

THÈSE

Pour l'obtention du grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE POITIERS

Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées

(Diplôme National – Arrêté du 7 août 2006)

École doctorale Sciences et Ingénierie en Matériaux, Mécanique, Energétique et Aéronautique

Domaine de recherche : Génie mécanique, productique, transport et bio-ingénierie

Présentée par

Luc Boutin

BIMIMÉTISME : GENERATION DE TRAJECTOIRES POUR LA ROBOTIQUE HUMANOÏDE A PARTIR DE MOUVEMENTS HUMAINS

Directeurs de thèse : **Saïd ZEGHLoul et Patrick LACOUTURE**

Soutenue le 2 décembre 2009
Devant la Commission d'Examen

JURY

G. Poisson	Professeur d'Université	Université d'Orléans	Rapporteur
X. Wang	Directeur de Recherche	INRETS, Lyon/Bron	Rapporteur
L. Romdhane	Professeur d'Université	Ecole Nationale d'Ingénieurs de Sousse	Examinateur
P. Seguin	Maitre de conférences	Université de Poitiers	Examinateur
P. Lacouture	Professeur d'Université	Université de Poitiers	Examinateur
S. Zeghloul	Professeur d'Université	Université de Poitiers	Examinateur

« L'être humain croira toujours que,
plus le robot paraît humain,
plus il est avancé, complexe et intelligent. »

Paroles du personnage de Elijah Baley dans « Les robots de l'aube »
Isaac Asimov, J'ai lu, 1988 (tome 2, page 245)

« Mais avez-vous déjà rencontré C3PO ? »

Robot R2D2

Remerciements

Ce travail a été effectué au sein du Laboratoire de Mécanique des Solides de Poitiers dirigé par le professeur Olivier Bonneau. Je tiens à lui exprimer toute ma gratitude pour m'avoir donné l'opportunité de travailler sur un sujet se trouvant à la frontière de l'équipe de Mécanique du geste sportif et de l'équipe Mécanismes et robotique du laboratoire, cela dans un laboratoire pluridisciplinaire très enrichissant.

Je tiens tout d'abord à remercier l'ensemble des membres du jury pour leurs remarques pertinentes qui ont contribué à l'élaboration de ce document, notamment Gérard Poisson et Xuguang Wang suite à la lecture et aux rapports du premier manuscrit. Merci aussi à Pascal Seguin pour ses nombreuses propositions de corrections et d'amélioration du document.

Durant ces trois ans de recherche, le professeur Patrick Lacouture m'a accordé toute sa confiance et m'a donné les moyens humains et matériels de réaliser les analyses du mouvement humain au sein d'une équipe jeune et passionnée.

De même je suis reconnaissant envers le professeur Saïd Zeghloul qui m'a permis d'intégrer rapidement l'équipe et a suivi la progression de mon travail avec un grand intérêt.

L'avancement complet de ce travail n'aurait pas pu être abouti sans la collaboration fructueuse et efficace d'Antoine Eon. Nous avons pu travailler sur des thématiques très proches mais toujours en parfaite complémentarité. De riches discussions sont encore à attendre de nos projets de recherche en commun.

Je souhaite aussi exprimer ma reconnaissance à tous les membres des équipes du laboratoire qui m'ont permis de m'intégrer rapidement dans les deux domaines scientifiques et techniques que sont la biomécanique et la robotique. Je veux m'adresser spécialement aux membres du désormais célèbre bureau 3W04 : Fabien, Tony et Eric, ainsi qu'à notre bureau aquarium de roboticiens : Nael, Antoine, Vincent, Fred, Riadh, Pascal, Samir et les autres.

La collaboration avec le JRL-France fut, pour ce projet, un véritable challenge, mais aussi une chance de pouvoir appliquer les méthodes développées à des robots humanoïdes à la pointe de la technologie actuelle. Les trajectoires générées pourront

dans un avenir proche être testées sur les robots à Toulouse pour HRP-2 ou à Montpellier pour HOAP-3.

Durant ma dernière année de thèse, une opportunité très enrichissante m'a été accordée par le professeur Ceccarelli de contribuer à un travail de recherche dans le laboratoire LARM de l'Université de Cassino. L'Ecole doctorale SPI&A de l'université de Poitiers ainsi que le CIES Centre m'ont permis de financer ce projet qui a abouti à la mise en place d'une collaboration plus intense entre les deux laboratoires.

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont bien voulu nous consacrer un peu de leur temps pour participer aux expérimentations et aux captures de mouvement. L'étude du mouvement humain ne se fera pas sans le dévouement des personnes qui nous entourent. Un grand merci à eux.

Je souhaite rendre hommage à mes parents qui m'ont toujours soutenu dans mes projets d'étude et qui m'ont donné les moyens de construire ma vie et ma carrière dans des conditions très favorisées.

Merci à ma chère et courageuse Audrey pour sa relecture attentive du document final ainsi que pour son soutien durant la finalisation de ces travaux.

Table des matières

REMERCIEMENTS	5
TABLE DES MATIERES	7
AVANT-PROPOS	11
0. DE L'HUMAIN AU ROBOT	13
0.1. L'HISTOIRE DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT HUMAIN	13
0.2. DES PREMIERS AUTOMATES AUX ROBOTS HUMANOÏDES	15
0.3. L'IMITATION DU MOUVEMENT HUMAIN	17
I. ENREGISTREMENT ET ANALYSE DU MOUVEMENT HUMAIN	21
1. PROTOCOLE DE MESURE	23
1.1. LES TECHNIQUES D'ACQUISITION	24
1.2. LE MATERIEL A DISPOSITION AU LMS	28
1.3. CHOIX DU MODELE CINEMATIQUE HUMAIN	29
1.4. POSITIONNEMENT DES MARQUEURS	31
1.5. LOCALISATION DES CENTRES ARTICULAIRES	34
CONCLUSION	35
2. EXTRACTION DES DONNEES ARTICULAIRES	37
2.1. MOUVEMENT DES SEGMENTS DANS LE REPERE TERRESTRE	37
2.2. MATRICE DE ROTATION INTERSEGMENTAIRE ET EXTRACTION ANGULAIRE	41
2.3. ETUDE DE L'INFLUENCE DU CHOIX DE LA SEQUENCE	43
CONCLUSION	53
3. DETECTION DES EVENEMENTS DE CONTACT	55
3.1. DESCRIPTION DE LA PROBLEMATIQUE	55
3.2. LES METHODES EXISTANTES ET LEURS LIMITES	56
3.3. LES DONNEES D'ENTREE DU PROBLEME	58
3.4. MODIFICATION DE LA METHODE HPA	61
3.5. COMPARAISON DES PERFORMANCES DES ALGORITHMES	63
CONCLUSION	74

4. ANALYSE DE LA LOCOMOTION HUMAINE	77
4.1. ANALYSE TEMPORELLE	77
4.2. TRAJECTOIRES DES CDM ET CdP	80
4.3. MOUVEMENTS DES MEMBRES INFÉRIEURS	87
4.4. PARTICIPATION DES MEMBRES SUPÉRIEURS	89
CONCLUSION ET DISCUSSION	91
CONCLUSION DE LA PREMIÈRE PARTIE	93
II. GENERATION DE TRAJECTOIRES POUR LES ROBOTS HUMANOÏDES	95
5. PRINCIPE DE TRANSPOSITION AU ROBOT	97
5.1. PROBLÉMATIQUE	97
5.2. ADAPTATION AUX LONGUEURS SEGMENTAIRES DU ROBOT	99
5.3. PRÉSENTATION DU PROCESSUS DE TRANSPOSITION	101
5.4. ARCHITECTURE DES ROBOTS HUMANOÏDES	103
5.5. TRAJECTOIRES DES MEMBRES SUPÉRIEURS	105
5.6. ORIENTATION DU BASSIN	106
CONCLUSION	107
6. EQUILIBRE ET DYNAMIQUE DU ROBOT MARCHEUR	109
6.1. CRITERES DE STABILITE D'UN ROBOT MARCHEUR	109
6.2. FORMULATION MATRICIELLE DYNAMIQUE D'UN SYSTÈME POLYARTICULE	113
6.3. CALCUL DU ZMP	120
CONCLUSION	121
7. DEFINITION DES TRAJECTOIRES DES PIEDS ET DU ZMP DE REFERENCE	123
7.1. DEFINITION DES PHASES ET SOUS-PHASES DE MARCHE	123
7.2. TRAJECTOIRES DE REFERENCE DES PIEDS	125
7.3. TRAJECTOIRES DE REFERENCE DU ZMP	128
CONCLUSION	131
8. EVITEMENT DE COLLISIONS	133
8.1. LIMITES DES TRAJECTOIRES DE REFERENCE DES PIEDS	133
8.2. DEVELOPPEMENT D'UNE STRATÉGIE DÉDIÉE	134
8.3. AUTRES MÉTHODES ENVISAGEABLES ET AUTO-COLLISION	138
CONCLUSION	139

9. RESOLUTION DU MODELE GEOMETRIQUE INVERSE	141
9.1. DEFINITION DES CONTRAINTES A RESPECTER	141
9.2. CINEMATIQUE INVERSE	142
9.3. ALGORITHME DE CINEMATIQUE INVERSE DEDIE	148
CONCLUSION	150
10. LES EXEMPLES D'APPLICATION : HRP-2 ET HOAP-3	151
10.1. LA MARCHE EN LIGNE DROITE SUIVIE D'UN VIRAGE	152
10.2. LE SLALOM	156
10.3. LES LIMITES DES ROBOTS HUMANOÏDES	159
CONCLUSION	161
CONCLUSION GENERALE	163
BIBLIOGRAPHIE	167
LISTE DES FIGURES	175

Avant-propos

Ces travaux interviennent dans le cadre d'un rapprochement entre deux équipes du laboratoire de mécanique des solides de l'Université de Poitiers et du CNRS.

L'équipe de Mécanique du Geste Sportif (MGS), créée au sein du laboratoire de Physique des Matériaux en 1984, a rejoint en 2002 le LMS compte tenu de ses domaines d'application proches de la mécanique des solides. L'objectif de l'équipe est d'améliorer la compréhension du mouvement humain à travers, notamment, les interactions dynamiques entre le corps humain et son environnement, ainsi qu'entre ses différents segments. Dans ce cadre, un effort particulier a été effectué concernant l'amélioration de la modélisation mécanique personnalisée du corps humain pour que les résultats d'analyse soient proches de la réalité physique. L'expérimentation, la simulation, ainsi que la synthèse optimale de mouvements, sont les moyens mis en œuvre depuis de nombreuses années pour valider de nouvelles méthodes d'analyse du geste.

L'équipe Mécanismes et Robotique a, quant à elle, des compétences reconnues dans le domaine de la conception de dispositifs expérimentaux robotisés, dans la dynamique des systèmes complexes, ainsi que dans les applications de préhension et de manipulation fine. Depuis le projet BIP2000, abouti il y a quelques années par la réalisation d'un robot bipède (105kg pour 1m80), l'équipe a développé des compétences techniques et théoriques sur la conception et la génération de trajectoires des robots bipèdes.

Le projet de cette thèse établit un lien fort entre l'analyse du mouvement humain et la commande des humanoïdes. Comment reproduire au mieux un mouvement capturé avec un robot humanoïde ? Pourquoi les robots humanoïdes existants aujourd'hui ne se déplacent pas tout à fait comme nous ?

Chapitre 0

0. De l'humain au robot

Sommaire

0.1. L'histoire de l'analyse du mouvement humain	13
0.2. Des premiers automates aux robots humanoïdes	15
0.3. L'imitation du mouvement humain	17

0.1. L'histoire de l'analyse du mouvement humain

Depuis longtemps les hommes essaient d'expliquer le comportement du vivant et notamment d'analyser son mouvement. Aristote (384-322 av. JC) dans son traité « *De motu animalium* » évoque déjà une approche biomécanique du mouvement des animaux. Beaucoup plus tard, Léonard de Vinci (1452-1519) réalise des travaux sur la description du corps humain. William Harvey (1578-1658) quant à lui est connu pour ses travaux fondamentaux sur la circulation du sang et posa, le premier, le problème de la microcirculation et de la circulation capillaire.

Un tournant important dans l'analyse de la gestuelle biologique fut sans doute l'invention de la photographie et de la cinématographie. En fait, la problématique de l'analyse du mouvement humain a été un élément initiateur de l'invention de la cinématographie.

En France, dès les années 1880, quinze ans avant la première projection publique des frères Lumière à Paris, Étienne-Jules Marey (1830-1904), professeur de physiologie au collège de France invente le chronophotographe à plaque de verre : un véritable ancêtre de la caméra [Dre95].

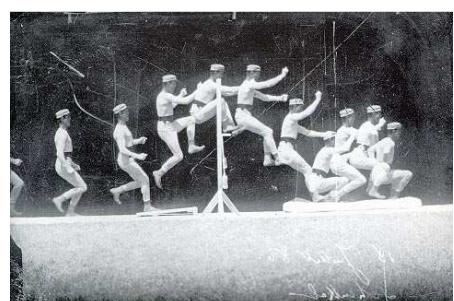


Figure 1 : Chronophotographie de Georges Demenÿ (1850-1917)

En 1882, avec l'aide de son assistant Georges Demenÿ [Dre95], ils créaient le premier laboratoire de biomécanique au monde : la station physiologique du parc des princes. Une piste de course, accompagnée de rails permettant d'effectuer les

premiers travellings, est utilisée pour chronophotographier les grands sportifs de l'époque habillés en blanc sur un fond noir (Figure 1).

Une problématique se pose alors : lorsque les mouvements sont trop lents, ou lorsque les photographies sont effectuées avec des intervalles de temps trop courts, il est difficile d'analyser le geste. Une première solution est de placer des marqueurs blancs (tiges et sphères), en équipant l'athlète de vêtements sombres. Ils obtiennent rapidement les premiers kinogrammes filaires du mouvement humain (Figure 2).

En 1888, le professeur Marey, met au point le chronographe à pellicule qui permet de séparer les clichés. Entre 1891 et 1892, Georges Demenÿ

invente le phonoscope (Figure 3) qui projette sur un écran une série de photographies disposées sur un disque. Sa première utilisation est destinée à l'apprentissage de la parole pour les sourds. Il projette donc tout d'abord le mouvement du visage lors de la parole. Ce système de projection est commercialisé et appelé le « portrait vivant ». Entre 1893 et 1894, Demenÿ réalise de nombreux petits films grâce à une caméra portative et son phonoscope qui les projette sur écran.



Figure 2 : Fusil photographique d'Étienne-Jules Marey (1830-1904)

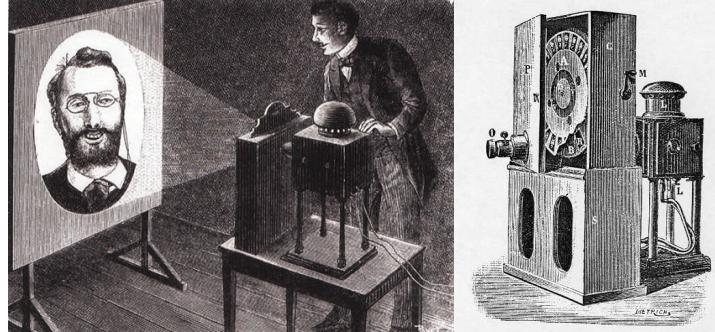


Figure 3 : Phonoscope de Georges Demenÿ

En 1896, quelques mois après les frères Lumière, Demenÿ rend lui aussi sa caméra réversible qui enregistre les films et les projette. Léon Gaumont, le père de la plus ancienne firme de cinéma au monde, se chargera de les produire et de les vendre. Demenÿ lui cédera tous ses brevets en 1901 pour se replonger dans l'analyse du mouvement humain en créant un laboratoire à l'école militaire de Joinville. Cette fois-ci, les athlètes sont filmés à grande vitesse : 150 images par seconde ; la technique des grands ralentis est déjà parfaitement au point.

Les techniques d'enregistrement du mouvement ne progresseront plus vraiment jusqu'à la combinaison des caméras aux ordinateurs. Cette association permettra

notamment de suivre des marqueurs disposés sur la peau, avec une caméra pour un mouvement suivi en deux dimensions, ou avec plusieurs caméras pour obtenir la troisième dimension. Les différents dispositifs actuels de capture du mouvement seront présentés par la suite.

0.2. Des premiers automates aux robots humanoïdes

C'est en observant le mouvement humain qu'une autre ambition est née : créer des machines capables de réaliser les mêmes tâches que les êtres humains. Les objectifs et idées d'application sont multiples.

Léonard De Vinci dessine en 1495 un chevalier mécanique [Rosh06]. Celui-ci est composé de plusieurs articulations au niveau des membres supérieurs. Elles sont actionnées par l'intermédiaire d'engrenages et de poulies en tirant sur une corde (Figure 4).

Aux XVIIIe et XIXe siècles, diverses poupées japonaises sont réalisées, pour le théâtre, les cérémonies religieuses ou encore pour servir le thé. Ces poupées sont appelées les Karakuri [Law97]. La Figure 5 présente une poupée pour le service du thé. Elles étaient utilisées pour égayer les réceptions d'un hôte en lui servant le thé de façon surprenante. Le thé est disposé dans les bras de la poupée. Le robot commence alors à « marcher » ou plutôt à rouler en faisant bouger ses petits pieds en ligne droite jusqu'à une distance définie. Ensuite la poupée s'arrête et baisse la tête. L'hôte peut alors prendre sa tasse de thé pour que le robot fasse demi-tour et retourne à sa position de départ. Ce type de robot est actionné par l'intermédiaire de transmissions par câbles, engrenages et cames utilisant l'énergie potentielle emmagasinée dans des ressorts.



Figure 4 : Le chevalier mécanique de Léonard De Vinci 1495



Figure 5 : Zashiki Karakuri : un robot domestique pour le service du thé (<http://www.karakuri.info>)

Au XVIII^e siècle en France, le grenoblois Jacques de Vaucanson met au point trois robots, un joueur de flûte, un joueur de tambourin et surtout un célèbre canard automate capable de caqueter, de simuler la nage et de digérer des aliments. Malheureusement ces trois œuvres disparaîtront au cours du XIX^e siècle.

Durant la même période, l'horloger suisse Jaquet-Droz [Car79] présente trois automates exceptionnels, une musicienne, un écrivain et un dessinateur. Grâce à ses talents d'horloger de renom, les automates produisent des mouvements complexes et programmables ; ce sont de véritables ordinateurs mécaniques. La musicienne (Figure 6) joue en appuyant sur les touches d'un clavecin à 24 flûtes, et produit cinq mélodies différentes. L'automate dessinateur reproduit les portraits de Louis XV et de son chien, de Louis XVI accompagné de Marie-Antoinette, ainsi que la représentation d'un Amour conduit par un papillon. L'écrivain, quant à lui, est capable d'écrire une phrase composée au maximum de 40 lettres interchangeables.

