérieur (force et moments) qu'exerce le robot sur l'environnement.

Pour pouvoir déduire ce modèle, il est nécessaire de passer par les équations de mouvement du robot, obtenu par une des deux méthodes suivantes :

1. **Formalisme de Lagrange :** Cette méthode fourni les équations de mouvements du robot à l'aide du lagrangien du système, qui est une expression liant les différentes énergies du système.

On considère les variables q_i ($i = 1, \dots, n$) qui représente les n-DDL du système, et dite les coordonnées généralisées.

Le lagrangien du système est donnée par l'expression suivante :

$$\mathcal{L} = \mathcal{T} - \mathcal{U} \quad (3.5.3.2)$$

Tel que: \mathcal{T} et \mathcal{U} sont les énergies cinétique et potentiel respectivement.
 Les équations de Lagrange sont ensuite obtenues par :

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i} = \xi_i \quad i = 1, \dots, n \quad (3.5.3.3)$$

ξ_i est dit les forces généralisées des coordonnées généralisées.

2. **Formalisme de Newton-Euler** : C'est une méthode parvenant des théorèmes généraux de la mécanique, développé en une solution récursive itérative très adaptée à la commande dynamique en temps réel des robots à chaîne cinématique simple [22]. Elle se base sur une double récurrence ; la récurrence avant allons de la base du robot vers sont effecteur calculant les vitesses et les accélérations, et puis leur torseur dynamique. Puis la récurrence arrière de l'effecteur vers la base qui permet de calculer les couples des actionneurs.

En ce qui suit, l'approche de modélisation dynamique choisi est celle du formalisme de lagrange.

2.6 Modèle établi

Plusieurs recherches ont été menées pour établir un modèle qui exprime la dynamique d'un exosquelette . À partir de ces modèles, l'article [23] propose un modèle qui assemble 3 modes de fonctionnement de l'exosquelettes tout au long le cycle de marche.

Chaque un de ces modes indique une phase du mouvement des pieds sur le cycle de la marche, qui est constitué d'une période de double appui, où les deux pieds touchent le sol, suivi par une phase de simple appui où seulement un pied est en contact avec le sol. Cette dernière période est caractérisée par deux mouvement districts du pied en déplacement ; le premier est le balancement de la position de départ (fin de la phase de double appui) jusqu'au deuxième mouvement dit "verrouillage du genou" qui précède le moment où le pied touche le sol.

Le phénomène du verrouillage du genou se produit lorsque l'angle du genou est égal à celle du bassin. Ce phénomène est un résultat de l'optimisation de la marche robotique en approximant la marche humaine le plus proche possible, cela en assurant des allures plus naturelles avec meilleure efficacité énergétique et stabilité de marche. En effet il à une grande influence sur l'efficacité énergétique [24].

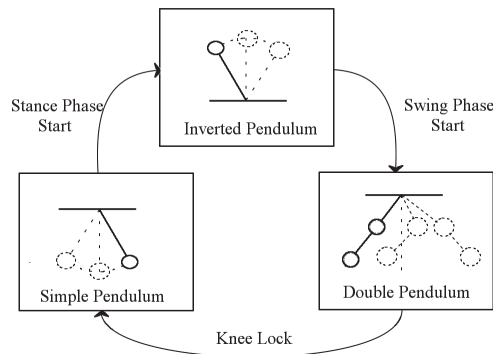


Figure 2.6: Les modes de fonctionnement du modèle

Et donc, pour modéliser ces trois modes on distingue : un modèle de double pendule , un autre d'un simple pendule et le dernier est un pendule inversé.

Dans ce qui suit :

X et y désigne les positions dans l'espace fonctionnel (coordonnées cartésiennes).

θ sont les angles par rapport à la verticale.

L est la somme des deux segments l_1 et l_2 reliant les deux masses M_{com} et m.

M_{tot} est la somme des deux masses M_{com} est m.

1. **Le pendule inversé :** ceci est un modèle très simple, mais autant efficace pour décrire le déplacement du CdM entre deux phases du double appui.

Les coordonnées cartésiennes sont données par :

$$\begin{aligned} x &= L \sin(\theta) \\ y &= L \cos(\theta) \end{aligned} \quad (3.6.0)$$

2. **Le double pendule :** ce modèle représente le déplacement d'un pied lorsque l'autre est en phase du simple appui.

Le balancement de ce pendule inversé est exprimé par l'expression suivante :

$$\begin{aligned} y &= -l_1 \cos(\theta_1) - L_2 \cos(\theta_2) \\ x &= l_1 \sin(\theta_1) + L_2 \sin(\theta_2) \end{aligned} \quad (3.6.1)$$

3. **Le pendule simple :** ce modèle décrit l'intervalle entre le moment du verrouillage du genou et la fin de la phase du double pendule .

son mouvement est décrit par:

$$\begin{aligned} y &= -(l_1 + L_2) \cos(\theta_1) \\ x &= (l_1 + L_2) \sin(\theta_1) \end{aligned} \quad (3.6.2)$$

Pour rejoindre les trois modèles, on introduit la variable temporelle sur chaque un des modèles précédents, ceci va permettre de délimiter chaque phase sur le cycle de marche.