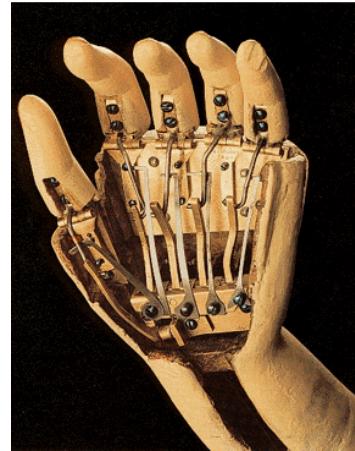


Figure 6 : Main de la musicienne de Jaquet Droz XVIII^e

<http://www.jaquet-droz.com>

Figure 6 : Main de la musicienne de Jaquet Droz XVIII^e

Au XIX^e siècle, Eugène Faber réalise Euphonia, une androïde qui est supposée dialoguer avec les spectateurs. Quant à l'automate turc du baron Von Kempelen, il joue aux échecs, sûrement actionné par un humain caché derrière le dispositif.

Après l'invention des ordinateurs, c'est à partir de 1960 que les premiers robots reproduisant d'abord les animaux, puis l'humain, apparaissent. Les premiers robots humanoïdes ont leurs prototypes. L'objectif est de pouvoir imiter les mouvements humains en utilisant les technologies de la robotique existante. Les avancées technologiques réalisées lors de ces recherches ont permis aussi de trouver de nouvelles techniques de commande ou encore de transmission de puissance.

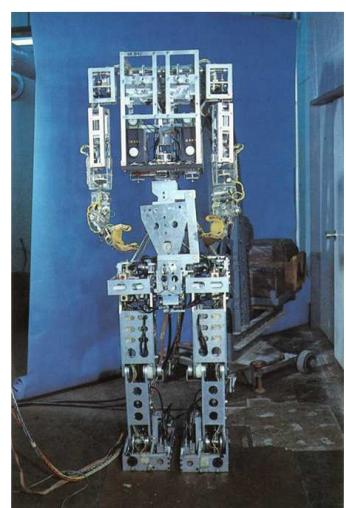


Figure 7 : WABOT-1 de l'Université de Waseda

C'est en 1973, que l'université de Waseda au Japon présente le premier humanoïde complet nommé WABOT-1 (Figure 7) [Kat74]. Il est doté d'un système de vision et de conversation. Il marche et saisit des objets. Les recherches actives dans cette équipe de recherche vont permettre de réaliser en 1984, pour la

première fois, une marche dynamique (1,3s pour un pas) avec le système locomoteur nommé WL-10RD [Tak85] qui gravit aussi des marches.

A partir de 1986, l'entreprise HONDA® commence son projet de recherche concernant la robotique humanoïde. Après de nombreux prototypes plus ou moins réussis et surtout grâce aux avancées technologiques de l'électronique et de l'électromécanique, le robot Asimo [Hon07] (2000) (Figure 8) fait partie des robots les plus perfectionnés de son ère. Un an plus tard, le robot HRP-2 [Kan02] (Figure 8) de l'entreprise japonaise Kawada industries® fait son apparition. Il sera vendu comme plateforme de recherche dans une dizaine de laboratoires étrangers dont le Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes (LAAS) à Toulouse. Il sera suivi de HRP-3 [Aka05] étanche aux projections d'eau et de l'androïde féminin HRP-4C (<http://www.aist.go.jp>).

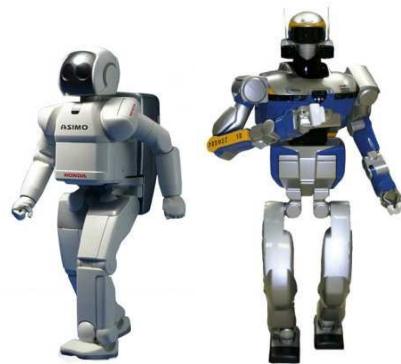


Figure 8: Asimo de la firme HONDA® et HRP-2 de Kawada Industries®

Les dernières tendances sont à la création de mini robots, beaucoup moins chers, moins fragiles et moins dangereux à manipuler : des robots ludiques, mais aussi des robots qui retournent à leurs racines : les automates.

0.3. L'imitation du mouvement humain

La problématique de ces travaux concerne la génération de trajectoires pour les robots humanoïdes imitant le mouvement humain. Depuis que le premier robot humanoïde a été créé, c'est toujours dans un souci de ressemblance à l'homme, que l'humanoïde est conçu. Seulement, la technologie évoluant, il est possible aujourd'hui d'imiter de mieux en mieux les gestes humains tout en respectant les critères anthropomorphiques.

De nombreuses évolutions technologiques ont permis cela. Au niveau de la mécanique, avec des systèmes de transmission de puissance plus adaptés à l'application : légers, peu dissipatifs, sans jeu, avec ou sans rigidité... La miniaturisation toujours plus impressionnante de l'électronique embarquée ainsi que les puissances de calcul des nouveaux processeurs permettent désormais de concevoir des robots autonomes avec une morphologie humaine. Les matériaux

ainsi que leurs procédés de transformation conduisent à la réalisation de robots aussi légers, voire bientôt plus légers que l'être humain.

La problématique principale des travaux présentés dans ce manuscrit s'inscrit dans ce cadre : comment reproduire de façon automatique un mouvement humain capturé ? Par la suite nous décrirons la procédure complète de la transposition du mouvement humain au mouvement du robot.

Le chemin est encore long avant que les robots humanoïdes aient les mêmes capacités sensori-motrices que les êtres humains qui sont les êtres vivants pourvus de la plus grande capacité d'adaptation sur la Terre. Les ordinateurs ont désormais des capacités de calcul de plus en plus grandes. Est ce qu'un jour les robots humanoïdes pourront marcher, courir, sauter, ramper, éviter, sentir, percevoir, analyser, optimiser... plus vite et mieux que nous ?

Ce manuscrit est composé de deux parties constituées respectivement de quatre et de six chapitres, et finalisées par des conclusions partielles.

Les techniques de l'analyse du mouvement humain sont détaillées dans un premier temps. Nous proposons un protocole de mesure pour la capture du mouvement humain et une méthode permettant le calcul des angles articulaires humains. La problématique de la détection des évènements de contact entre les pieds et le sol est ensuite abordée, en proposant l'adaptation des méthodes existantes pour un mouvement plus complexe qu'une marche lancée en ligne droite. Les résultats sur une trentaine de sujets sains sont alors décrits afin d'en déduire la méthode la plus pertinente. Finalement le dernier chapitre de cette partie décrit un exemple d'acquisition d'une marche humaine ainsi que son analyse quantitative temporelle et cinématique.

La deuxième partie traite de la transposition du mouvement humain aux robots humanoïdes. Une fois la problématique générale et le processus de transposition définis, le critère de stabilité des robots marcheurs est présenté accompagné d'une méthode de calcul dynamique sous formulation matricielle. A partir des données du mouvement humain capturé, les trajectoires de référence des pieds et du centre de ZMP (Zero Moment Point) sont définies. Une modification des trajectoires des pieds est ensuite effectuée dans le cas de risque de collision entre les deux pieds, par exemple dans le cas de l'exécution d'un slalom. Finalement, un algorithme de cinématique inverse dédié est utilisé pour déterminer les angles articulaires du robot, afin d'imiter le mouvement humain tout en respectant les contraintes d'équilibre et de

contact au sol. Plusieurs exemples d'application sont présentés dans le dernier chapitre.

Une conclusion générale rappelle les principaux résultats et fixe les perspectives d'étude.

Première partie

I. Enregistrement et analyse du mouvement humain

Chapitre 1

1. Protocole de mesure

Sommaire

1.1. Les techniques d'acquisition	24
1.2. Le matériel à disposition au LMS	28
1.3. Choix du modèle cinématique humain	29
1.4. Positionnement des marqueurs	31
1.5. Localisation des centres articulaires	34
Conclusion	35

Dans la procédure de transposition du mouvement humain vers la commande des robots humanoïdes, il est nécessaire dans un premier temps de définir un protocole de mesure et d'analyse du mouvement humain à capturer. Une liste non exhaustive des systèmes d'acquisition du mouvement humain est présentée. Elle est suivie tout d'abord par la description du matériel à disposition au sein du laboratoire de mécanique des solides de l'Université de Poitiers. Ensuite, une modélisation du corps humain est à établir pour définir les postures au cours de l'enregistrement tridimensionnel. De plus, le positionnement des points suivis au cours du mouvement ainsi que la détermination des centres articulaires peut modifier de façon non négligeable les angles articulaires mesurés.

1.1. Les techniques d'acquisition

1.1.1. Les systèmes optoélectroniques

1.1.1.1. Marqueurs passifs

Les systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs sont sûrement, à l'heure actuelle, le type de système d'acquisition le plus répandu. Les deux principales sociétés concurrentes qui commercialisent ces produits sont Vicon® (Figure 9) et Motion Analysis®. La société française BIOGESTA® commercialise aussi ce type de produit, notamment le système SAGA qui a été utilisé pour de nombreuses études au sein du laboratoire.



Figure 9 : Démonstration Motion Capture Vicon ®

Son principe réside dans le suivi de marqueurs fortement réfléchissants (type catadioptre) à l'aide d'au moins deux caméras. Chaque caméra est équipée d'un projecteur (LED) dirigé vers le volume d'étude. Les marqueurs sont suivis en deux dimensions par chacune des caméras. Une reconstruction en trois dimensions est possible lorsque chaque marqueur est repéré par au moins deux caméras. Le principe de reconstruction volumique se base sur les méthodes de triangulation spatiale. A noter qu'une calibration du volume d'étude est toujours nécessaire afin, notamment, de déterminer les positions et les orientations relatives des caméras ainsi que de définir le repère de référence.

De nombreux avantages expliquent l'utilisation massive de ce type de systèmes. Principalement la liberté de mouvement est très peu altérée par des marqueurs petits et légers. Cependant, un des inconvénients majeurs est la non différenciation des marqueurs. Pour palier ce problème, le logiciel Vicon Nexus® propose de définir des modèles de type système polyarticulé associé aux marqueurs disposés sur le sujet. Une première acquisition statique est effectuée suivie d'un post traitement qui permet d'identifier les marqueurs et de créer ainsi des segments supposés rigides associés au déplacement d'au moins trois marqueurs. Des liaisons cinématiques sont définies entre les différents segments. Ainsi lors des acquisitions, grâce au modèle de référence, le système d'analyse reconnaît en temps réel les différents marqueurs et leurs segments associés. Un coefficient de rigidité permet de modifier la sensibilité du système aux erreurs de positionnements relatifs des marqueurs.

Il est également possible de différencier les marqueurs en utilisant un système à marqueurs actifs.

1.1.1.2. Marqueurs actifs

Ce type de systèmes est composé de marqueurs qui émettent de la lumière (LED) et donc qui peuvent, par les paramètres des ondes émises (longueur d'onde et fréquence), se différencier les uns des autres. Les principaux avantages sont d'une part la différentiation automatique et robuste des marqueurs, et d'autre part la distance importante qu'il peut y avoir entre le sujet en mouvement et les caméras. Aucun projecteur n'est nécessaire donc l'enregistrement peut se réaliser en lumière ambiante. L'inconvénient majeur est le dispositif, le plus souvent filaire (Figure 10), des marqueurs qui ont besoin d'une alimentation et d'une synchronisation. Ce dispositif gène le sujet ou, tout au moins limite les gestes à analyser (mouvement du matériel embarqué).



Figure 10 : Système Optotrak® Smart Markers

1.1.1.3. Sans marqueurs

Une approche récente est en plein développement, il s'agit de la reconnaissance de formes sans aucun marqueur corporel. De nombreux laboratoires dans le monde entier travaillent sur la reconnaissance du mouvement du corps humain uniquement à partir de caméras vidéo standard.



Figure 11 : 4D View Solutions ®

La société française 4D View Solutions® (Figure 11), née en novembre 2007 d'un projet de valorisation d'une plateforme de l'INRIA Rhône-Alpes, commercialise ce type de système. En temps réel ou en différé une représentation 3D d'une scène filmée est générée. Un grand nombre de caméras est nécessaire pour éviter les zones d'ombre. A partir des données vidéos, le sujet est reconstruit à l'aide d'un maillage tridimensionnel associé à des couleurs et textures. Ce type de représentation est appelé 3D vidéo.

Ce type de système ouvre les portes de nouvelles méthodes d'enregistrement du mouvement humain pour l'animation de caractères virtuels ainsi que pour la

biomécanique. Il reste encore à montrer la fiabilité ainsi que la précision de telles techniques.

1.1.2. Les systèmes non optiques

Nés des applications robotiques, les systèmes non optiques enregistrent aussi le mouvement humain.

1.1.2.1. Accéléromètres et gyromètres

La principale méthode réside dans l'utilisation d'accéléromètres tri-axes et de gyromètres magnétiques (Figure 12). Un couple de ce type de capteurs est placé sur chacun des segments ou sur quelques segments. Un modèle cinématique polyarticulé peut être utilisé pour déterminer les angles articulaires et la position relative des différents segments.



Deux inconvénients majeurs existent. Tout d'abord, les accéléromètres ne permettent pas de calculer une position absolue fiable au cours du temps à cause du phénomène de dérive temporelle. Ensuite les gyromètres magnétiques sont soumis à de nombreuses perturbations électromagnétiques en présence de matériaux électriques ou électrostatiques. Une bonne calibration des capteurs est nécessaire avant toute manipulation.

Un avantage indéniable est le faible coût de ces systèmes car ils ne nécessitent pas de nombreuses caméras ni un flux vidéo lourd à transférer. Le volume d'étude peut être très grand et il n'y a pas de phénomènes d'occlusion inhérents aux systèmes optiques.

1.1.2.2. Exosquelettes

Les exosquelettes passifs sont aussi un moyen d'enregistrer le mouvement humain. Des dispositifs mécaniques sont attachés au sujet humain (Figure 13). Ils sont en général composés de segments rigides reliés par des liaisons pivots équipées de capteurs de positions passifs. Il est ainsi possible d'enregistrer l'évolution angulaire de ces liaisons. Il



Figure 13 : Gypsy 6™ Motion Capture System

reste difficile pour ce type de système d'enregistrer les paramètres articulaires des liaisons de type rotule comme les hanches ou encore l'articulation gléno-humérale. De plus il est difficile de positionner correctement les ensembles articulés par rapport aux axes articulaires réels du sujet. Les mouvements de flexion (bras et jambes) peuvent être enregistrés à partir des données de potentiomètres. Les autres paramètres articulaires sont obtenus à l'aide de gyromètres disposés sur les segments.

Ces systèmes sont aussi destinés à être actifs c'est-à-dire à soulager musculairement le sujet équipé (Figure 14). Ainsi il sera possible pour une personne de porter une charge très lourde mais aussi par exemple d'aider à la locomotion ou à la course. La rééducation fonctionnelle constitue également une piste d'application pour de tels systèmes mécatroniques ainsi que l'assistance aux personnes âgées.

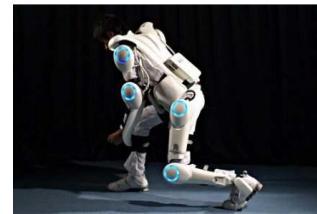


Figure 14 : Exosquelette HAL de Cyberdyne ®

1.1.2.3. Un nouveau système dérivé des robots à câbles

Le laboratoire de robotique et de mécatronique (LARM) de l'Université de Cassino en Italie a mis récemment au point un nouveau système d'acquisition du mouvement dérivé de la technologie des robots à câbles [Ott09] : CATRASYS (Cassino Tracking System, Figure 15). Au cours des travaux présentés dans ce mémoire, nous avons pu établir une collaboration scientifique avec le LARM et contribuer à l'évolution de cette technique d'acquisition de la locomotion humaine sur tapis roulant.

Il s'agit de fixer au sujet humain plusieurs câbles en différents points anatomiques de référence et d'enregistrer les variations de longueurs de ces différents câbles. Si les extrémités de trois câbles sont fixées en un même point alors il est possible de déterminer la position de ce point par rapport au repère terrestre. Il se trouve à l'intersection des trois sphères de rayons égaux aux trois longueurs de câbles. C'est ce principe de triangulation qui est utilisé. D'autres approches sont possibles notamment si l'on considère un segment rigide alors on peut disposer les câbles au niveau de plusieurs points pour avoir sa position et son orientation dans l'espace.

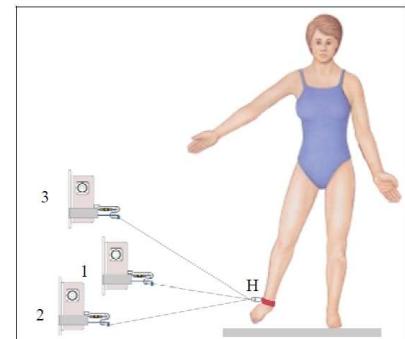


Figure 15 : Schéma du dispositif CATRASYS

Plusieurs améliorations ont été proposées au cours d'un séjour d'un mois que j'ai effectué à Cassino. Après plusieurs séries de mesures sur des sujets sains, il s'est

avéré utile de développer un algorithme de détection de contact pour pouvoir analyser de façon temporelle les trajectoires obtenues. La marche sur tapis roulant engendre des trajectoires au niveau du talon ou des malléoles équivalentes aux signaux traités par filtre passe-haut à des trajectoires de marche en ligne droite sans tapis. La composante d'avance est filtrée. Dans [Des09], Desailly et al. montrent que les évènements de contact peuvent alors être déterminés par les extrema de ces signaux filtrés. Sur un tapis roulant, le filtrage n'est pas nécessaire, les instants de contact sont détectés lorsque le talon (posé de pied) ou les orteils (levée de pied) ont une vitesse de déplacement antéropostérieur qui s'annule. Des propositions ont été apportées concernant les capacités du prototype, notamment une méthode de mesure de l'angle de flexion du genou au cours de la marche et la nécessité d'un filtrage durant la phase de post-traitement. De nouvelles techniques d'attache des câbles ont été envisagées pour améliorer la précision de mesure du système.

Ce système a de nombreuses limites quant à son utilisation. Cependant ses principaux avantages mis en avant par ses concepteurs sont le coût et la robustesse. Les techniques d'acquisition optoélectronique ont encore un coût très élevé notamment pour les pays en voie de développement. Il semble intéressant de concevoir des systèmes d'analyse de la marche pathologique plus accessibles aux centres médicaux de ces pays.

1.2. Le matériel à disposition au LMS

L'équipe de « Mécanique du geste sportif » du laboratoire de mécanique des solides a été fondée en 1984. Les chercheurs de cette équipe s'attachent depuis de nombreuses années à analyser de façon objective les pratiques sportives afin de conseiller les entraîneurs et préparateurs physiques en vue de l'amélioration des performances des athlètes. A partir des années 1990, Jacques Duboy développa un premier système d'analyse du geste sportif (ANALIS) utilisant les données vidéo d'une caméra. Par la suite l'équipe de recherche s'est dotée de plusieurs systèmes d'acquisition de la société Biogesta® notamment le système nommé SAGA 3RT qui fut utilisé au début de ces travaux. Depuis 2008, le laboratoire est équipé d'un nouveau système de capture du mouvement humain de la société Vicon®. Il est composé de dix caméras T40 d'une résolution maximum de 4 mégapixels (2352 x 1728) en niveau de gris. A la résolution maximale, 370 images par seconde peuvent être enregistrées. Les dix caméras sont reliées à un central Gigabit Ethernet qui assure la synchronisation des données mais aussi le transfert vers un PC de

commande. Chaque caméra possède son propre processeur qui traite l'image pour en extraire des positions de marqueurs réfléchissants.

Pour compléter ce système, deux plateformes de force six axes sont reliées au central Ethernet qui synchronise les signaux et les envoie au PC. Les plateformes enregistrent le torseur des efforts appliqués par le sujet sur celles-ci. Les efforts et couples intersegmentaires peuvent alors être déterminés à partir d'un algorithme de dynamique inverse ascendant. Dans notre étude, les données cinématiques et dynamiques sont surtout utilisées pour déterminer les instants de contact initial et de décollement des pieds lors de la locomotion humaine.

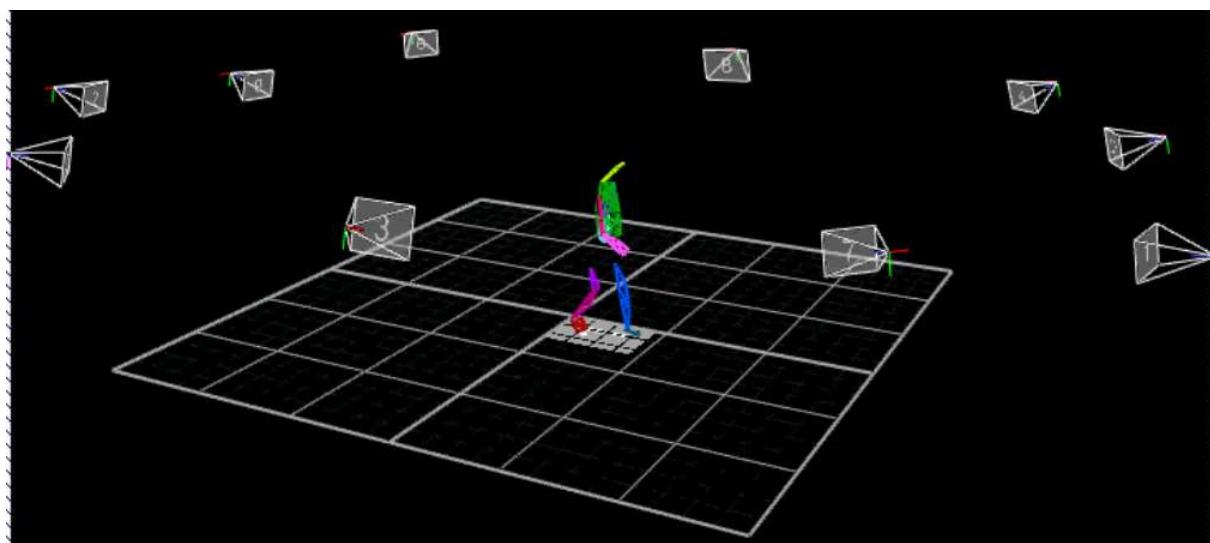


Figure 16 : Acquisition d'un mouvement de marche sur tapis roulant

1.3. Choix du modèle cinématique humain

Il existe de nombreux modèles cinématiques représentant plus ou moins précisément les mouvements du corps humain. L'hypothèse courante est de le modéliser par un système de corps rigides (segments) reliés par des liaisons normalisées prédéterminées supposées parfaites.

Deux approximations sont effectuées dans ce cadre. Les liaisons sont supposées parfaites c'est-à-dire que les articulations du corps humains sont modélisées par des liaisons mécaniques normalisées, le plus souvent par des liaisons rotules ou pivots. Ce n'est qu'une approximation pour la plupart des articulations qui sont souvent plus



Figure 17 : Maquette de l'articulation du genou
(<http://sciences41.tice.ac-orleans-tours.fr>)

complexes que ce type de modèle. Par exemple, le genou représenté par un modèle fonctionnel sur la Figure 17, montre qu'il est difficile d'opter pour une liaison de type rotule ou pivot. Des glissements complexes interviennent lors de la sollicitation de l'articulation et les surfaces de contact entre les deux os ne sont pas régulières. Malgré cela l'articulation du genou est souvent modélisée par une liaison pivot compte tenu des mouvements générés par celle-ci. Les tendons et les ligaments empêchent le mouvement d'abduction-adduction de l'articulation. Dans certains cas pathologiques, cette restriction ne sera pas valable.

La deuxième approximation est de considérer les segments comme rigides. Pour certaines parties du corps, cette hypothèse est relativement acceptable comme le fémur ou le tibia-péroné. Pour d'autres, au contraire, cette hypothèse est fortement discutable comme pour le pied qui se déforme lors des contacts au sol ainsi que la main ou encore le tronc, dont le mouvement est complexe, par l'intermédiaire de la colonne vertébrale.

Ainsi est-il important de choisir une modélisation appropriée du corps humain en fonction du type de mouvement capturé et de l'analyse à effectuer. Dans le cadre de notre procédure, notre objectif est de créer des trajectoires pour les robots humanoïdes à partir de données humaines capturées par un système de motion capture (cf Figure 16). Il semble donc approprié de modéliser l'humain avec les degrés de liberté qui composent la plupart des humanoïdes existants.

Dans un premier temps nous définissons surtout les segments sans limiter le nombre de degrés de liberté en rotation des articulations. Nous choisissons de modéliser le corps humain par un système composé de quinze segments supposés rigides (Figure 19). Le tronc est décomposé en deux parties : le bassin et le thorax. De nombreux humanoïdes possèdent une articulation entre leur bassin et le thorax. Bien sûr, ils ne peuvent pas reproduire strictement le mouvement complexe induit par la colonne vertébrale. Ils génèrent néanmoins des allures proches de celles de l'humain. L'épaule est considérée comme une rotule au niveau de l'articulation gléno-humérale (Figure 18). En réalité, le mouvement de l'épaule est plus complexe car la scapula et la clavicule ne sont pas fixes par rapport au thorax. Il devient donc difficile de considérer comme fixe la position du centre articulaire gléno-huméral et donc de modéliser le thorax par un segment rigide. Cependant, la plupart

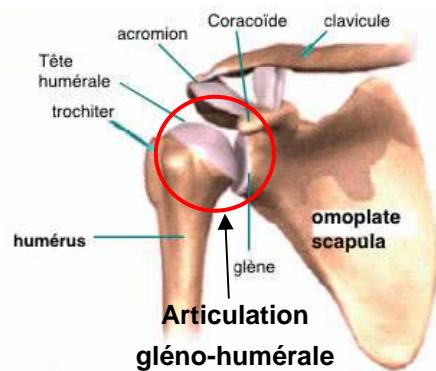


Figure 18 : Articulation de l'épaule
(<http://www.artrosport.com>)

des humanoïdes existants ont des épaules composées d'une unique liaison rotule (trois motorisations). Nous faisons donc le choix de modéliser le thorax par un seul segment. Les déformations des mains et des pieds ne seront pas prises en compte dans notre procédure.

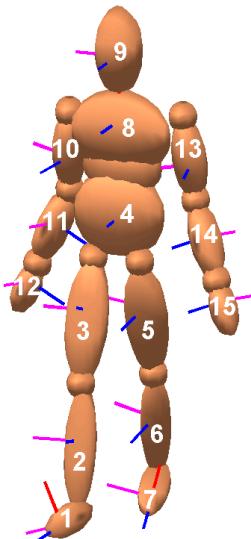


Figure 19 : Segments humains et repères associés

1.4. Positionnement des marqueurs

Pour enregistrer le mouvement, c'est-à-dire la position et l'orientation dans le repère terrestre de chacun des segments précédemment cités, plusieurs marqueurs sont positionnés sur la peau du sujet.

Le choix de la position des marqueurs est essentiel pour le traitement ultérieur des données. Les marqueurs sont positionnés en fonction de repères anatomiques de référence et contribuent à la localisation des centres articulaires. Plus le nombre de marqueurs utilisés est grand plus la détermination de la position et de l'orientation des segments est précise. Nous avons tout de même opté pour un nombre de marqueurs faible afin de réaliser plus rapidement les enregistrements (Figure 20). Au moins trois marqueurs sont nécessaires pour calculer l'orientation et la position de chaque segment. Le positionnement des marqueurs ainsi que le nombre de marqueurs à disposer est une problématique d'actualité dans le domaine de l'analyse du mouvement humain [Cap95]. Les systèmes d'acquisition évoluent de façon très rapide et pour réaliser aujourd'hui des mesures avec de très nombreux marqueurs (jusqu'à une centaine avec une dizaine de caméras). Des stratégies de définition des repères segmentaires sont ainsi à définir en fonction des marqueurs vus ou perdus par le système d'acquisition. Le Tableau 1 donne la localisation anatomique des marqueurs.

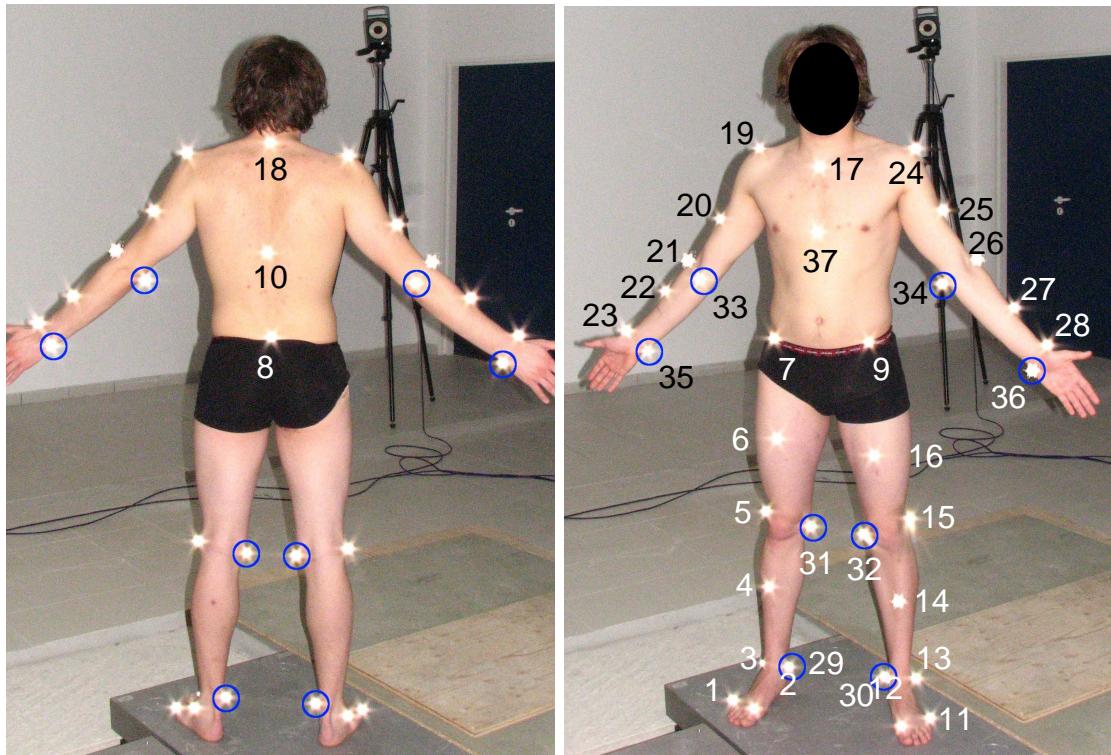


Figure 20 : Set de 37 marqueurs disposés sur le corps du sujet

Tableau 1 : Liste des marqueurs disposés sur des points anatomiques superficiels de référence

Numéro marqueur	Dénomination	Côté	Segment
1	métatarsé pha 5	droit	pied
2	métatarsé pha 1	droit	pied
3	maléole externe	droit	tibia-pied
4	face médiale du tibia	droit	tibia
5	épicondyle latéral	droit	tibia-fémur
6	face médiale de la cuisse épine iliaque	droit	fémur
7	antérosupérieure	droit	hanche
8	sacrum épine iliaque	---	hanche
9	antérosupérieure	gauche	hanche
10	vertèbre T10	---	hanche-tronc
11	métatarsé pha 5	gauche	pied
12	métatarsé pha 1	gauche	pied
13	maléole externe	gauche	tibia-pied
14	face médiale du tibia	gauche	tibia
15	épicondyle latéral	gauche	tibia-fémur
16	face médiale de la cuisse	gauche	fémur
17	entre art. sternoclaviculaires	---	tronc-clavicule
18	Cervicale C7	---	tronc-tête
19	acromion	droit	clavicule-bras
20	face latérale du bras	droit	bras
21	épicondyle	droit	bras-avant bras
22	face latérale avant bras	droit	avant bras
23	poignet interne	droit	avant bras-main
24	acromion	gauche	clavicule-bras
25	face latérale du bras	gauche	bras
26	épicondyle	gauche	bras-avant bras
27	face latérale avant bras	gauche	avant bras
28	poignet interne	gauche	avant bras-main
29	malléole interne	droit	tibia-pied
30	malléole interne	gauche	tibia-pied
31	épicondyle interne	droit	tibia-fémur
32	épicondyle interne	gauche	tibia-fémur
33	épitrochlée	droit	bras-avant bras
34	épitrochlée	gauche	bras-avant bras
35	poignet externe	droit	avant bras-main
36	poignet externe	gauche	avant bras-main
37	sternum	---	tronc

Le mouvement du pied est défini par deux marqueurs sur les malléoles internes et externes ainsi que deux marqueurs respectivement sur le premier et dernier métatarses. Cinq marqueurs sont disposés pour le tibia, les malléoles, les épicondyles ainsi qu'un marqueur sur le tibia. La position du fémur est quant à elle déterminée par la position du centre articulaire de la hanche associé au repère bassin ainsi que par les épicondyles du genou et un marqueur sur la cuisse. Le repère bassin est défini par les épines iliaques antéro-supérieures et le sacrum. Le mouvement du thorax est enregistré par les positions du sternum, de la vertèbre T10, de la cervicale C7, du milieu des articulations sterno-claviculaires et des acromions (épaules). Quatre marqueurs définissent le repère bras : l'acromion, l'humérus et les épitrochlées du coude. Enfin l'avant bras est localisé par les marqueurs du coude, un marqueur sur le radius et deux marqueurs sur le poignet.

1.5. Localisation des centres articulaires

Une des problématiques dans l'analyse cinématique et dynamique du mouvement humain est la localisation des centres articulaires à partir de mesures non invasives. Cette tâche est essentielle et incontournable pour déterminer les paramètres angulaires lors des mouvements capturés. Dans notre étude, pour les chevilles, genoux, coudes et poignets, chaque centre articulaire associé est considéré comme étant au point milieu entre les marqueurs interne et externe. Pour les épaules et les hanches, la localisation est à la fois plus difficile et importante pour avoir des résultats précis sur les angles articulaires. Deux méthodes distinctes existent pour définir la position de ces centres articulaires.

La première est la méthode dite prédictive. Elle consiste en l'utilisation de données statistiques établies par des mesures cadavériques. Les centres articulaires sont localisés comme étant à une certaine distance de points anatomiques de référence [Bel90]. Cette distance est bien sûr proportionnelle à des mesures anthropométriques. Après de nombreuses études et des comparaisons avec des mesures radiométriques, il apparaît que cette méthode ne permet pas de localiser avec une bonne précision les centres articulaires ni des hanches, ni des épaules.

La seconde méthode, dite fonctionnelle, permet de déterminer les centres articulaires à partir de l'analyse cinématique d'une dizaine de cycles de flexion, d'abduction et de circumduction [Beg07] [Mon07]. Cette deuxième approche a été utilisée pour définir les centres articulaires des hanches. La première a permis de déterminer le centre articulaire de l'épaule.

Le protocole décrit dans ce chapitre, établit un cadre au niveau de la technique d'acquisition du mouvement employé dans ces travaux. Les choix qui sont rapportés dans ce document permettent d'obtenir de manière efficace les mouvements des segments supposés rigides du corps humain. Le protocole a été légèrement modifié au cours des expérimentations, notamment pour enregistrer le mouvement de la tête qui semble intéressant à analyser durant une locomotion avec des changements de direction [Hic05] [Ber00]. Le chapitre suivant sera consacré à la méthode développée pour la détermination des angles articulaires humains qui serviront de références posturales à la transposition aux robots humanoïdes.

Conclusion

Les techniques d'acquisition du mouvement humain sont aujourd'hui multiples et elles évoluent encore très rapidement grâce aux avancées technologiques multidisciplinaires. Le système d'acquisition que nous avons employé dans ces travaux est l'un des plus utilisés dans le domaine de l'analyse et de l'enregistrement du mouvement humain. Il permet la réalisation de mouvements dans un champ suffisamment grand tout en gardant une très bonne précision de mesure. Des marqueurs passifs sont disposés directement sur la peau du sujet ; ils ne gênent pas l'exécution de la plupart des mouvements.

Il a été nécessaire d'établir un modèle cinématique humain pour déterminer les paramètres posturaux du sujet au cours de son mouvement. Le corps humain est alors considéré comme un ensemble de corps rigides (segments). Chaque segment est suivi dans son mouvement, composé de trois translations et de trois rotations, par au moins trois marqueurs disposés sur des repères anatomiques externes. Le positionnement précis des 37 marqueurs disposés sur le sujet a été défini dans ce chapitre. A partir de ces marqueurs externes, la localisation des centres articulaires est évaluée grâce à des méthodes prédictives ou fonctionnelles. Des repères peuvent être finalement définis à partir des positions des marqueurs et des centres articulaires.

Dans le prochain chapitre, à partir des matrices rotations de chaque segment par rapport au repère terrestre, trois paramètres de rotations intersegmentaires seront définis entre deux segments successifs.

Chapitre 2

2. Extraction des données articulaires

Sommaire

2.1. Mouvement des segments dans le repère terrestre	37
2.2. Matrice de rotation intersegmentaire et extraction angulaire	41
2.3. Etude de l'influence du choix de la séquence	43
Conclusion	53

L'objectif de ce chapitre est de présenter la procédure d'extraction des données articulaires, c'est-à-dire le calcul des angles articulaires en fonction des coordonnées tridimensionnelles des marqueurs disposés sur le sujet. Ces angles articulaires définissent les postures adoptées par le sujet au cours du mouvement. Celles-ci deviennent indépendantes de la taille du sujet ou du robot une fois la trajectoire transposée. Le choix de la méthode de calcul des angles articulaires peut modifier de façon importante les résultats et donc la correspondance entre la posture réelle du sujet et la posture définie par les angles obtenus.

2.1. Mouvement des segments dans le repère terrestre

Pour décrire le mouvement d'un corps solide dans l'espace tridimensionnel, il est nécessaire de définir un repère associé. Il peut être construit à partir d'au moins trois marqueurs non alignés. De plus, le repère terrestre doit être défini. Dans notre cas, lors de la calibration du système de motion capture, plusieurs marqueurs sont disposés dans le champ d'acquisition définissant un axe principal ainsi que le plan horizontal.