En remplaçant les valeurs désirées des angles θ , on obtient[50]:

- **Mode du pendule inversé:**

$$\theta(t) = \theta_i + \omega t \quad (3.6.3)$$

- **Mode du double pendule :**

$$\begin{aligned} \theta_1(t) &= \theta_i + (\theta_t - \theta_i) \left(1 - e^{-\frac{t}{\alpha_1}}\right) \\ \theta_2(t) &= \theta_i + (\theta_t - \theta_i) \left(1 - e^{-\alpha_2 t}\right) \end{aligned} \quad (3.6.4)$$

- **Mode du pendule simple:**

$$\theta(t) = \theta_i + \omega t \quad (3.6.5)$$

on définit les paramètres suivants:

S : Désigne le déplacement horizontale du CdM, qui est approximativement la moitié de la distance déplacée pendant le cycle tout entier.

V_{cm} : Désigne la vitesse du déplacement horizontale du CdM.

$t_f = \frac{S}{V_{cm}}$: Désigne la durée de la période du balancement.

$$t_{f1} = \alpha t_f$$

$$t_{f2} = (1 - \alpha)t_f$$

t_{f1} et t_{f2} précisent la période où le modèle se comporte comme un DP (phase de balancement) et celle où il se comporte comme un PS (le verrouillage du genou).

$\theta_i = -\arcsin\left(\frac{S}{2l}\right)$: l'angle initial.

$\theta_f = -\theta_i$: est l'angle final. Il est égale à l'inverse de l'angle initial par symétrie

$\theta_t = -\theta_i + \gamma(-\theta_i)$: est l'angle de commutation du DP vers PI, et on défini γ entre 0 et 1 de tel sorte qu'on délimite les intervalles de chaque mode.

$\omega = \frac{\theta_f - \theta_t}{t_{f2}}$: est la vitesse angulaire du CdM.

$$\theta = \theta_t + \omega t$$

$$a_1 = \frac{t_{f1}}{4}$$

$$a_2 = -\frac{1}{t_{f1}} \ln(2)$$

a_1 et a_2 représente la période du balancement pour chaque angle.

Après avoir conçu les trois modèles, et les rejoindre en fonction d'une seule variable temporelle, on passe à la modélisation dynamique du système, qui va nous permettre d'établir des lois de commande pour le système. L'approche choisi pour extraire la formule des couples (dynamique inverse) est celle du Lagrangien.

Un subdivise notre système en trois sous-systèmes :

Le premier, noté M1, désigne la phase de balancement, est donc c'est le modèle du DP, le deuxième M2 est le PS, et finalement, M3 le modèle du PI.

2.6.1 Mode 1: Le modèle du double pendule :

$$X = \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \sin(\theta_1) \\ -l_1 \cos(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (3.6.1.0)$$

Donc:

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{y}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) \\ l_1 \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (3.6.1.1)$$

L'expression de l'énergie cinétique est donnée par:

$$\mathcal{K}_1 = \frac{1}{2} m (\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) \quad (3.6.1.2)$$

En remplaçant \dot{x}_1 et \dot{y}_1 par leurs expressions on trouve:

$$\mathcal{K}_1 = (l_1 \dot{\theta}_1)^2 \quad (3.6.1.3)$$

l'énergie potentiel est donnée par:

$$\mathcal{P}_1 = -mgl_1 \cos(\theta_1) \quad (3.6.1.4)$$

Le Lagrangien est donc donné par:

$$\mathcal{L}_1 = \mathcal{K}_1 - \mathcal{P}_1 \quad (3.6.1.5)$$

On fait le même travail pour la masse M_{com} :

$$X = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_2) \\ -l_1 \cos(\theta_1) - l_2 \cos(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.6.1.6)$$

Donc:

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} \dot{x}_2 \\ \dot{y}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + l_2 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_2) \\ l_1 \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) + l_2 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.6.1.7)$$

L'expression de l'énergie cinétique est donnée par:

$$\mathcal{K}_2 = \frac{1}{2} m (\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) \quad (3.6.1.8)$$

En remplaçant \dot{x}_2 et \dot{y}_2 par leurs expressions on trouve:

$$\mathcal{K}_2 = \frac{M_{com}}{2} [(l_1 \dot{\theta}_1)^2 + (l_2 \dot{\theta}_2)^2 + 2l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)] \quad (3.6.1.9)$$

l'énergie potentiel est donnée par:

$$\mathcal{P}_2 = -M_{com} g (l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_2)) \quad (3.6.1.10)$$

Le Lagrangien est donc donné par:

$$\mathcal{L}_2 = \mathcal{K}_2 - \mathcal{P}_2 \quad (3.6.1.11)$$

Le Lagrangien totale est la somme des deux Lagrangiens \mathcal{L}_1 et \mathcal{L}_2 :

$$\mathcal{L} = \mathcal{L}_1 + \mathcal{L}_2 \quad (3.6.1.12)$$

Finalement, on déduit l'expression des couples:

$$\begin{aligned} \tau_1 &= \frac{d}{dt} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\theta}_1} - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \theta_1} \\ \tau_2 &= \frac{d}{dt} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\theta}_2} - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \theta_2} \end{aligned} \quad (3.6.1.13)$$