2.1.1. Comment définir les repères ?

La définition des repères associés aux différents segments du corps humain est essentielle concernant le calcul des angles articulaires. Il est très difficile de

comparer deux séries de mesures pour lesquelles les repères segmentaires ne sont pas définis exactement de la même manière. C'est pourquoi la société internationale de biomécanique (ISB) a défini une standardisation de la définition des repères dans l'analyse du mouvement humain [Wu95] [Wu05]. Dans notre cas, une autre approche pourrait être de définir les repères de la même manière que sont définis ceux du robot humanoïde concerné. Nous avons opté pour la normalisation ISB pour pouvoir comparer nos résultats de capture à ceux de la littérature. Ensuite des algorithmes de transformations sont appliqués pour passer de la norme ISB au paramétrage spécifique de chaque robot humanoïde étudié.

2.1.2. Définition des repères des membres inférieurs

La démarche de définition des repères segmentaires est explicitée par un exemple : celui du bassin. Les marqueurs 7 (épine iliaque antérosupérieure droite), 8 (sacrum), et 9 (épine iliaque antérosupérieure gauche), sont positionnés sur les repères anatomiques (Figure 21) superficiels de référence. L'ISB conseille de définir le repère associé au bassin de la façon suivante [Wu02] : l'axe x est formé par la droite passant par le marqueur du sacrum et par le milieu des deux épines iliaques. L'axe temporaire zt est défini par la droite passant par les deux marqueurs des épines iliaques allant de la gauche vers la droite. Ces deux axes définissent le plan passant par les 3 marqueurs. L'axe y du repère sera donc la normale à ce plan c'est-à-dire le produit vectoriel entre l'axe zt et l'axe x. Finalement l'axe z du repère sera calculé à partir des deux autres par produit vectoriel.

Il faut noter que les figures ci-dessous représentent la position des marqueurs par rapport aux points anatomiques osseux. Dans la pratique les marqueurs sont disposés directement sur la peau du sujet étudié. Ceci doit être pris en compte lors du calcul de la localisation des centres articulaires par les méthodes de régression basées sur des données cadavériques.

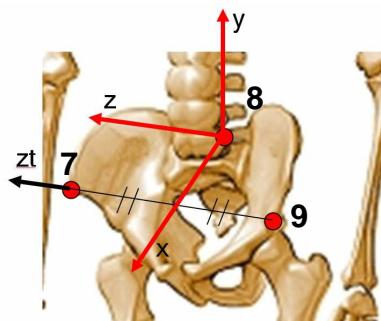


Figure 21: Définition du repère du bassin à partir de trois marqueurs (Figure 20 et Tableau 1)

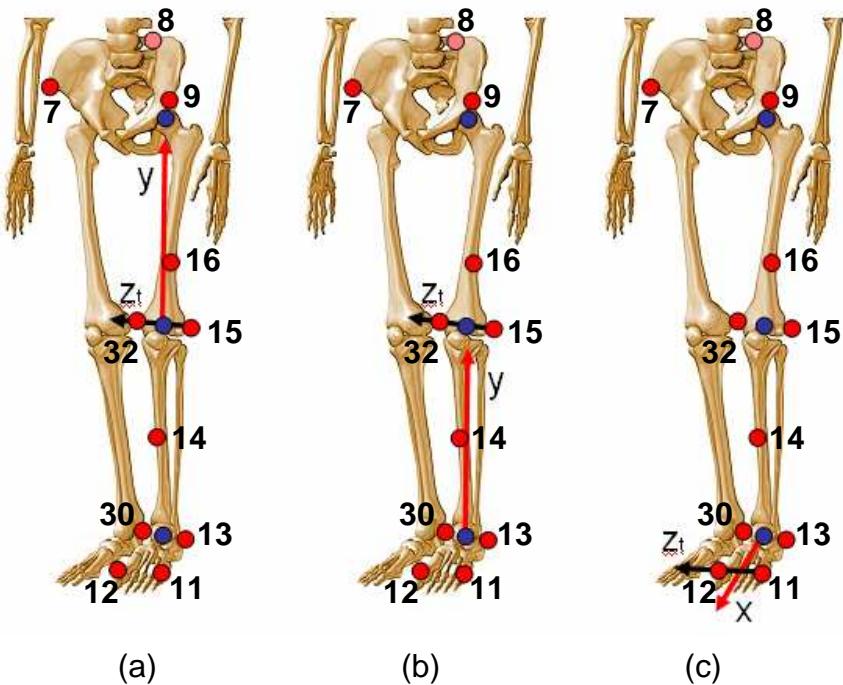


Figure 22 : Définition des repères des membres inférieurs (Figure 20 et Tableau 1)

En ce qui concerne le fémur : l'axe y est dirigé du centre articulaire du genou vers le centre articulaire de la hanche correspondant (Figure 22 a). L'axe zt est porté par la droite passant par les deux épicondyles du genou, dirigé vers la droite.

En ce qui concerne le tibia : l'axe y est construit aussi par la direction définie par les centres articulaires de la cheville et du genou (Figure 22 b). L'axe zt est la droite passant par les deux épicondyles du genou, dirigé vers la droite.

On peut remarquer que les repères des segments du tibia et du fémur sont construits avec le même axe z temporaire passant par les deux épicondyles du genou. Cet axe est souvent celui que l'on considère comme étant l'axe de flexion du genou. Les deux repères n'auront pas néanmoins leur axe z en commun ainsi, lors du mouvement, il n'y aura pas uniquement un angle de flexion mais aussi un faible mouvement d'abduction et rotation. Il est possible de définir les repères du tibia et de la cuisse avec le même avec z. Cependant, ce choix n'a pas été retenu car les axes principaux du fémur et du tibia doivent être respectés notamment pour le calcul de la localisation du centre de gravité de ces deux segments. Le calcul de l'angle de flexion du genou est aussi plus précis car les deux marqueurs des épicondyles du genou ne situent jamais exactement l'axe de rotation du genou. Il est préférable de calculer l'angle de flexion à l'aide des deux axes principaux du tibia et du fémur.

Le repère du pied est construit de la façon suivante (Figure 22 c). L'axe x est défini par la droite passant par le centre articulaire de la cheville et par le point milieu entre le premier et dernier métatarses. L'axe zt est défini par la direction de la droite passant par les deux métatarses. L'angle de flexion entre le pied et le tibia sera non nul en position anatomique de référence ; il sera égal à l'angle d'incidence entre l'axe cheville-métatarses et le plan horizontal.

2.1.3. Définition des repères des membres supérieurs

L'axe principal y du tronc est défini par le point milieu des marqueurs de la vertèbre T10 et du sternum ainsi que par le point milieu des marqueurs sternoclaviculaires et de la cervicale C7 (Figure 23a). L'axe temporaire zt qui définit le lacet du tronc est construit par la droite passant par les deux acromions, vers la droite. Comme expliqué précédemment, cet axe n'est pas réellement représentatif de l'orientation de la cage thoracique si l'on prend en compte le mouvement de la scapula et des clavicules. Pour un calcul de dynamique, étant donné la masse et l'inertie importantes du thorax, cette approximation aura un effet de surestimation du moment dynamique de ce segment. En effet, l'axe passant par les deux acromions sera soumis à de fortes accélérations en rotation autour de l'axe vertical, mouvement qui ne sera pas forcément représentatif du thorax. Dans le cas d'une analyse dynamique, il semble donc plus judicieux de définir le repère du thorax à partir uniquement des marqueurs T10, C7, sternum et sternoclaviculaire. L'autre solution est de rajouter des solides intermédiaires entre le thorax et les articulations gléno-humérales. C'est notamment le choix adopté pour le modèle humain dans le logiciel de simulation Humans développé à l'INRIA Rhône-Alpes. Dans notre cas, le modèle est choisi surtout par rapport aux modèles cinématiques classiques des robots humanoïdes ; de plus les calculs de dynamique inverse ne seront pas utilisés dans le processus de transfert au robot. Ainsi le thorax sera considéré comme un solide rigide.

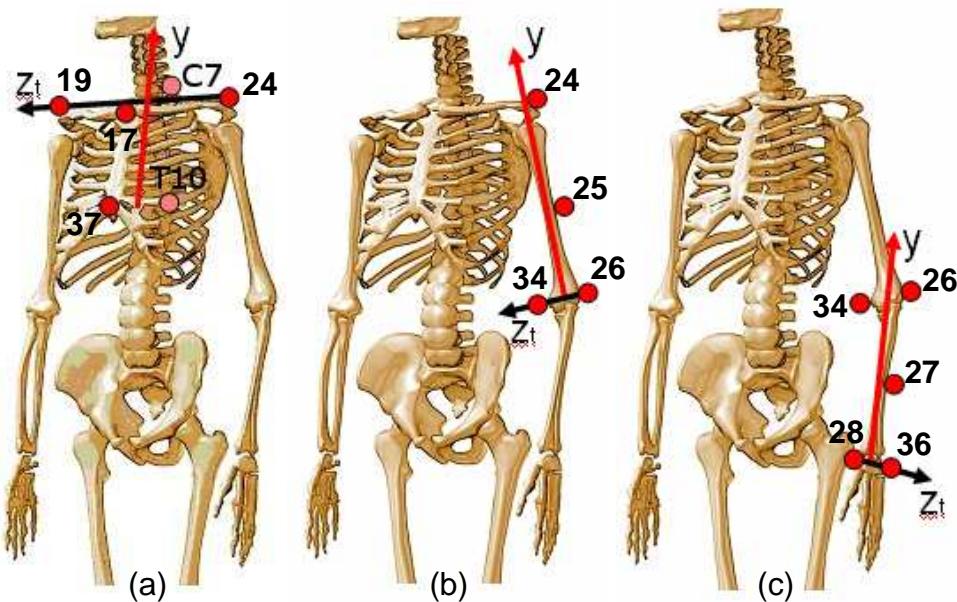


Figure 23: Définition des repères des membres supérieurs (Figure 20 et Tableau 1)

Pour le segment huméral (Figure 23b), l'axe principal y passe par les centres articulaires de l'épaule et du coude. L'axe temporaire transverse zt est défini par les épitrochlées du coude.

Enfin l'axe principal de l'avant bras est orienté suivant les centres articulaires du poignet et du coude (Figure 23c). L'axe transverse zt est calculé grâce aux marqueurs interne et externe du poignet. On considère souvent que la liaison entre l'humérus et l'avant-bras est composée d'une flexion et d'une rotation.

2.2. Matrice de rotation intersegmentaire et extraction angulaire

2.2.1. Matrice de rotation des segments dans le repère terrestre

Une fois les repères de chaque segment définis, la matrice de rotation 3x3 décrivant l'orientation du segment par rapport au repère terrestre peut être générée rapidement. Cette matrice est simplement composée des vecteurs x, y et z définissant le repère segmentaire exprimé dans la base du repère terrestre.

2.2.2. Matrice de rotation intersegmentaire

Les matrices de rotations intersegmentaires peuvent être ensuite calculées, elles représentent l'orientation de chaque segment par rapport au repère de leur segment proximal voisin. Elles permettent de déterminer au cours du mouvement humain les angles de flexion, abduction et rotation entre deux segments. Le bassin est considéré comme le segment de référence pour l'ensemble du corps. C'est souvent

le choix qui est fait pour le contrôle des robots humanoïdes bien qu'il soit actuellement remis en cause pour des questions sensori-motrices [Ber00] [Hic05].

2.2.3. Extraction angulaire

Le processus qui sera déterminant pour la suite de la procédure de transfert est la méthode de calcul des angles de flexion, abduction et rotation intersegmentaires. En effet, pour reproduire la posture d'un humain par un robot il est indispensable de transformer les matrices de rotation intersegmentaires en angles articulaires.

En biomécanique et spécifiquement dans le domaine de l'analyse quantitative de la marche, des angles intersegmentaires sont aussi calculés. Ils définissent de manière quantitative le mouvement de chaque articulation. L'évolution de la flexion du genou au cours de la marche sera notamment une variable importante dans l'analyse clinique de la marche. La marche pathologique des personnes présentant une infirmité motrice cérébrale (IMC) est souvent caractérisée par une flexion de genou de la jambe en balance trop faible [Kun98]. Le pied en transfert a alors tendance à frotter au sol et ce fait est compensé par un mouvement de hanche pathologique.

D'après les recommandations de Wu [Wu95], les angles de flexion (alpha), d'abduction (bêta) et de rotation (gamma) sont extraits des matrices de rotation intersegmentaires par l'identification de la matrice de rotation des angles de cardan.

Wu définit la séquence angulaire du segment proximal au segment distal par une première rotation autour de l'axe z (flexion, alpha), ensuite autour de l'axe x (abduction, bêta) et pour finir autour de l'axe y (rotation, gamma). La matrice résultante de cette séquence est exprimée de la façon suivante :

$$R_{ZXY} = \begin{bmatrix} C\alpha C\gamma - S\alpha S\beta S\gamma & -S\alpha C\beta & C\alpha S\gamma + S\alpha S\beta C\gamma \\ S\alpha C\gamma + C\alpha S\beta S\gamma & C\alpha C\beta & S\alpha S\gamma - C\alpha S\beta C\gamma \\ -C\beta S\gamma & S\beta & C\beta C\gamma \end{bmatrix} \quad (1)$$

Il est donc possible tout d'abord de calculer l'angle d'abduction bêta. Ensuite les angles de flexion et de rotation peuvent être déterminés à partir de celui-ci. Deux possibilités existent pour le calcul de ces angles, en utilisant la fonction arcsin l'angle calculé pourra être compris entre -90° et $+90^\circ$ tandis que la fonction arccos permet d'obtenir des angles entre 0 et 180° .

$$\left\{ \begin{array}{l} \beta = \arcsin(R_{32}) \\ \alpha = -\arcsin\left(\frac{R_{12}}{\cos(\beta)}\right) \\ \alpha = \arccos\left(\frac{R_{22}}{\cos(\beta)}\right) \\ \gamma = -\arcsin\left(\frac{R_{31}}{\cos(\beta)}\right) \\ \gamma = \arccos\left(\frac{R_{33}}{\cos(\beta)}\right) \end{array} \right. \quad (2)$$

Cette méthode de calcul est celle proposée par l'ISB depuis 1995 [Wu95]. Une autre méthode souvent utilisée en robotique est la fonction atan2 qui permet de trouver les angles alpha et gamma compris entre -180° et +180°. Ceci en utilisant les équations suivantes :

$$\alpha = ATAN2\left(\frac{R_{22}}{\cos(\beta)}, \frac{-R_{12}}{\cos(\beta)}\right) \quad (3)$$

$$\gamma = ATAN2\left(\frac{R_{33}}{\cos(\beta)}, \frac{-R_{31}}{\cos(\beta)}\right) \quad (4)$$

Le choix effectué de la séquence influence le résultat obtenu. Il semble intéressant d'étudier l'influence du choix de la séquence angulaire retenue.

2.3. Etude de l'influence du choix de la séquence

2.3.1. Recommandation de l'ISB

L'ISB propose de calculer les angles articulaires toujours avec la même séquence de cardan : ZXY [Wu95]. Dans le cadre de l'analyse clinique, il semble important de respecter cette norme pour pouvoir comparer les résultats provenant de différents centres d'analyses. Dans notre cas, le choix de la séquence modifiera le mouvement obtenu avec le robot. Pour une même matrice de rotation calculée à chaque image comme expliqué précédemment, il est possible d'extraire les angles de flexion, d'abduction et de rotation des différentes articulations en utilisant des séquences différentes donc un processus de résolution différent que celui cité par l'ISB. Voici les résultats du calcul des angles articulaires des hanches en fonction des séquences

utilisées, dans le cas d'une marche avec un départ, quatre phases de simple appui puis un arrêt pieds joints.

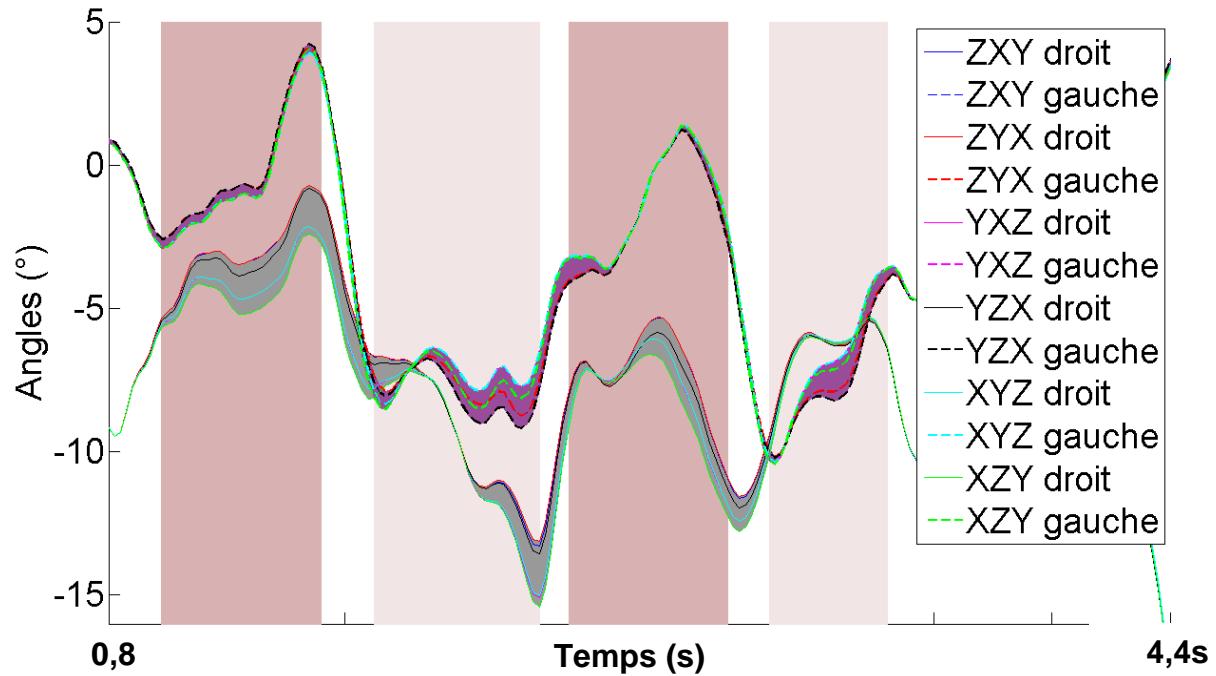


Figure 24: Angles de rotation de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence choisie. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles de rotation respectivement de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.

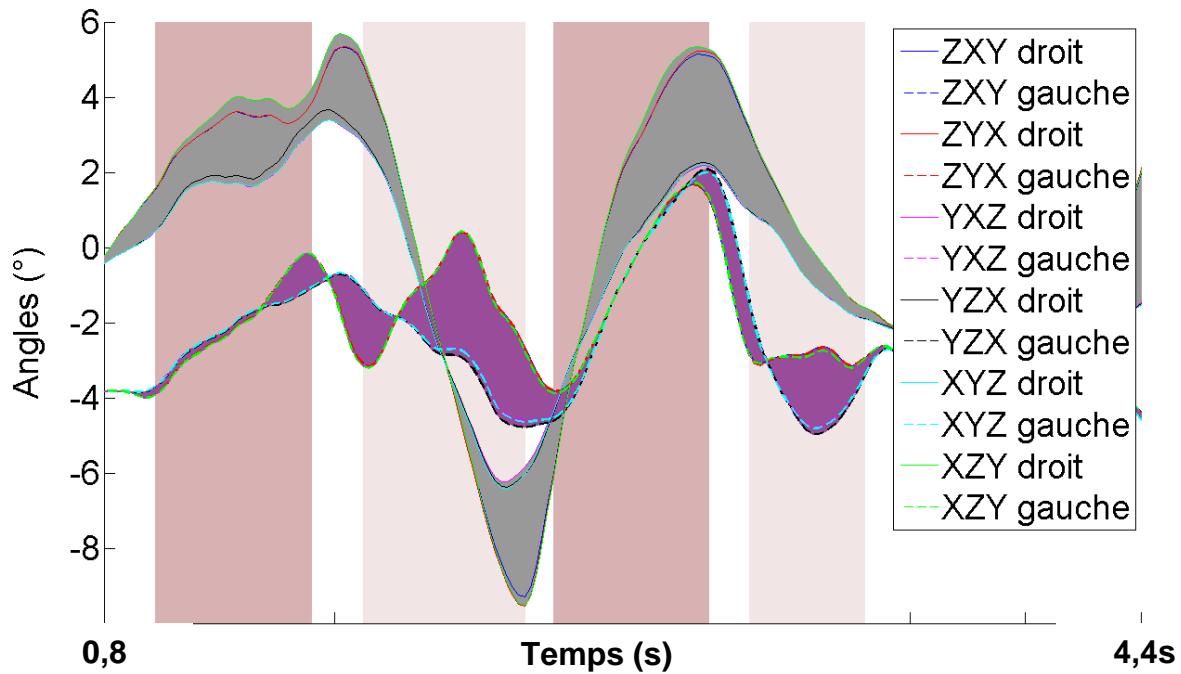


Figure 25: Angle d'abduction de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence choisie. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles d'abduction respectivement de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.

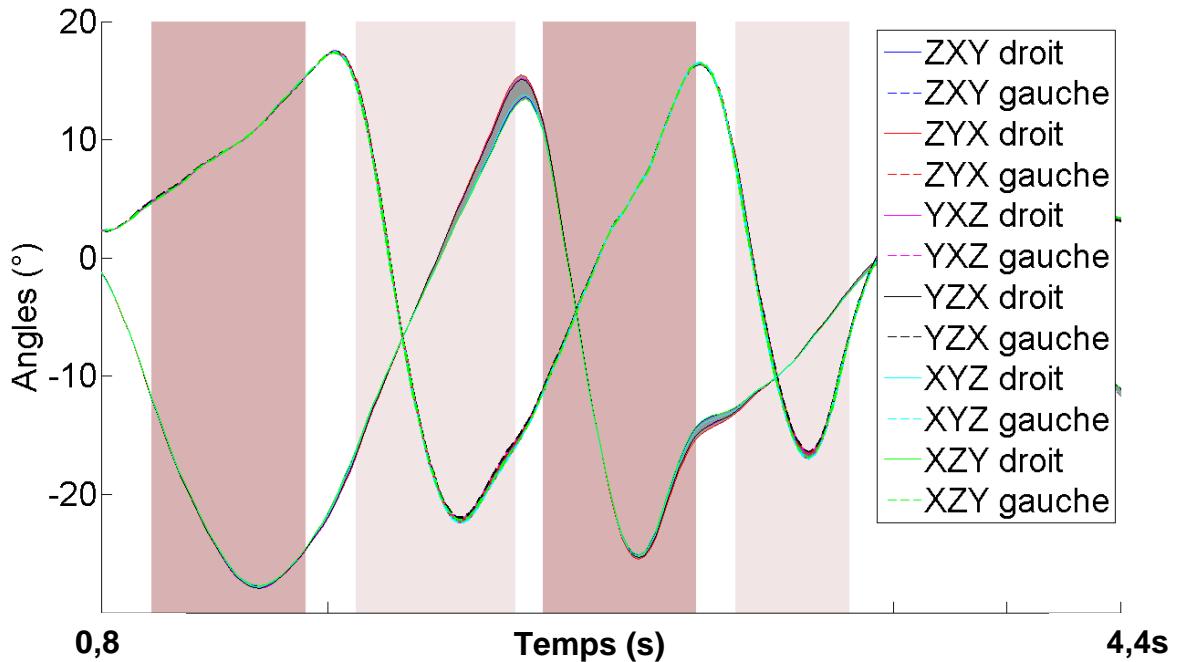


Figure 26: Angle de flexion de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence choisie. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles de flexion respectivement de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.

La résolution se fait de la même manière pour chaque séquence, par exemple pour la séquence ZYX, la matrice littérale se présente sous la forme suivante :

$$R_{ZYX} = \begin{bmatrix} C\alpha C\gamma & -S\alpha S\beta + C\alpha S\beta S\gamma & S\alpha S\beta + C\alpha C\beta S\gamma \\ S\alpha C\gamma & C\alpha S\beta + S\alpha S\beta S\gamma & -C\alpha S\beta + S\alpha C\beta S\gamma \\ -S\gamma & S\beta C\gamma & C\beta C\gamma \end{bmatrix} \quad (5)$$

La rotation notée gamma est calculée la première à l'aide de la fonction arcsin. Ensuite les angles d'abduction et de flexion peuvent être calculés à partir de celle-ci.

On remarque (Figure 25) des différences maximales de l'ordre de 4°. Des écarts encore plus importants peuvent apparaître sur d'autres articulations telles que le genou ou la cheville. Comment alors choisir une méthode d'extraction des angles adaptée à la transposition vers les robots ?

2.3.2. Séquences adaptées à l'application robotique

Si on veut reproduire fidèlement l'orientation d'un segment par rapport à son segment proximal pour le robot, il faut extraire les angles en utilisant la séquence de

cardan reproduisant la séquence de rotation du robot. Ces séquences ne sont pas toujours les mêmes suivant les robots humanoïdes et suivant les articulations.

Par exemple pour le robot HRP-2 les séquences de rotation sont les suivantes selon les repères définis par l'ISB (Tableau 2).

Tableau 2 : Séquence des rotations des articulations des membres inférieurs pour le robot HRP-2

SEGMENT	SEQUENCE
Bassin-Cuisse	YXZ
Cuisse-Tibia	Z
Tibia-Pied	ZX
Bassin-Thorax	YZ
Thorax-Bras	ZXY
Bras-Avant-Bras	ZY

Pour trois angles déterminés par la méthode de l'ISB précédemment citée (ZXY), si ensuite on impose directement ces angles à trois liaisons pivots en série suivant différentes séquences, on obtient des orientations différentes de l'effecteur. Pour donner un ordre de grandeur de l'erreur, on imagine un bras de 1m de longueur en mouvement par l'intermédiaire de trois liaisons pivots concourantes. Suivant l'ordre de succession de ces trois liaisons pivots, si on impose les mêmes coordonnées angulaires, la position de l'effecteur sera différente. Par exemple si on impose à ce bras, un angle de flexion de 30°, d'abduction de 30 ° et de rotation de 30° par rapport à son segment proximal, alors les erreurs de position par rapport à la séquence de référence ZXY sont de l'ordre de 30cm (Tableau 3).

Tableau 3: Erreurs de position d'un effecteur (bras 1m) en fonction des séquences angulaires (30° de flexion, abduction et rotation)

SEQUENCE	ERREUR (m)
ZYX	0,2588
YXZ	0,3953
YZX	0,1949
XYZ	0,3324
XZY	0,2512

Ces écarts de position et donc d'orientation ne sont pas négligeables et peuvent modifier de façon importante une posture ; il semble donc important de déterminer les angles articulaires du robot qui reproduiront au mieux les orientations

segmentaires du sujet humain. Pour cela, il faut utiliser pour chaque articulation humaine, la séquence angulaire correspondant à l'architecture du robot.

2.3.3. Les articulations sous actionnées du robot

Il apparaît aussi que les articulations des robots humanoïdes ne sont pas des liaisons rotules mais simplement composées de une, deux ou trois liaisons pivots. Comment donc reproduire au mieux les rotations intersegmentaires humaines pour le cas où le nombre de degré de liberté par articulation du robot est inférieur à trois ?

2.3.3.1. Le genou

Le contrôle de l'articulation du genou est important dans la reproduction des postures humaines lors de la marche. Spécialement pour la jambe en balance lors des simples appuis, elle évite la collision et le frottement du pied avec le sol. La Figure 27 représente l'évolution des flexions de genou lors d'un cycle de marche humain avec un départ et un arrêt en début et fin de cycle. Les variations provenant du choix de la séquence de rotation ne sont pas significatives par rapport à l'amplitude de la mesure. Pour cet exemple, lors du troisième simple appui, l'amplitude maximale des écarts est de l'ordre de 1,3°(2%).

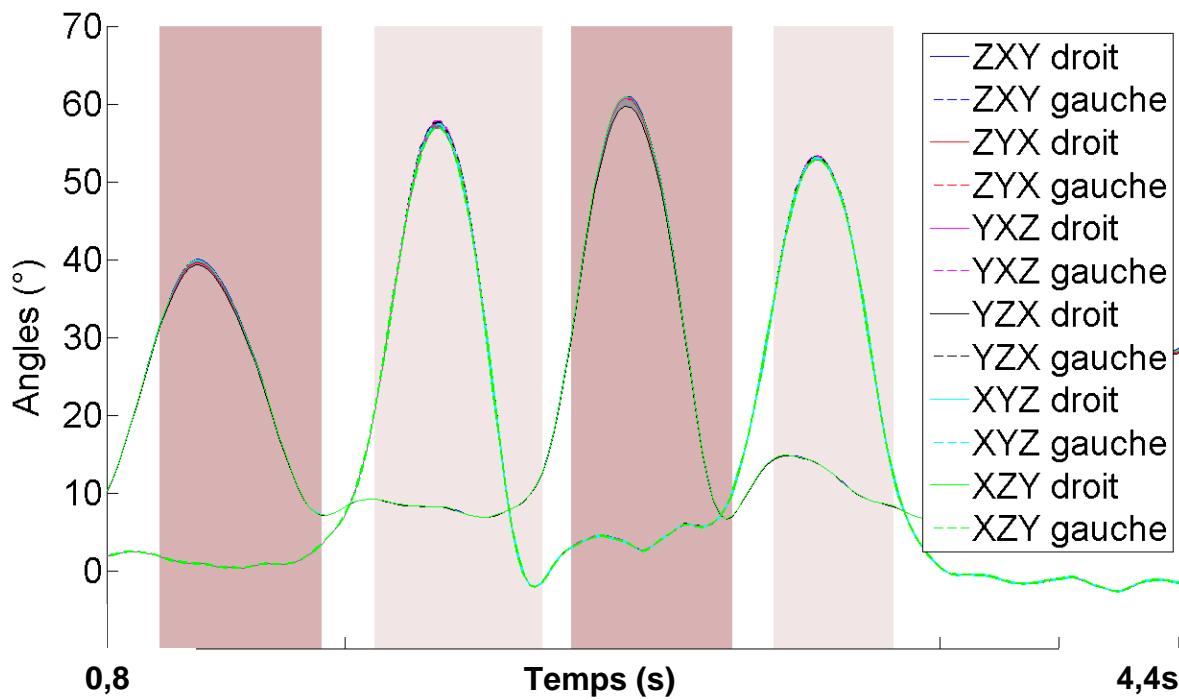


Figure 27 : Evolution des angles de flexion des genoux droit et gauche au cours de la marche en fonction des séquences de rotation choisies. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles de flexion respectivement du genou droit et du genou gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.

Par contre, concernant les valeurs d'abduction et de rotation des genoux, les écarts obtenus sont beaucoup plus importants (Figure 28). On associe de façon courante l'articulation du genou à une liaison pivot. On remarque que les angles d'abduction et de rotation ne sont pas nuls au cours de la marche, au contraire la séquence YZX pour le genou droit et la séquence XZY pour le genou gauche accentuent cet artefact qui dépasse les 15° pour cet exemple.

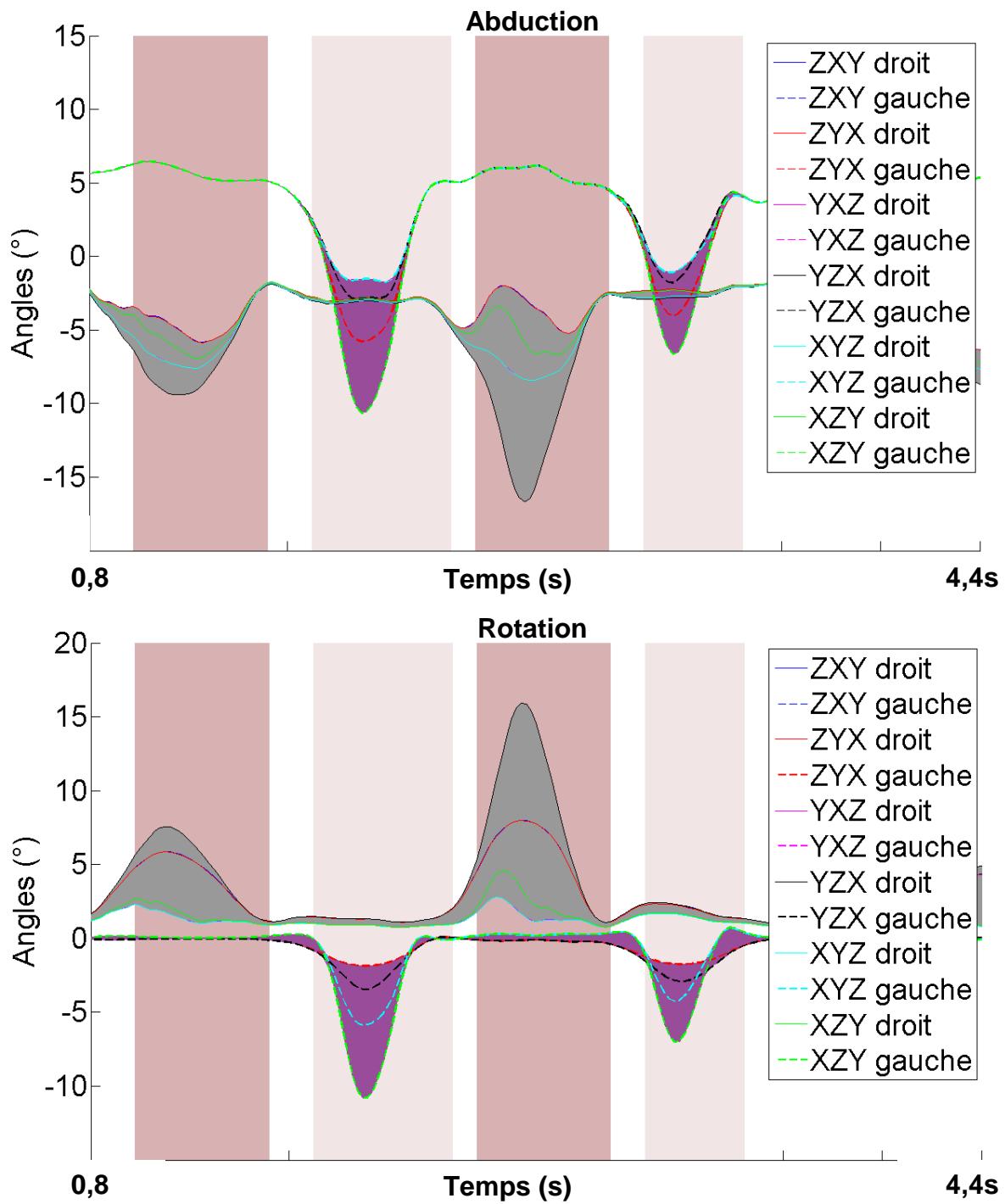


Figure 28 : Evolution des angles d'abduction et de rotation des genoux droit et gauche au cours de la marche en fonction des séquences de rotation choisies. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles respectivement du genou droit et du genou gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.

Dans notre cas, pour le genou, nous avons choisi d'extraire uniquement l'angle de flexion du genou qui nous semble, par l'utilisation des recommandations de l'ISB bien représentatif de la posture humaine de l'image correspondante. De plus la

majorité des robots humanoïdes ne possèdent qu'un angle de flexion au niveau du genou.

2.3.3.2. La cheville

Les robots humanoïdes ont, pour la plupart, deux degrés de liberté au niveau de la cheville : un moteur contrôlant l'abduction et un autre, la flexion. Ce choix a été fait car il correspond à l'anatomie de la cheville humaine qui empêche la rotation interne-externe du pied par rapport au tibia péroné. De plus il est difficile, compte tenu de l'espace disponible réduit, d'intégrer trois actionneurs pour cette articulation. Il est cependant possible d'ajouter un degré de liberté en rotation propre entre le genou et le tibia.

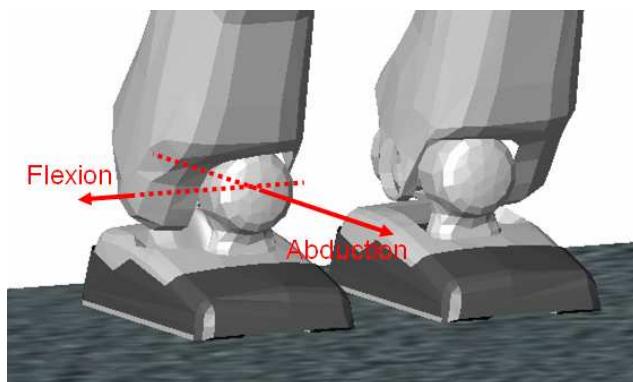


Figure 29 : Les axes de rotation de la cheville du robot HRP-2

Dans le cas du robot HRP-2, comme présenté sur la Figure 29, et comme sur la plupart des humanoïdes existant, la séquence de rotation du tibia vers le pied est composée d'abord de la flexion (le moteur étant logé dans le tibia), suivie de l'abduction comprenant le système moteur-réducteur intégré sur l'axe. La séquence est donc ZX dans le système de coordonnées segmentaires de l'ISB.