On obtient l'équation (3.5.3.1), avec:

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} \quad (3.6.1.14)$$

La matrice d'inertie M est donnée par:

$$M = \begin{bmatrix} l_1^2 (m + M_{com}) & l_1 l_2 M_{com} \cos(\theta_1 - \theta_2) \\ l_1 l_2 M_{com} \cos(\theta_1 - \theta_2) & l_2^2 M_{com} \end{bmatrix} \quad (3.6.1.15)$$

La matrice C des forces de Coriolis est la suivante:

$$C = \begin{bmatrix} 0 & l_1 l_2 M_{com} \dot{\theta}_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \\ -l_1 l_2 M_{com} \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) & 0 \end{bmatrix} \quad (3.6.1.16)$$

La matrice des forces de gravité G est définie comme suit:

$$G = \begin{bmatrix} gl_1 \sin(\theta_1)(M_{com} - m) \\ gl_2 \sin(\theta_2)M_{com} \end{bmatrix} \quad (3.6.1.17)$$

Le vecteur des forces externes Fr est donnée selon par l'équation(3.4.2).

2.6.2 Mode 2: Le modèle du pendule simple:

$$X = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} +L\sin(\theta) \\ -L\cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.6.2.0)$$

Donc:

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L\dot{\theta}\cos(\theta) \\ L\dot{\theta}\sin(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.6.2.1)$$

L'expression de l'énergie cinétique est donnée par:

$$\mathcal{K} = \frac{1}{2}M_{tot}(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) \quad (3.6.2.2)$$

En remplaçant \dot{x}_1 et \dot{y}_1 par leurs expressions on trouve:

$$\mathcal{K} = (L\dot{\theta})^2 \quad (3.6.2.3)$$

l'énergie potentiel est donnée par:

$$\mathcal{P} = -M_{tot}gL\cos(\theta) \quad (3.6.2.4)$$

Le Lagrangien est donc donné par:

$$\mathcal{L} = \mathcal{K} - \mathcal{P} \quad (3.6.2.5)$$

Finalement,l'expression des couples est donnée par :

$$\tau = \frac{d}{dt} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\theta}_1} - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \theta} \quad (3.6.2.6)$$

On obtient l'équation (3.5.3.1) , avec:

La matrice d'inertie M est donnée par:

$$M = [M_{tot}L^2] \quad (3.6.2.7)$$

La matrice C des forces de Coriolis est nulle

La matrice des forces de gravité G est définie comme suit:

$$G = [M_{tot}gL\sin(\theta)] \quad (3.6.2.8)$$

Le vecteur des forces externes Fr est donnée selon par l'équation(3.4.2).

2.6.3 Mode 3: Le modèle du pendule inversé:

$$X = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -L\sin(\theta) \\ -L\cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.6.3.0)$$

Donc:

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -L\dot{\theta}\cos(\theta) \\ L\dot{\theta}\sin(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.6.3.1)$$

L'expression de l'énergie cinétique est donnée par:

$$\mathcal{K} = \frac{1}{2}M_{tot}(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) \quad (3.6.3.2)$$

En remplaçant \dot{x}_1 et \dot{y}_1 par leurs expressions on trouve:

$$\mathcal{K} = (L\dot{\theta})^2 \quad (3.6.3.3)$$

l'énergie potentiel est donnée par:

$$\mathcal{P} = -M_{tot}gL\cos(\theta) \quad (3.6.3.4)$$

Le Lagrangien est donc donné par:

$$\mathcal{L} = \mathcal{K} - \mathcal{P} \quad (3.6.3.5)$$

Finalement, on applique l'expression des couples est donnée par:

$$\tau = \frac{d}{dt} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\theta}_1} - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \theta} \quad (3.6.3.6)$$

On obtient l'équation (3.5.3.1) , avec:

La matrice d'inertie M est donnée par:

$$M = [M_{tot}L^2] \quad (3.6.3.7)$$

La matrice C des forces de Coriolis est nulle

La matrice des forces de gravité G est définie comme suit:

$$G = [M_{tot}gL\sin(\theta)] \quad (3.6.3.8)$$

Le vecteur des forces externes Fr est donnée selon par l'équation(3.4.2).

2.7 Conclusion

Il est très important d'établir un modèle concret et fidèle du système pour pouvoir minimiser les erreurs paramétriques et d'obtenir des résultats justes.

De ce fait, plusieurs modèles ont été développés caractérisant plusieurs aspects du système étudié. Parmi ces modèles sont les modèles approximatifs qui font simplifier et approximer le vrai modèle de la locomotion humaine à des modèles simples et facile à étudier et implémenter.

Dans ce chapitre un modèle a été établi en prenant en considération les différents mouvements appliqués lors de la marche bipède humanoïde.

3

COMMANDE

3.1 Introduction

La commande d'un système non linéaire dont les paramètres varient nécessite la synthèse des contrôleurs avancés qui peuvent faire face aux dynamiques et comportements complexes du système. En effet, les lois de commande classique peuvent être insuffisantes face aux exigences strictes de performance des systèmes non linéaires ; une robustesse est nécessaire pour satisfaire les différents critères de précision, stabilité et autres caractéristiques dynamiques de ces systèmes.