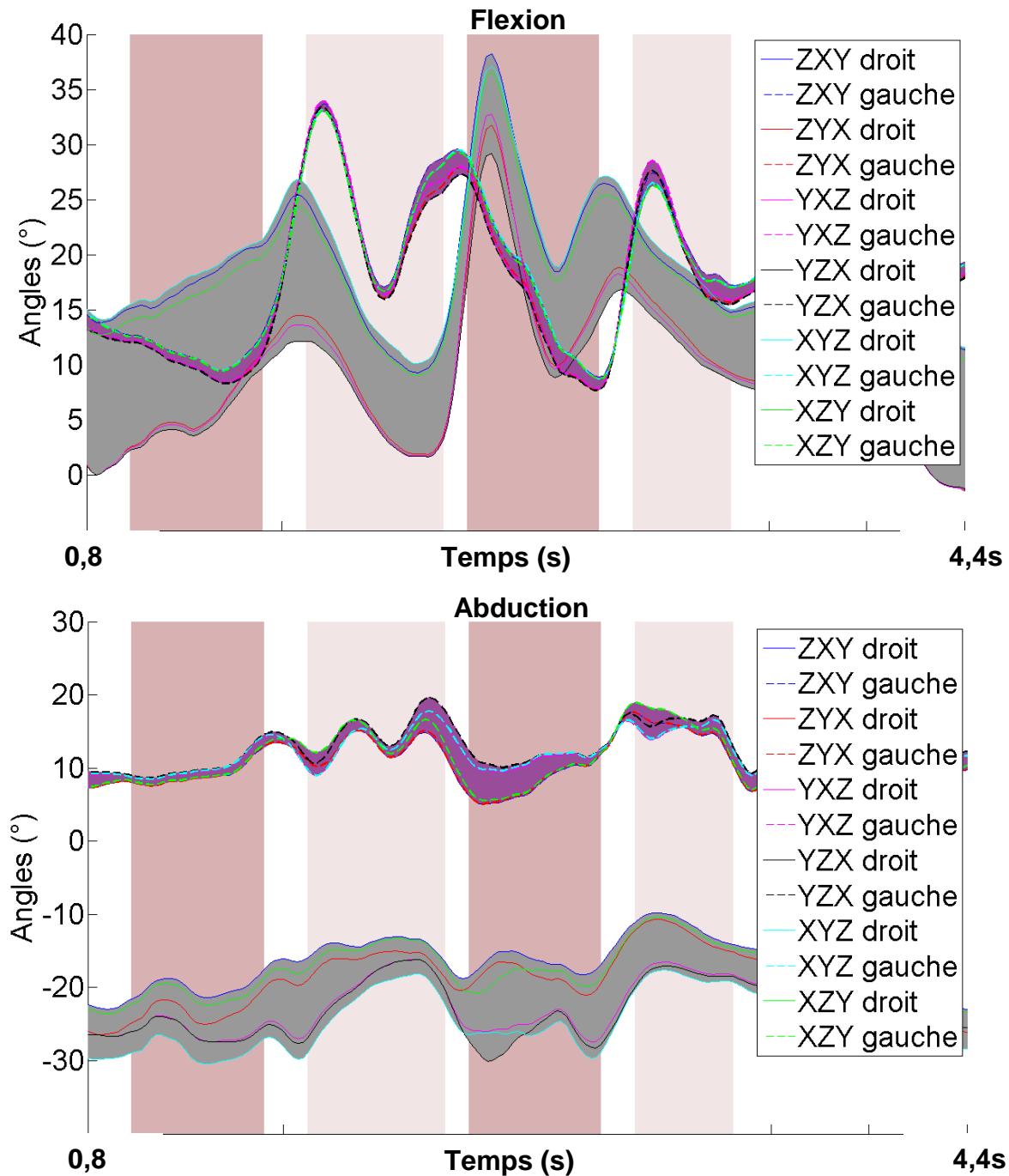


Figure 30 : Evolution des angles de flexion et d'abduction des chevilles droite et gauche au cours de la marche en fonction des séquences de rotation choisies. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles respectivement des chevilles droite et gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.

Sur la Figure 30 sont représentées les évolutions des angles de flexion et d'abduction de la cheville en fonction de la séquence de rotation choisie pour leur calcul. Des différences significatives apparaissent au niveau du pied droit notamment pour la flexion. Deux groupes de courbes se détachent. Un premier groupe qui semble plus facile à interpréter avec les séquences XYZ, XZY et ZXY (ISB), et un

deuxième groupe qui engendre des angles de flexion beaucoup plus faibles (ZYX, YXZ, YZX). La flexion de cheville lors de la position initiale doit être de 15° : cet angle représente l'inclinaison de l'axe partant du centre articulaire de la cheville vers les marqueurs des métatarses. Le premier groupe engendre un angle de flexion de la cheville droite de l'ordre de 15° comme celui de la cheville gauche. Dans le cas du deuxième groupe, cette valeur est de l'ordre de 0° . Dans le cas de la cheville du robot humanoïde actionnée par deux motoréducteurs en série suivant l'axe Z (flexion) puis l'axe X (abduction), il semble opportun d'extraire les angles avec la recommandation de l'ISB qui correspond à cette séquence : ZXY.

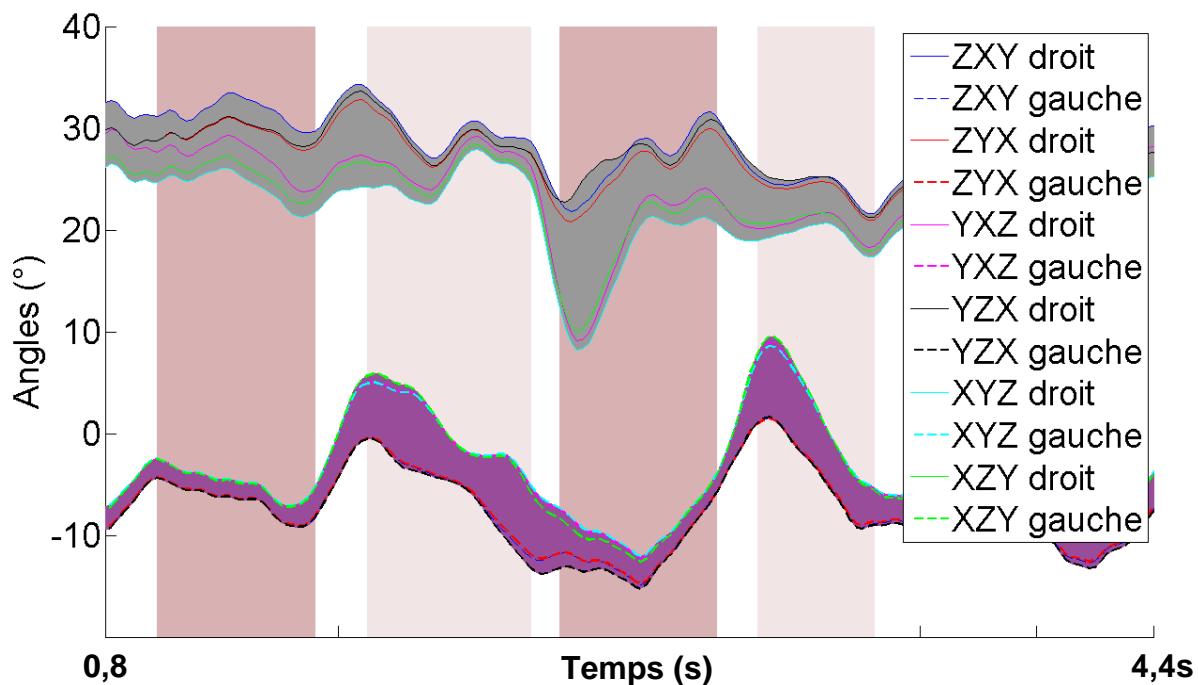


Figure 31 : Evolution des angles de rotation interne-externe des chevilles droite et gauche au cours de la marche en fonction des séquences de rotation choisies. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles respectivement de la cheville droite et gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.

Il existe tout de même une évolution de la rotation interne-externe (Figure 31). Sa valeur initiale est l'angle entre l'axe de l'articulation du genou et la perpendiculaire à l'axe du pied. Cette valeur est non nulle lors du départ pied à plat. Suivant la séquence angulaire utilisée cet angle évolue plus ou moins, avec tout de même, un écart maximum de 20° .

Conclusion

Ce chapitre a présenté la procédure établie pour calculer les angles articulaires humains en fonctions des coordonnées cartésiennes des marqueurs disposés sur le sujet. Les repères associés aux différents segments ont été définis à partir des marqueurs situés sur les segments considérés. Les recommandations de l'ISB ont été en partie respectées. Notre objectif est de transférer les angles humains aux robots.

D'après les études menées sur les hanches et sur les chevilles, il apparaît qu'il est nécessaire de ne pas utiliser toujours une unique séquence pour extraire les angles articulaires des matrices de rotation intersegmentaires. L'objectif dans notre cas est de reproduire au mieux les postures humaines avec les robots humanoïdes. Les séquences de rotation utilisées seront définies par la séquence réelle existant sur le robot. Ainsi les matrices de rotation seront identiques entre le robot et le sujet humain.

Dans le chapitre suivant, la problématique de la détection des évènements de contact entre les pieds et le sol est abordée. La résolution de ce problème, sans l'utilisation systématique des plateformes, n'est pas aisée. Elle est cependant obligatoire pour définir les instants de changement de phases temporelles au cours de la locomotion humaine. Ces marqueurs temporels sont très utiles dans la génération des trajectoires de marche pour les robots humanoïdes.

Chapitre 3

3. Détection des évènements de contact

Sommaire

3.1. Description de la problématique	55
3.2. Les méthodes existantes et leurs limites	56
3.3. Les données d'entrée du problème	58
3.4. Modification de la méthode HPA	61
3.5. Comparaison des performances des algorithmes	63
Conclusion	74

3.1. Description de la problématique

Après avoir déterminé les angles articulaires au cours du mouvement capturé, une étape très importante est la détection des évènements de contact entre les pieds et le sol dans le cas de la locomotion humaine. Les professionnels de l'analyse clinique de la marche humaine ont besoin de ces évènements temporels pour arriver à lire et interpréter les résultats des mesures. C'est pourquoi de nombreuses méthodes ont été développées pour déterminer plus ou moins précisément, et plus ou moins rapidement ces évènements. On décompose la marche en cycles qui sont subdivisés en phases successives de simples et doubles appuis. L'hypothèse est que, pour marcher sans glisser, un bipède doit faire décoller et atterrir ses pieds successivement. A noter que certains sujets pathologiques peuvent présenter des troubles de la marche de différents types. Des troubles durant la phase oscillante vont se manifester par un pied dit traînant. Des difficultés en phase d'appui sont également fréquentes de par l'incapacité à supporter la charge sur le pied en simple appui. Dans le cadre de l'étude, nous nous limitons aux mouvements de personnes sans déficiences sensori-motrices apparentes.

Les robots humanoïdes, eux aussi, ont des allures de marche qui sont décomposées en phases de simples et doubles appuis. Aussi, nous essaierons dans la procédure de transfert de l'humain au robot de conserver les rapports entre les différentes

durées des phases. Nous verrons que, compte tenu de la méthode de génération de trajectoires de marche pour les robots humanoïdes, il est parfois difficile de respecter ces ratios temporels.

Les évènements de contact des pieds sur le sol sont composés du contact initial (IC : Initial Contact) qui termine les phases de simple appui, et du décollage du pied en oscillation (TO : Toe Off). Ces paramètres temporels peuvent être enregistrés de plusieurs manières. La première, et sûrement la plus fiable, est la mesure par des plateformes de forces installées dans le plancher sur lequel le sujet marche. Lorsqu'un pied entre en contact avec une plateforme, les efforts deviennent non nul, il y a alors détection d'un contact initial. Lorsque le pied décolle, alors l'effort vertical devient nul et le temps correspondant est enregistré. Des seuils de détection doivent être définis ; dans notre étude nous détectons un IC pour un effort vertical dépassant 5N et les TO apparaissent lorsque l'effort vertical devient inférieur à 2N. Par cette méthode, nous obtenons des résultats très précis ; seulement elle contraint fortement la mesure. Le sujet doit progresser dans un espace restreint où sont disposées les plateformes. De plus, il doit poser un seul pied à la fois sur une même plateforme. L'analyse clinique de la marche traite uniquement la marche suivant une direction fixe ; on parle ainsi de « chemins de marche » sur lesquels sont disposés les plateformes. Souvent celles-ci sont dissimulées dans le plancher technique pour ne pas perturber le patient par un obstacle visuel. Le praticien n'impose pas forcément au patient de localiser les plateformes et de poser ses pieds. En conséquence, il procédera seulement à plusieurs essais et retiendra uniquement les enregistrements exploitables. Cette contrainte est lourde mais l'enregistrement des efforts de contact, dans le cadre clinique, conduisent aussi aux calculs de dynamique inverse c'est-à-dire à la quantification des couples articulaires. Là aussi, un seul pied doit être posé sur une plateforme pour obtenir les couples articulaires lors des phases de doubles appuis.

Pour la détermination des évènements de contact, l'utilisation des plateformes de force est très contraignante et ne permet pas de faire un enregistrement d'un mouvement complexe non contraint. Pour notre étude, il paraît donc essentiel d'utiliser une autre méthode.

3.2. Les méthodes existantes et leurs limites

Depuis les débuts de l'analyse du mouvement humain, spécialement l'étude de la locomotion humaine, la détermination des caractéristiques temporelles des cycles a

été effectuée. Les techniques cinématographiques ont permis de déterminer les évènements de contact de façon visuelle [Man80, Che85] en trouvant manuellement l'image correspondant à l'impact ou au décollement du pied. Sutherland et Hagy [Sut72] proposaient déjà une représentation de l'évolution des angles articulaires des membres inférieurs lors d'un demi-cycle de marche, avec une détection visuelle des instants d'impact et de décollement.

Aujourd'hui encore, les développeurs des systèmes de capture de mouvements proposent des méthodes visuelles pour déterminer les évènements de contact. A partir des données marqueurs, ou des images des caméras vidéo, il est possible de reconnaître les instants, plus ou moins précisément (notamment suivant la fréquence d'acquisition), pour lesquels les pieds entrent en contact avec le sol ou décollent. Cette technique est encore largement utilisée quand le dispositif d'analyse n'est pas pourvu de plateforme de force.

Plusieurs nouvelles méthodes de détection de contact ont été proposées dans la littérature ; certaines utilisent les données des plateformes de force ou les images vidéo [Han02, Mic00], d'autres considèrent uniquement les données cinématiques [Gho04, Hre00, OCo07, Des09, Mil09]. Il est aussi possible d'utiliser des dispositifs électroniques incorporés dans les chaussures [Abe95, Cav83, Gri79]. Récemment, Hanlon et al. [Han09] comparent les résultats obtenus, soit en utilisant des capteurs de type Force Sensing Resistor (FSR), soit en traitant le signal d'accéléromètres disposés au niveau des pieds. Ces différentes méthodes ont été développées pour automatiser le calcul des évènements de contact et ainsi éviter la détermination visuelle fastidieuse lors d'enregistrement de plusieurs cycles. Nous nous intéresserons ici uniquement aux algorithmes utilisant les seules données cinématiques.

La méthode développée par Hreljac et Marshall (HMA) [Hre00] propose de déterminer le contact initial par l'identification d'un pic d'accélération verticale du marqueur du talon. Le décollement du pied est détecté lors d'un pic d'accélération horizontal du marqueur disposé sur le dernier métatarsal. Numériquement, c'est lors de l'annulation de la dérivée de ces deux signaux que sont détectés les évènements de contact. L'automatisation de la détermination des IC et TO avec cette méthode n'est pas facile puisque les courbes d'accélération comportent de nombreux extrema qui ne représentent pas tous des évènements de contact. Ces extrema locaux découlent d'une dérivée seconde qui altère considérablement le signal.

O'Connor et al [OC07], quant à eux, déterminent les évènements de contact à partir des extrema locaux des courbes de vitesse verticale du point milieu situé entre le marqueur du talon et celui des orteils. Cette méthode est appelée FVA (foot velocity algorithm). Là aussi, une des difficultés pour automatiser le processus est de déterminer les bons extrema afin de définir les évènements de contact.

Une autre méthode est proposée par Desailly et al [Des09]. Elle se base sur l'utilisation d'un filtre passe-haut pour traiter les positions antéropostérieures des marqueurs du talon et des orteils au cours de la marche. Cette méthode est appelée HPA (High Pass Algorithm). Elle semble tout à fait appropriée pour la détection des évènements de contact dans l'analyse de la marche pathologique des enfants présentant une infirmité motrice cérébrale (IMC) [Des09]. C'est grâce aux extrema locaux des signaux filtrés que les IC et TO sont déterminés. Dans le cas de marche pathologique ou non pathologique en ligne droite, cette méthode facilite une automatisation du calcul.

Une dernière méthode intéressante qui ne sera pas développée dans ces travaux est celle de Miller [Mil09] ; ce dernier identifie les évènements de contact en utilisant la méthode des réseaux de neurones. D'après les résultats expérimentaux présentés, la détection semble assez précise et robuste. Cependant l'algorithme reste difficile à mettre en place sans une base de données suffisante pour que les résultats soient suffisamment précis. Il semble pour l'instant difficile d'étendre cette technique pour le cas de notre application.

Aujourd'hui, aucune méthode n'a été présentée dans la littérature pour déterminer, uniquement avec les données cinématiques des marqueurs, les instants de contact des pieds au sol dans le cas d'une locomotion humaine plus complexe (locomotion qui ne serait pas en ligne droite). Des modifications peuvent être apportées aux algorithmes existants pour les étendre à ce cas plus complexe. Il reste ensuite à déterminer la méthode la plus efficace et la plus précise.

3.3. Les données d'entrée du problème

L'algorithme développé a pour objectif de déterminer les évènements de contact, IC et TO, à partir uniquement des trajectoires tridimensionnelles des quatre marqueurs disposés sur le pied du sujet humain (Figure 32) lors de l'acquisition du mouvement à transposer au robot. Les algorithmes existants nécessitent, d'après leurs auteurs, d'autres types de positionnement des marqueurs. Un marqueur est disposé au niveau du talon et un autre sur le deuxième métatarsal. Les expérimentations

réalisées avec six marqueurs par pieds (Figure 36) ont montré qu'il est possible d'utiliser le point milieu des malléoles à la place du talon et le point milieu des deux métatarses pour le 2^{ème} métatarsé. Cette démonstration ne sera cependant pas présentée statistiquement dans ce document.



Figure 32 : Rappel des marqueurs disposés sur le pied (Figure 20) pendant la phase d'acquisition du mouvement humain à reproduire par le robot

Voici (Figure 33) une représentation spatiale de la trajectoire des pieds dans le repère terrestre. Il s'agit pour cet exemple de la réalisation par le sujet d'un cycle de marche complet comprenant une phase de départ et une phase d'arrêt pieds joints. L'objectif est ainsi de déterminer les évènements de contact durant ces phases. Les algorithmes existants ont surtout pour objectif de calculer les IC et TO pour une marche lancée, plus ou moins cyclique et en ligne droite. Pour notre étude, nous essayerons d'appliquer ces méthodes pour des cas de marche plus complexes tels que les virages ou les demi-tours.