Donc, On doit faire appel à des lois de commande insensibles aux variations des paramètres et aux non linéarités, et qui peuvent satisfaire certaines exigences sur la vitesse de poursuite, l'atténuation des perturbations, et la précision du suivi.

Plusieurs recherches ont été effectuées pour développer certaines lois de commande satisfaisant les exigences de la commande des systèmes non linéaires. En ce qui suit, on introduit les méthodes les plus utilisées en exposant quelques-uns de leurs avantages et leurs inconvénients.

3.1.1 Linéarisation par bouclage entrée-état ou entrée-sortie

Cette technique a fait son apparition dans les années 1980, elle consiste à transformer les systèmes non linéaires, totalement ou partiellement, en systèmes possédant un comportement entrée-sortie ou entrée-état linéaire en choisissant une loi de commande appropriée qui permet cette transformation. Une fois le système linéaire est obtenu, les lois de commandes classiques linéaires peuvent être appliqué pour le commander.

Pour pouvoir appliquer cette méthode, un modèle exact du système doit être obtenu, de plus le vecteur d'état doit être connu et mesuré. Cette technique consiste à annuler les termes non linéaires du système, par conséquence, une incertitude sur la modélisation de ces termes se présente qui va engendrer des incertitudes paramétriques, ceci effectue évidemment la robustesse de la commande.

3.1.2 Commande adaptative

Dans les années 1950 un groupe d'automaticiens a constaté qu'une commande d'un processus par des paramètres fixes n'assure par toujours les performances désirées, notamment lorsque les paramètres de ce processus varient. Donc le contrôle doit être s'adapté à tout instant aux différents changements du comportement du système. Pour y atteindre, plusieurs techniques ont été développées ayant tous le même objectif d'annuler l'erreur entre la consigne et la sortie du modèle.

La conception d'une loi de commande adaptative nécessite une estimation en ligne des paramètres du système intégré dans un mécanisme d'adaptation qui agit sur le contrôleur. Le choix de ce contrôleur et le mécanisme d'adaptation se fait sur des différents critères, dont chaque un mène à une méthode adaptative distincte.

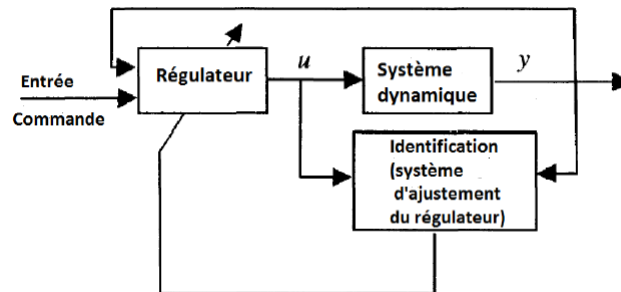


Figure 3.1: Structure d'une commande adaptative d'un système dynamique

On distingue plusieurs approches de commande adaptative qu'on peut classer en deux classes majeures : commande adaptative directe ou indirecte. Les méthodes directes ont l'objectif de concevoir un modèle de référence dont les performances coïncident avec ceux du système en boucle fermée, or les méthodes indirectes fonctionnent sur le principe d'identification en temps réels du processus puis le placement de pôles.

3.1.3 Commande robuste

Dans certain cas, établir un modèle précis d'un processus n'est pas une tâche facile. Ce manque d'exactitude est dû à des raisons variés ; soit la complexité du processus lui-même, la mal identification de ses paramètres, l'oubli de certains dynamiques du système ou à cause des incertitudes paramétriques. Dans ce cas, plusieurs types de commandes ne peuvent pas être utilisé à cause de leur dépendance sur la fidélité du modèle.

La commande robuste permet de prendre les différentes incertitudes en considération ; lors de la synthèse de la loi de commande un modèle nominal du processus est établi accompagné des incertitudes paramétriques du modèle pour pouvoir les compenser le mieux possible.

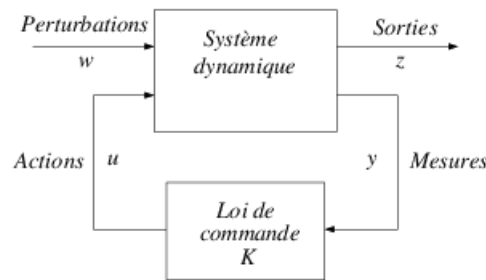


Figure 3.2: Structure d'une commande robuste d'un système dynamique

3.1.4 Backstepping

Sous l'objectif de développer des lois de commandes pour les systèmes non linéaires, plusieurs parties de la communauté scientifique sont mis à la recherche des nouvelles approches utilisant des procédures récursives. Pendant les années 1990 la technique du backstepping a été conçu par P. Kokotovic. Cette technique est une méthode systématique permettant la conception de la loi de commande d'une manière récursive, tout en considérant certaines composantes du vecteur d'état comme des commandes virtuelles et des lois de commande intermédiaires. On commence d'abord par considérer un petit sous système pour lequel une loi de commande virtuelle est conçu, et puis la conception de la loi de commande finale est étendue sur plusieurs étapes passant par des commandes intermédiaires. Tout au long de la conception, une fonction de Lyapunov du système contrôlé est successivement construite permettant le suivi de sa stabilité.

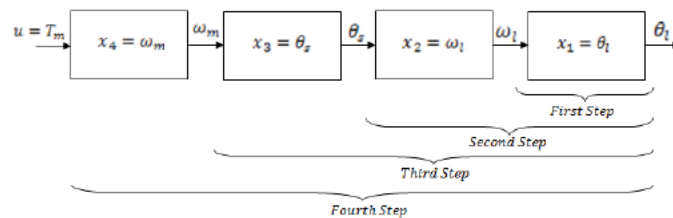


Figure 3.3: Diagramme descriptif d'une loi de commande backstepping de quatre étapes

La méthode du Backstepping permet de traiter les non linéarités du système de manières différentes ; les non linéarités sont prises en considération si elles peuvent contribuer à la stabilisation du système, sinon un contrôle linéaire est établi pour les compenser [17].

3.1.5 Commande par mode glissant

Une autre approche de commande des systèmes non linéaires est la commande par mode glissant. Cette méthode consiste à contraindre les trajectoires du système à atteindre une surface donnée, surface de glissement, pour ensuite y rester quelles que soit les conditions initiales. Cette commande est classifiée sous les commandes des systèmes à structure variable. Ces systèmes sont principalement caractérisés par le fait que leur contrôle commute entre plusieurs lois de commande. Ce type de commande est très avantageux ; il permet d'obtenir des performances très satisfaisantes en termes de robustesse, précision, stabilité, simplicité et temps de réponse faible.

Toutefois, la commande par mode de glissement engendre en pratique des perturbations sur le système sous forme de commutations haute fréquence connue sous le nom de chattering. Ceci peut exciter des dynamiques non désirées qui risquent de déstabiliser, voire même de détruire le système étudié.

Pour faire face à ce phénomène, et diminuer l'effet du chattering, plusieurs méthodes sont prises en charge consistant à modifier la structure du régulateur, par exemple, en remplaçant la fonction signe par une approximation continue au voisinage de la surface de glissement, ou en utilisant des modes glissants d'ordre supérieur afin de rejeter les discontinuités au niveau des dérivées supérieures de l'entrée du système.

Il existe encore plusieurs approches pour commander les systèmes non linéaires tel que : la commande floue, la commande prédictive, la commande optimale. . . . Chaque une de ces commandes présente certains avantages qu'on peut exploiter pour synthétiser des lois de commandes non linéaires.

Pour l'objet de notre étude, on implémente le contrôleurs non linéaires utilisant le backstepping .

Le chapitre suivant expose les détails de synthèse du régulateur, et les résultats de la simulation après avoir appliqué cette commande sur le système étudié.

4

RÉSULTATS DE LA SIMULATION

En faisant entrer les paramètres de la modélisation sur le logiciel MATLAB, et on établissant le schéma des deux commandes sur les trois modes on a obtenu:

4.1 Génération des trajectoires

Afin de générer les trajectoires désirées de chaque modes, le schéma suivant est proposé :

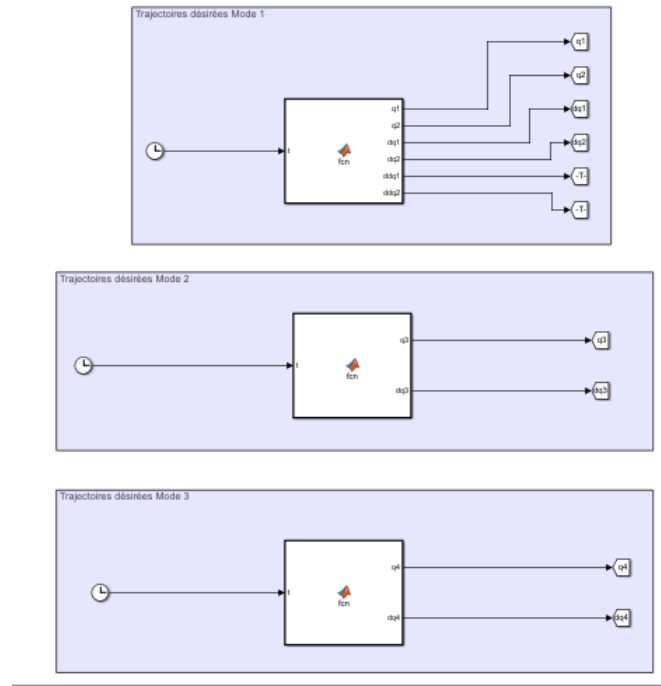


Figure 4.1: Schéma de simulation du bloc des trajectoires générées

Les blocs de fonction contiennent les équations des variables articulaires désirées en fonction du temps, qui est fourni à l'entrée du bloc à l'aide d'un module "horloge". Le premier mode (DP) contient deux variables articulaires dans sa sortie: θ_1 et θ_2 , alors que les deux autres modes (PI et PS) ont seulement une seule variable de sortie. De plus, les vitesses et accélérations articulaires sont aussi calculées et fournies utilisant le même bloc de fonction.