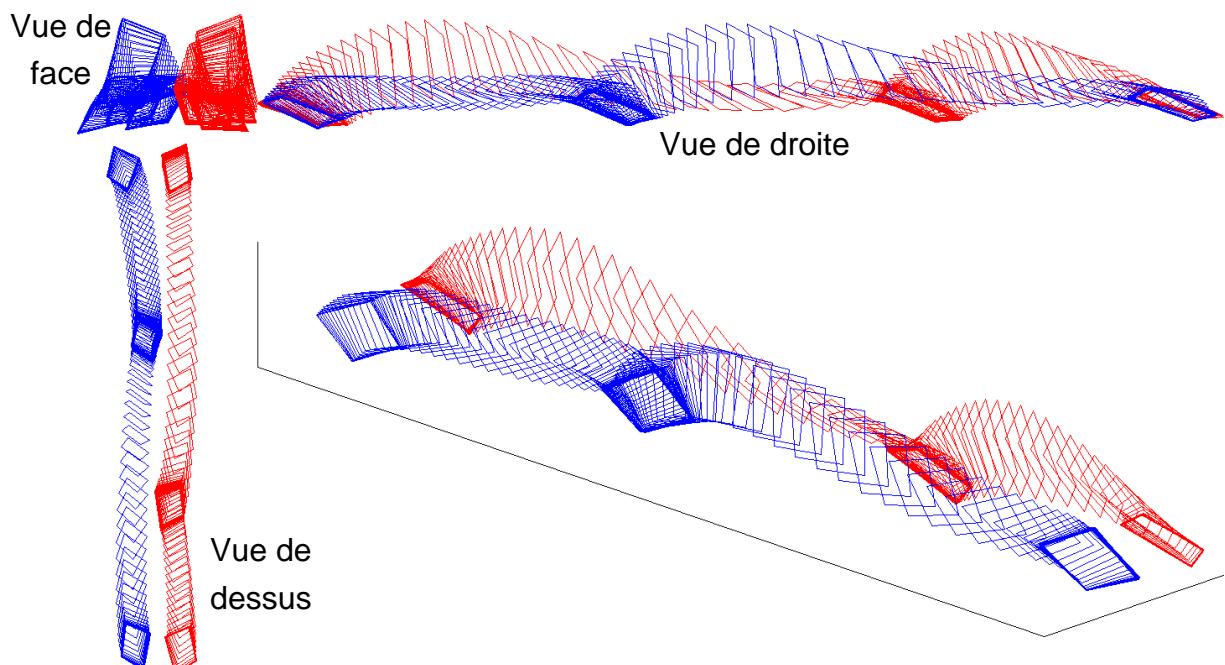


Figure 33: Kinogramme d'un cycle de marche comprenant un départ et un arrêt pied joint. Pied gauche en bleu et pied droit en rouge. Les pieds sont représentés à partir des marqueurs des malléoles et du 1^{er} et 2^e métatarses.

La Figure 34 représente l'évolution temporelle des trois composantes des trajectoires des marqueurs. Ces données doivent être traitées et analysées pour déterminer les évènements de contact. Une première approche pragmatique pourrait être de prendre en compte uniquement le déplacement vertical. En effet, les pieds sont en contact avec le sol lorsqu'ils sont à l'altitude minimale. Lorsqu'une partie du pied se trouve à l'altitude minimale alors il y a contact, lorsque tous les points du pied passent au dessus de cette valeur alors il y a décollage.

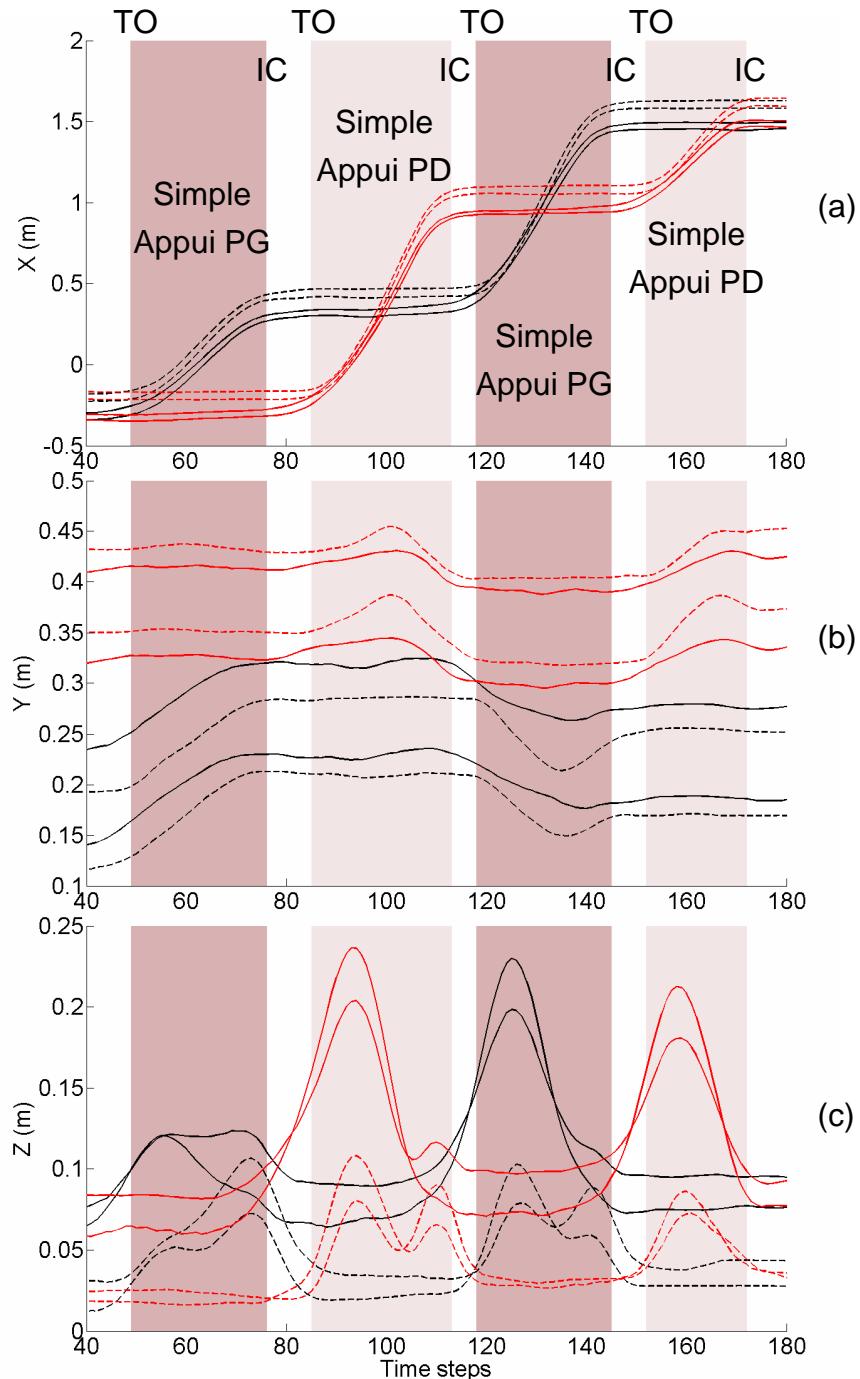


Figure 34 : Déplacements des marqueurs des pieds dans les directions x, y et z (noir : pied droit, rouge : pied gauche, traits pleins : malléoles, traits pointillés : métatarses)

Il est impossible de connaître précisément la position de la voûte plantaire et des orteils dans le repère du pied défini par les marqueurs, compte tenu de la déformation du pied. Notamment juste avant le décollement du pied, seuls les orteils sont en contact avec le sol. On voit bien à la Figure 34c, qu'il est difficile d'identifier les évènements de contact de façon précise avec les déplacements verticaux. Les déplacements transverses (Figure 34b) ne sont pas non plus significatifs. Par contre, le déplacement suivant l'axe d'avancement de la marche est intéressant, car lors des simples appuis, le pied en oscillation progresse de façon très importante (longueur de pas) et le pied d'appui reste quasi-immobile. C'est à partir de cette constatation que Desailly et al, ont proposé de traiter ce signal qui semble régulier pour un mouvement de marche cyclique, dans l'objectif d'automatiser la détection des évènements de contact. Pour notre étude, cette approche est restrictive car valable uniquement pour une marche en ligne droite, c'est pourquoi nous avons proposé de la modifier pour l'analyse de trajectoires de marche plus complexes.

3.4. Modification de la méthode HPA

La méthode HPA automatise la détection des évènements de contact ; elle est décrite par le procédé suivant [Des09]:

- Les marqueurs du talon et des métatarses sont utilisés. (Figure 36)
- Le bruit de mesure est atténué par un filtre passe-bas à 7Hz (filtre Butterworth d'ordre 4 sans déphasage).
- La fréquence de marche est déterminée par la composante verticale du marqueur du talon. (Figure 34c)
- Le déplacement horizontal (suivant l'axe de marche) des marqueurs est filtré (passe-haut) avec une fréquence de coupure égale à 0,5 fois la fréquence de marche.
- Une interpolation par des splines cubiques est réalisée pour augmenter la fréquence d'échantillonnage et atteindre la fréquence d'acquisition des plateformes. (Dans l'étude de Desailly et al.: 50Hz pour les données cinématiques et 400Hz pour les données plateformes)
- Chaque IC est défini par le premier maximum de ces signaux filtrés.
- Le déplacement horizontal des marqueurs est filtré (passe-haut) à une fréquence de coupure égale à 1,1 fois la fréquence de marche.
- Une interpolation par des splines cubiques est, là aussi, réalisée.
- Chaque TO est défini par le dernier maximum de ces signaux.

Il est nécessaire de modifier cet algorithme dans le cas des allures de marche non rectilignes, c'est-à-dire composées de changement de direction. En effet, le filtre passe-haut supprime la composante principale de déplacement horizontal du sujet ; il est appliqué uniquement aux déplacements des marqueurs suivant l'axe **x** (direction de marche). Ainsi, si le sujet se déplace suivant l'axe transverse **y** alors les évènements de contact ne pourront pas être détectés de façon précise. Une proposition pour adapter cet algorithme est de filtrer le signal composé des déplacements des marqueurs suivant les axe **x** et **y**. Soit $\overrightarrow{OM}_{x,y}(t)$, le vecteur des coordonnées horizontales du marqueur M au pas de temps t. Le signal S à traiter est défini de façon itérative :

$$S(t) = S(t-1) + \left\| \overrightarrow{OM}_{x,y}(t) - \overrightarrow{OM}_{x,y}(t-1) \right\| \quad (6)$$

Avec

$$S(t=0) = 0$$

Le signal S présente une évolution toujours positive, il est indépendant de la direction de marche du sujet. Il représente en fait l'abscisse curviligne de la trajectoire du marqueur considéré. La Figure 35 représente un exemple de définition du signal S à partir des composantes **x** et **y** d'un marqueur d'un pied lors d'un demi-tour effectué par le sujet. La composante suivant **x** de la position du marqueur ne pouvait pas être traitée de façon correcte et n'aurait pas permis d'identifier les évènements de contact. On s'aperçoit que, quant à lui, le signal modifié ressemble à l'allure du signal traité par HPA « classique » dans le cas de la marche en ligne droite (Figure 34a).

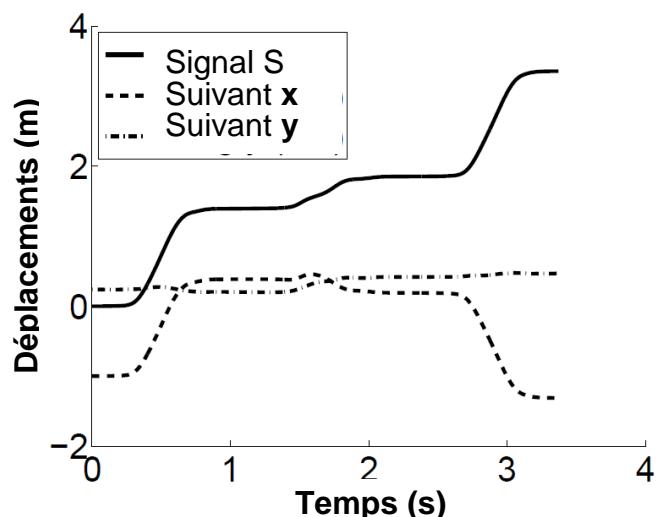


Figure 35 : Exemple de définition du signal S à partir des déplacements horizontaux d'un marqueur d'un pied pendant l'exécution d'un demi-tour

Une autre difficulté de la méthode est la définition de la fréquence de marche. Dans le cas d'une marche cyclique lancée, il est possible de déterminer une fréquence de marche moyenne grâce à une analyse fréquentielle par la transformée de Fourier des déplacements verticaux des pieds. Dans le cas d'une locomotion non cyclique avec des phases de départ et d'arrêt, il est difficile d'établir une telle fréquence caractéristique. Dans le cadre de notre expérimentation cette fréquence caractéristique sera mesurée en fonction des données plateformes, c'est-à-dire en fonction du temps écoulé entre les deux impacts mesurés. Dans un cadre plus général, il sera possible de définir une fréquence caractéristique dépendant de la vitesse du mouvement effectué. Pour une allure de marche, cette fréquence est de l'ordre de 1Hz. Dans l'étude présentée par la suite, la fréquence caractéristique moyenne lors de la marche imposée est 0,94Hz.

A noter que l'algorithme HMA doit être aussi modifié de cette façon puisque le décollement du pied est identifié lors d'un pic d'accélération horizontal du dernier métatarse. Là aussi, le signal S prenant en compte les deux composantes horizontales (6) sera utilisé pour le traitement des données.

3.5. Comparaison des performances des algorithmes

3.5.1. Protocole expérimental

L'objectif est de déterminer quel algorithme est le mieux adapté pour identifier les évènements de contact lors d'une locomotion humaine comprenant des changements de direction. Cette étude a été réalisée en collaboration étroite avec Eric Desailly qui a développé la méthode HPA.

3.5.1.1. Population et matériel

24 adultes ayant entre 22 et 50 ans, ne présentant pas de pathologie motrice apparente, ont participé à la série de mesures. Un système Vicon® composé de dix caméras (cadencé à 400Hz) associé à deux plateformes de force Kitsler® (cadencé à 2000Hz) ont permis de réaliser les acquisitions.

Pour cette étude, des marqueurs sont disposés uniquement sur les pieds, directement sur la peau puisque il est nécessaire de reproduire au mieux les conditions expérimentales dans lesquelles ont été mis au point les algorithmes. Six marqueurs sont disposés sur chacun des pieds : talons, malléoles internes et externes, 1^{er}, 2^{ème} et 5^{ème} métatarses (Figure 36). Comme mentionné

précédemment, il sera possible par la suite d'étudier l'influence du choix des marqueurs avec chaque méthode de détection de contact.

Au moins un demi-cycle de marche est enregistré avant le premier contact et après le dernier contact avec les plateformes. Cette contrainte, bien que non démontrée pour l'instant, est essentielle pour obtenir des résultats corrects avec la méthode de traitement fréquentielle HPA. Elle s'explique par le traitement fréquentiel (filtre passe-haut) qui entraîne des effets de bord plus ou moins important dans le cas de signaux non périodiques.

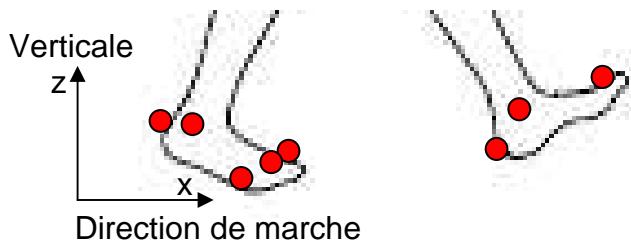


Figure 36 : Situation de mesure : Repère de référence et marqueurs pour l'étude comparative des performances des algorithmes de détection de contact. Six marqueurs positionnés sur les pieds : talons, malléoles internes et externes, 1^{er}, 2^e et 5^e métatarses

3.5.1.2. Les déplacements imposés

Plusieurs types de déplacements, dans le champ de mesure, ont été réalisés par les différents sujets.

1. Tout d'abord une marche cyclique, lancée, en ligne droite est réalisée par chacun des sujets. Ce mouvement permet de comparer les résultats à ceux obtenus dans le cadre plus classique des plateformes cliniques d'analyse de la marche. Il est bien sûr entendu que ces résultats sont valables pour le type de population soumis à l'expérimentation : des adultes sans pathologies apparentes âgés de 22 et 45 ans.
2. Ensuite il est demandé aux sujets de réaliser un virage à 90° sans phase d'arrêt et en marchant sur l'une puis l'autre des plateformes. La trace des empreintes de pas sur le sol peut être représentée par le schéma de la Figure 37. A chaque instant, un pied au maximum doit être disposé sur une plateforme. C'est uniquement au niveau de l'empreinte 2 du pied droit et au niveau de l'empreinte 3 du pied gauche que les évènements de contact pourront être déterminé à partir des plateformes de force. On notera par la suite : IC1, TO1 et IC2, TO2 respectivement les contacts initiaux (IC) et les

décollements des pieds (TO) au niveau de la première et de la deuxième plateforme.

3. Le troisième type de mouvement qui est réalisé lors de l'expérmentation est un demi-tour complet posant successivement les pieds sur l'une ou l'autre des plateformes de force. La disposition des empreintes de pas est décrite par le schéma de la Figure 38. Les trajectoires des pieds sont, cette fois-ci, bien différentes de celles acquises pour une marche en ligne droite. Il est donc intéressant de caractériser les résultats des trois algorithmes pour ce type de déplacement.

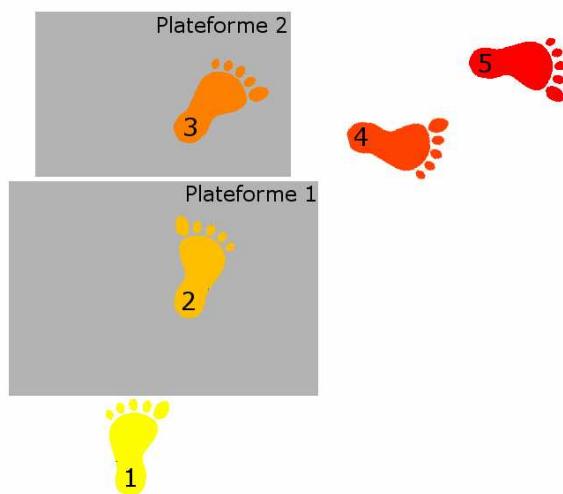


Figure 37: Trace des empreintes de pas sur le sol pour le virage à 90° imposé par rapport à la localisation des deux plateformes de force

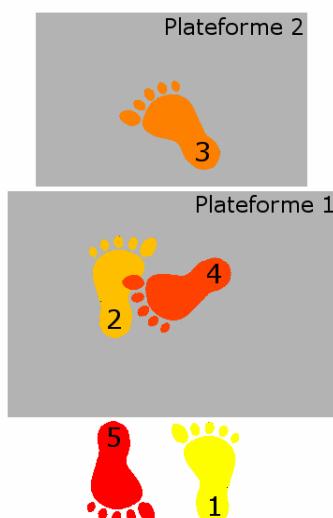


Figure 38: Trace des empreintes de pas au sol pour le demi-tour imposé par rapport à la localisation des deux plateformes de force

3.5.2. Traitement des données

Il est nécessaire de programmer les trois algorithmes indépendamment dans le but de comparer leurs résultats avec les évènements de contact mesurés par les plateformes. Ces traitements des données ont été réalisés avec le logiciel de calcul numérique Matlab®. Une fonction commune est utilisée par les trois algorithmes : elle détermine les maxima et minima locaux d'un signal. Pour cela le gradient numérique du signal est calculé puis les pas de temps pour lesquels cette dérivée change de signe sont enregistrés.