Les trois modes sont distingués par rapport à un cycle de marche (noté T, qui est considéré égal à 5 secondes) par des pourcentages, tel que: le premier mode du DP est de durée de 48% du cycle de marche, le deuxième mode: PS est de 4% et le troisième mode: PI est aussi de 48% du cycle de marche.

En ce qui suit, les allures des positions des variables articulaires θ sont montrées pour chaque mode indépendamment.

4.2 Commande par Backstepping

On considère notre système sous la forme:

$$X = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (5.2.0)$$

Donc le modèle d'état du système est donné par:

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_2 \\ \frac{1}{J}f(x) + \frac{1}{J}\tau \end{bmatrix} \quad (5.2.1)$$

Étant donné la relation (3.5.3.1), on peut déduire que:

$$\begin{aligned} f(x) &= -C(x_1, x_2)x_1 - G(x_1) - Fr \\ J &= M(x_1) \end{aligned} \quad (5.2.3)$$

D'abord on considère le premier sous-système

$$\dot{x}_1 = x_2$$

$x_2 = u_1$ est donc considéré comme une commande fictive pour ce système.

Et on considère $e_1 = x_1 - x_{1d}$

On définit la fonction de **Lyapunov** définie positive suivante:

$$\begin{aligned} V_1 &= \frac{1}{2}e_1^2 \\ \dot{V}_1 &= e_1\dot{e}_1 \end{aligned} \quad (5.2.3)$$

Ce qui donne:

$$\dot{V}_1 = (x_1 - x_{1d})(x_2 - \dot{x}_{1d}) = (x_1 - x_{1d})(u_1 - \dot{x}_{1d}) \quad (5.2.4)$$

Donc, pour que \dot{V}_1 soit définie négative on doit choisir:

$$u_1 = \dot{x}_{1d} - k_1(x_1 - x_{1d}) \quad (5.2.5)$$

Avec $k_1 > 0$

Pour le deuxième sous-système, τ est la commande.

Soit: $e_2 = x_2 - u_1$ cela est établi en revenant au fait que x_2 doit tendre vers u_1

Alors, soit la fonction de **Lyapunov** définie positive suivante:

$$V_2 = V_1 + \frac{1}{2}e_2^2 \quad (5.2.6)$$

$$\dot{V}_2 = \frac{1}{2}\dot{e}_1^2 + \frac{1}{2}\dot{e}_2^2 \quad (5.2.7)$$

En remplaçant en trouve:

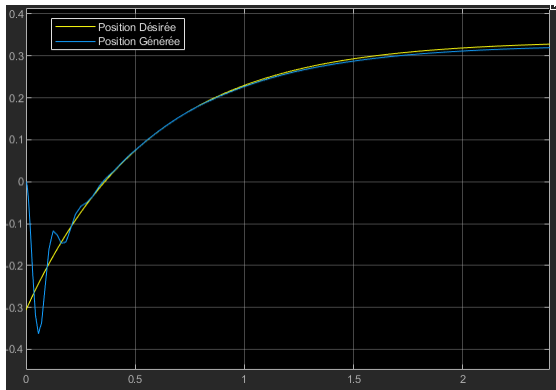
$$\dot{V}_2 = (x_1 - x_{1d})(u_1 - \dot{x}_{1d}) + (x_2 - u_1) \left((x_1 - x_{1d}) + \frac{1}{J}f(x) + \frac{1}{J}\tau - \dot{u}_1 \right) \quad (5.2.8)$$

Finalement, pour que \dot{V}_2 soit définie négative, on peut effectuer le choix suivant:

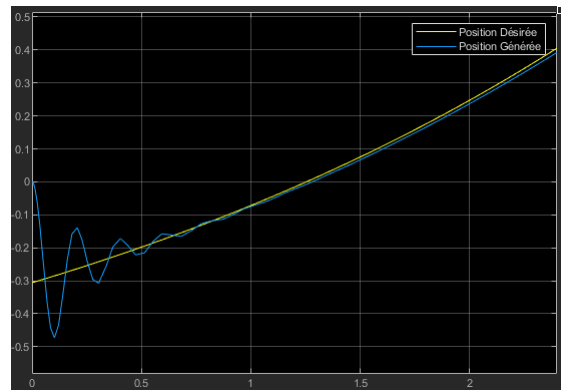
$$\tau = J \left(\dot{u}_1 - \frac{1}{J}f(x) - (x_1 - x_{1d}) - k_2(x_2 - u_1) \right) \quad (5.2.9)$$

Où $k_2 > 0$.

Mode 1 DP: Ce premier mode fonctionne sur l'intervalle compris entre l'origine et $0.48 \times$ le cycle de marche. Etant fixé la période du cycle de marche à 5 secondes, ce premier mode est de 2.4 secondes.



(a) La position θ_1



(b) La position θ_2

Figure 4.2: Les positions du premier mode

Mode 2 PS: Le deuxième mode a une durée très réduite, d'à peu près 0.2 secondes.

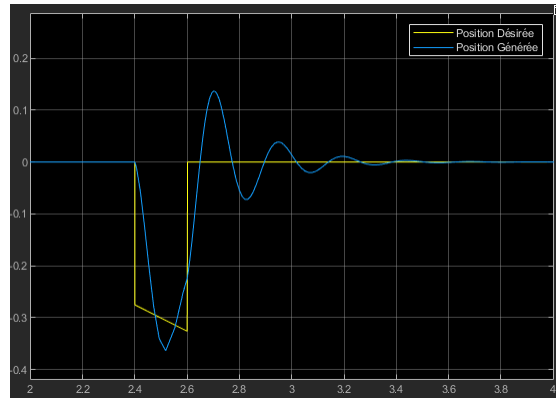


Figure 4.3: La position θ

Mode 3 PI:

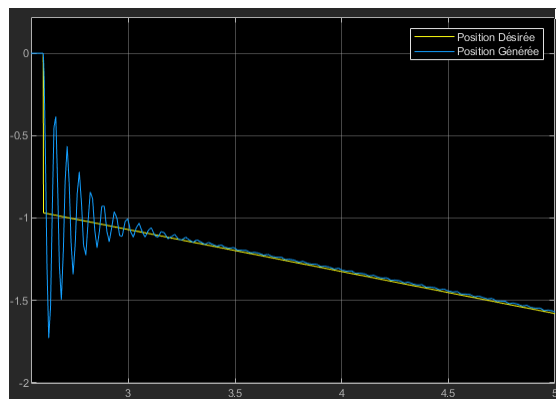


Figure 4.4: La position θ

4.3 Interprétations et Conclusion

En appliquant la commande par backstepping sur le modèle étudié on peut déduire que cette dernière présente évidemment quelques inconvénients; en vue des fluctuations agissant sur le système, de plus la discontinuité du modèle présente certain limitation en terme de stabilité aux moments du passage d'un mode à un autre. Néanmoins, cette méthode a pu assurer une stabilité à un temps de réponse très réduit, ceci est imposé à cause de la nature du modèle contenant 3 modes différents en un temps très réduit (5 secondes) représentant la durée d'un cycle de marche.

5

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

La marche bipède est l'un des phénomènes les plus difficile à reproduire, cet acte humain naturel semble à être une tâche simple, mais en réalité l'étude de la marche bipède et sa reproduction nécessite de prendre en considération les dynamiques complexes du mouvement, les effets externes, les composants des actionneurs... et plusieurs autres facteurs afin de pouvoir modéliser d'une façon exacte ce processus.

Néanmoins, l'utilisation des modèles approximatifs permet de simplifier l'étude et d'extraire les dynamiques du système afin d'analyser son comportement et d'appliquer des lois de commandes.

Le travail effectué dans ce mémoire à été porté essentiellement sur l'établissement d'un modèle pour la marche bipède en se basant sur les modèles simplifiés, notamment le pendule inversé, le double pendule et le pendule simple. A partir de ces modèles on a pu générer des trajectoires temporelles des positions angulaires qui vont servir comme référence pour la commande du robot.

La commande du robot a comme objectif de le faire suivre les trajectoires générées en se basant sur un des algorithmes de contrôle non linéaire : le backstepping, qui est considérée comme un outil pour la conception réursive de la loi de commande basée sur la théorie de Lyapunov.

En gros, ce travail s'est articulé autour de quatre chapitres, le premier avait l'objectif de donner une idée globale sur le thème traité en donnant des définitions et des notions de base sur la marche bipède et les exosquelettes. Dans le deuxième chapitre, le modèle représentant le système a été établi, qui se composé de 3 modes de fonctionnement, où on a explicité les équations des dynamiques de chaque mode.

Puis, en troisième chapitre on a listé quelques commandes concernant les systèmes non linéaires avant de passé au quatrième chapitre, dans lequel on a utilisé la commande par backtepping pour contrôler le système.

Les résultats qu'on a obtenus ont satisfait des critères imposés et reflètent les bonnes performances du contrôleur utilisé en termes d'erreur de poursuite et temps d'exécution de la poursuite des trajectoires (La précision, la stabilité et surtout la rapidité), mais on peut dire que la nature du modèle peut nécessiter d'autres méthodes de contrôle pour assurer des performances optimales. Évidemment, ce modèle est de structure variable, ceci nécessite l'utilisation des commandes à loi de commutation comme le mode glissant.

Perspectives

Dans le but d'améliorer cette étude, et pour des futurs développements, on propose le suivant :

- Implémenter plus de lois de commandes classiques ou des systèmes non linéaires pour pouvoir mener une étude comparative entre les performances du système sous les différentes commandes.
- Utiliser et développer une des commandes des systèmes à structure variable qui peuvent assurer des performances capables même de compenser les erreurs paramétriques, les incertitudes sur le modèle et les perturbations non identifiées.
- Explorer les détails vastes d'un tel thème, comme les différentes représentations des forces réactives du sol, va permettre d'améliorer la qualité du modèle.
- L'implémentation pratique des approches présentées dans ce manuscrit seront des axes de recherches à explorer, malgré la difficulté de la réalisation et le coût élevé des matériaux assurant les performances de mobilité optimales.

- [1] O. Bruneau, F. Ouzedou, and F.B. Weiber. Dynamic transition simulation of a walking anthropomorphic robot. In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'98), pages 1392–1397, Leuven, Belgium, 1998.
- [2] L. Roussel. Génération de trajectoires de marche optimales pour un robot bipède. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble (INPG), 1998.
- [3] BACHA, Souhila, 2010. Conception et développement d'un générateur de trajectoires pour des allures de marche dynamique stable en robotique humanoïde. Rapport de stage. Laboratoire d'Informatique de Robotique et de Microelectronics de Montpellier, Montpellier, FRANCE.
- [4] Shields, G. et Kovalsky, C. (2010). Raytheon unveils lighter, faster, stronger second-generation exoskeleton robotic suit. Dans PR Newswire Association LLC, PR Newswire: Press Release Distribution, Targeting, Monitoring and Marketing.
- [5] Yang, S. (2004). UC Berkeley researchers developing robotic exoskeleton that can enhance human strength and endurance. Dans University of California–Berkeley media Relation, UC Berkeley News.
- [6] Buerger, S. P. et Hogan, N. (2005). Relaxing passivity for human-robot interaction. Dans Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. p. 4570–4575.
- [7] Lockheed Martin Corporation (2012). HULC® Exoskeletons Enhance Mobility and Increase Endurance. Dans Lockheed Martin Corporation, Lockheed Martin.
- [8] Shields, G. et Kovalsky, C. (2010). Raytheon unveils lighter, faster, stronger second-generation exoskeleton robotic suit. Dans PR Newswire Association LLC, PR Newswire: Press Release Distribution, Targeting, Monitoring and Marketing.
- [9] B-Temia Inc. (2017). Regain your autonomy. Dans B-Temia Inc., Keeogo™ restores and enhances autonomy in mobility. <http://www.keego.com/>
- [10] Hayashi, T., Kawamoto, H. et Sankai, Y. (2005). Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information. Dans Proceedings IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. p. 3063 – 3068.
- [11] BEDARD, Sebastien, 2006. Modelisation et simulation dynamique d'un bipède plan à 9 DDL, Faculté des études supérieures, Université Laval, QUÉBEC.
- [12] M. H. P. Dekker, "ZERO-MOMENT POINT METHOD FOR STABLE BIPED WALKING," p. 62, Jul. 2009.

- [13] FORTIN, Jonathan, 2020. Contrôle de la marche du robot bipède NAO utilisant le mode glissant avec retard pour l'estimation de la position. ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE UNIVERSITÉ DU QUÉBEC, QUÉBEC, CANADA.
- [14] N.Shafi, "Development of an optimized omnidirectional walk engine for humanoid robots" PhD diss, university of Porto, Portugal, 2015.
- [15] S. Kajita, F. Kanihero, K. Kaneko, and K. Wa. The 3d linear inverted pendulum mode : A simple modeling for a biped walking pattern generation. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'01), pages 239–246, Hawaii, USA, 2001.
- [16] Z. Tang and M. Er. Humanoid 3d gait generation based on inverted pendulum model. In IEEE International Symposium on Intelligent Control (ISIC'07), pages 339–344, Singapore, 2007.
- [17] Miroslav Krstic, Nonlinear Backstepping Designs and Applications : Adaptive, Robust, and Optimal, September 25, 2002 ASCC, Singapore <http://www.ece.nus.edu.sg/ascc2002/workshops.html>
- [18] TZAFESTAS, S. G., KRIKORCHORITIS, A. E. (1998) Robust Adaptative Gait Control Of 9-link Biped Robot, Journal Of Intelligent And Robotic Systems, Vol.31, N°4.
- [19] CAUX, S. (Septembre 1997) Modelisation Et Commande De La Marche Des Robots Bipèdes, Thèse de doctorat, Université de Montpellier II Sciences Et Techniques du Languedoc, Montpellier.
- [20] Christophe DOIGNON." Robotique et Recalage 3D", Université de Strasbourg, France.
- [21] ZHENG, Y. F.,HEMAMI, H (1985) Mathematical Modeling Of Robot Collision With Its Environment , Journal Of Robotics Systems, Vol.2, N°3.
- [22] Ali Hamlili. Contribution à la modélisation dynamique des systèmes articulés. Bases mathématiques et outils informatiques. Modélisation et simulation. Ecole Nationale des Ponts et Chaussées, 1993. Français. tel-00523121
- [23] Juan Carlos Arevalo, Daniel Sanz-Merodio, Manuel Cestari and Elena Garcia. Parameterized Inverted and Double Pendulum Model for Controlling Lower-limb Active Orthosis. Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. December 11-14, 2012, Guangzhou, China
- [24] Sahab Omran. Génération de trajectoires de marche de robots humanoïdes établies sur les modèles pendulaires bio-inspirés de l'humain. Automatique / Robotique. Université de Nantes, 2013. Français. tel-01538626
- [25] Abdul Haq, Yannick Aoustin, Christine Chevallereau. Effects of Knee Locking and Passive Joint Stiffness on Energy Consumption of a Seven-Link Planar Biped. 2012. hal-00668808