Les signaux à traiter dans le cas des trois algorithmes ont des allures tout à fait différentes. Les allures sont assez similaires d'un individu à l'autre pour un même mouvement de marche en ligne droite. Déjà décrites [Des09], les allures des signaux sont présentées pour le dixième sujet dans le cas de la marche en ligne droite (Figure 39). Dans cet exemple, les évènements de contact détectés à partir des signaux sont localisés sur les courbes de la Figure 39 et sont comparés avec l'identification de la première plateforme de force. Le contact initial est repéré par le marqueur du talon, tandis le décollage du pied est défini par la trajectoire des métatarses.

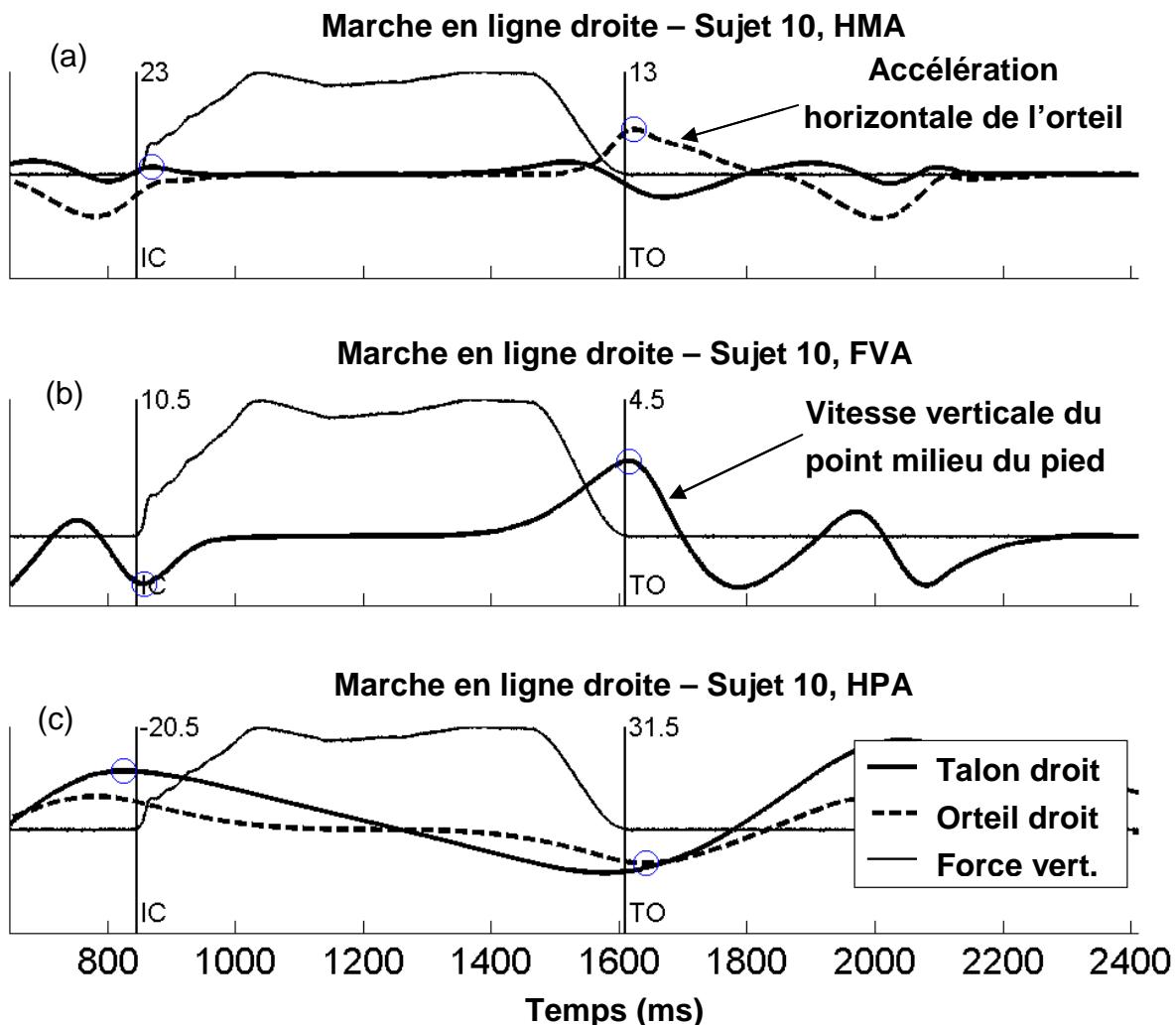


Figure 39 : Marche en ligne droite : Allure des signaux traités par les trois algorithmes. Erreurs algébriques en ms des détections de contact IC1 et TO1 par rapport à la détection par la plateforme.

Pour l'algorithme HMA, ce sont uniquement des maxima locaux qui déterminent les évènements. On remarque que de nombreux autres maxima apparaissent sur les courbes traitées. Pour programmer l'algorithme, il est nécessaire de partir des maxima locaux de la position verticale du marqueur du talon. A partir de ces points de référence, les plus proches maxima locaux des signaux du pied opposé (en appui à ce moment là) seront les indicateurs des évènements de contact. Deux difficultés apparaissent pour l'automatisation de cet algorithme. Premièrement, les maxima locaux de la position verticale du talon peuvent parfois être multiples pour un seul simple appui, cela entraîne la détection d'évènements multiples. Deuxièmement, les signaux, même pour la marche en ligne droite de sujets sains, ont des allures souvent bien différentes ce qui entraîne une forte irrégularité dans la précision de détection.

Concernant l'algorithme FVA, le signal est unique : uniquement la composante verticale de la vitesse du point milieu du pied (entre le talon et le 2^e métatarsé). L'allure est claire durant la phase d'appui du pied. Tout d'abord un minimum local apparaît nettement et correspond au contact initial du pied au sol. Ensuite la vitesse devient progressivement nulle jusqu'à une accélération et un maximum local au niveau du décollement du pied. Là aussi, il est nécessaire de localiser, dans un premier temps le milieu de la phase d'appui grâce à la position verticale du pied opposé en oscillation. Ensuite, à partir de ce point milieu calculé, le premier minimum local le précédent, détermine le contact initial, tandis que le premier maximum local le suivant, défini le décollement. Là aussi, une des principales difficultés est la détermination des maxima locaux des positions verticales des pieds en oscillation. Le signal est par contre beaucoup moins sensible aux différents sujets que les signaux de l'algorithme HMA. Il est cependant important de noter que cet algorithme ne fonctionne pas correctement dans le cas de marche pathologique, notamment dans le cas de la marche des enfants présentant une IMC comme démontré par Desailly et al. [Des09].

Enfin l'algorithme HPA est sûrement le plus facile à automatiser. En effet, chaque minimum local représente potentiellement un décollage et chaque maximum local un contact initial. Un marqueur sur l'avant du pied et un sur l'arrière du pied sont utilisés. Dans notre cas ce sera toujours le marqueur disposé sur l'arrière du pied qui permettra de détecter le contact initial tandis que celui à l'avant du pied définira l'instant de décollage. En effet, les sujets sains, lors d'une marche dynamique, posent tout d'abord le talon au sol puis décollent le pied lorsqu'il ne reste plus que les orteils en contact avec le sol. Une des difficultés de cette méthode est le choix des fréquences de coupures du filtre passe-haut permettant d'obtenir les signaux présentés Figure 39c. Il est d'autant plus difficile de choisir cette fréquence lorsque le mouvement n'est ni périodique ni symétrique.

3.5.3. Analyse des résultats

Les résultats sont présentés à la Figure 40. Ils indiquent les moyennes et les écarts types des erreurs algébriques de détection (en ms) suivant le type de mouvement, l'algorithme utilisé et l'évènement à identifier. Pour le demi-tour, trois contacts initiaux et trois décollages peuvent être identifiés (Figure 38) alors que pour les deux autres cas, uniquement deux contacts sont enregistrés.

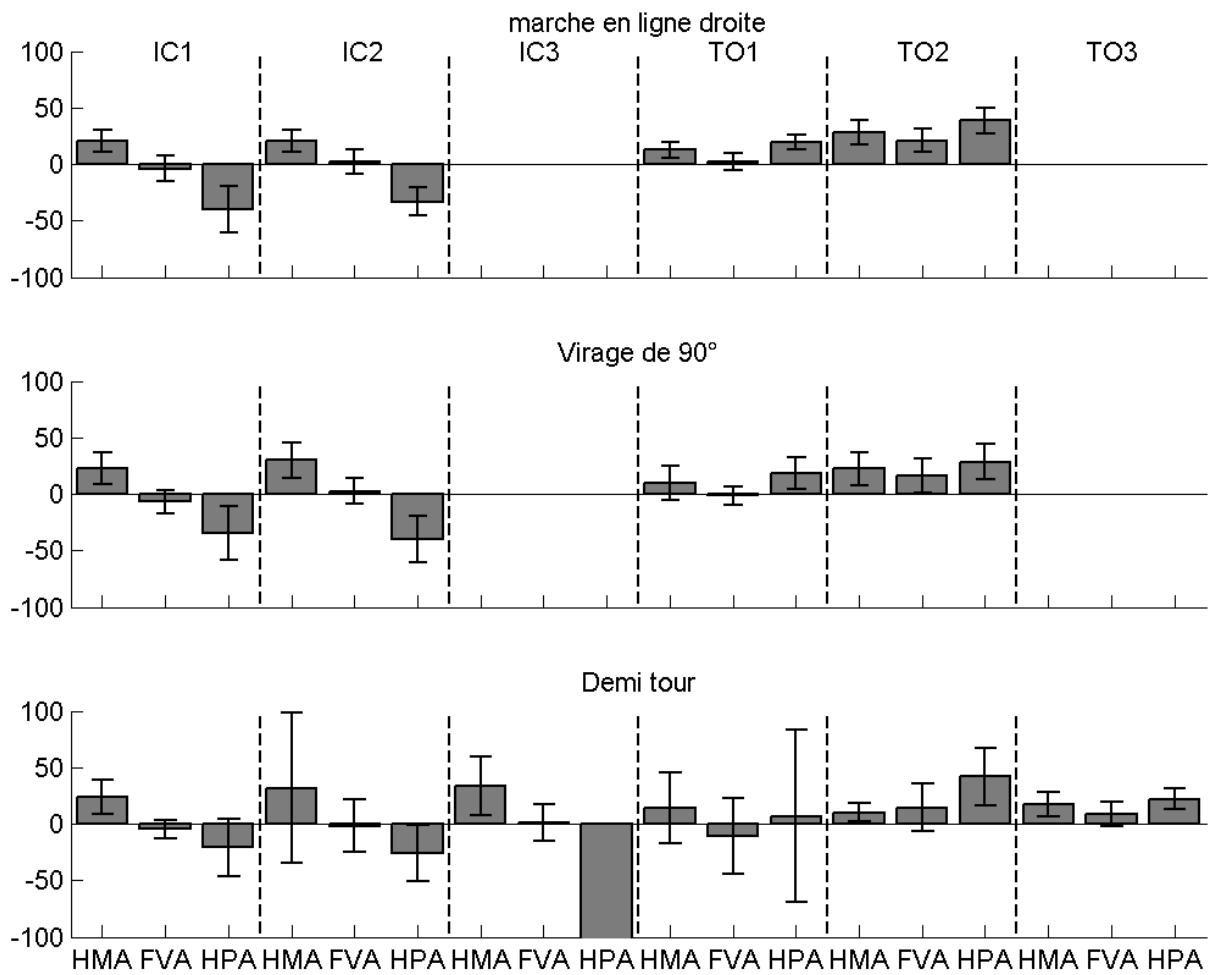


Figure 40 : Pour les trois mouvements de référence effectués par les 24 sujets sains : Erreurs algébriques moyennes (\pm un écart type) des évènements de contact (ms) en fonction de la méthode utilisée (HMA, FVA, HPA) par rapport à la détection obtenue par les plateformes de force.

Tout d'abord, au niveau de la marche en ligne droite, l'algorithme FVA donne clairement les résultats les plus précis, avec au niveau des IC une erreur algébrique moyenne de -0,8ms avec un écart type de 11ms. Au niveau des TO, les résultats sont sensiblement moins bons avec une erreur moyenne de +11ms associé à un écart type de 9ms. Les résultats de l'algorithme HMA semblent montrer une erreur systématique au contact initial de l'ordre de +20ms. Comme montre l'exemple de la Figure 39, le contact initial est détecté trop tard par rapport aux données de la

plateforme de force. Au contraire, la méthode HPA produit une erreur systématique entraînant une détection avant le réel contact du pied (-36ms). La détection du décollage est tardive pour ces deux algorithmes mais ne dépasse pas une moyenne de +50ms d'erreur.

En ce qui concerne les résultats du virage à 90°, il est intéressant de noter qu'ils sont sensiblement les mêmes que ceux de la marche en ligne droite. Il est donc possible de dire que les modifications apportées aux algorithmes HMA et HPA, qui n'auraient pas fonctionnés normalement pour un tel cas, sont pertinentes pour ce type de mouvement. On observe tout de même des écarts types plus importants que dans le cas de la marche en ligne droite. Les événements de contact semblent plus difficiles à détecter de façon précise pour les mouvements de changement de direction.

Le demi-tour est, quant à lui, remarquable quant aux résultats. Les moyennes des erreurs obtenues avec les algorithmes HMA et FVA sont du même ordre de grandeur que les deux autres types de mouvement. Par contre l'algorithme HPA ne permet pas d'obtenir le troisième contact initial. La moyenne des erreurs est de l'ordre de -291ms. La Figure 38 montre bien que le pied en appui sur la première plateforme va simplement pivoter pour, de nouveau, se poser sur la même plateforme. Il n'y a pas un déplacement horizontal important de ce pied lors de son transfert. Un exemple de signal S du pied lors de ce mouvement est représenté par la Figure 35. Trois transferts du pied apparaissent, dont un au milieu de l'acquisition qui ne génère pas une allure identique aux deux autres. Un évènement de contact « parasite » sera détecté durant cette phase de transfert. La méthode HPA permet de déterminer les événements de contact uniquement lorsque les déplacements horizontaux sont significatifs. Par exemple, cette méthode ne pourra pas être utilisée dans le cas d'un piétinement.

Les courbes caractéristiques des différents signaux utilisés par les trois algorithmes ont leurs allures modifiées suivant la trajectoire imposée au sujet. Ainsi il est possible de comparer les courbes caractéristiques de la marche en ligne droite (Figure 39) avec celles du virage (Figure 41) et celles du demi-tour (Figure 42) dans le cas du sujet 10 pour cet exemple.

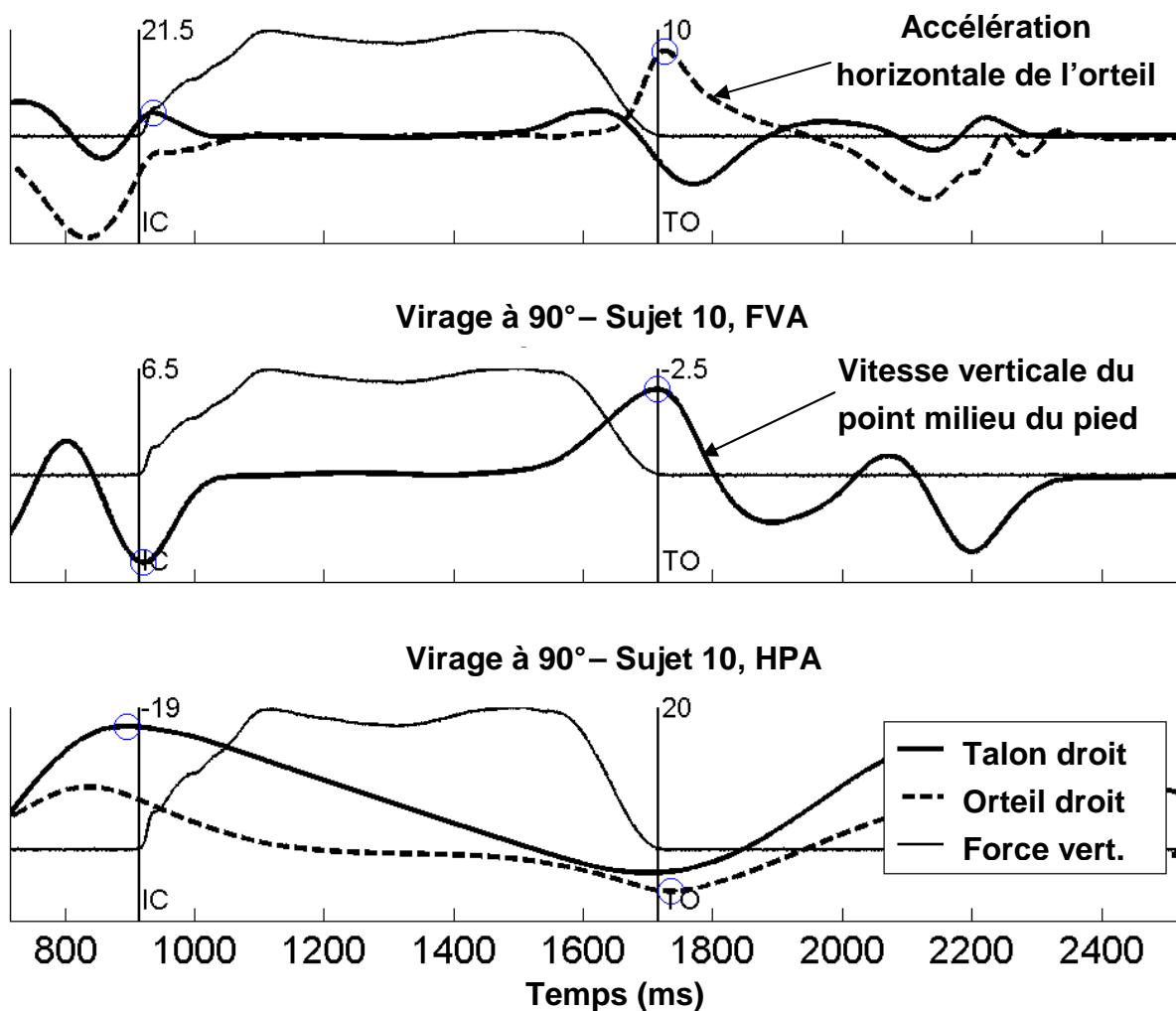


Figure 41 : Virage à 90°: Allure des signaux traités pour les trois algorithmes. Erreurs algébriques des detections de contact IC1 et TO1 par rapport à la détection par la plateforme.

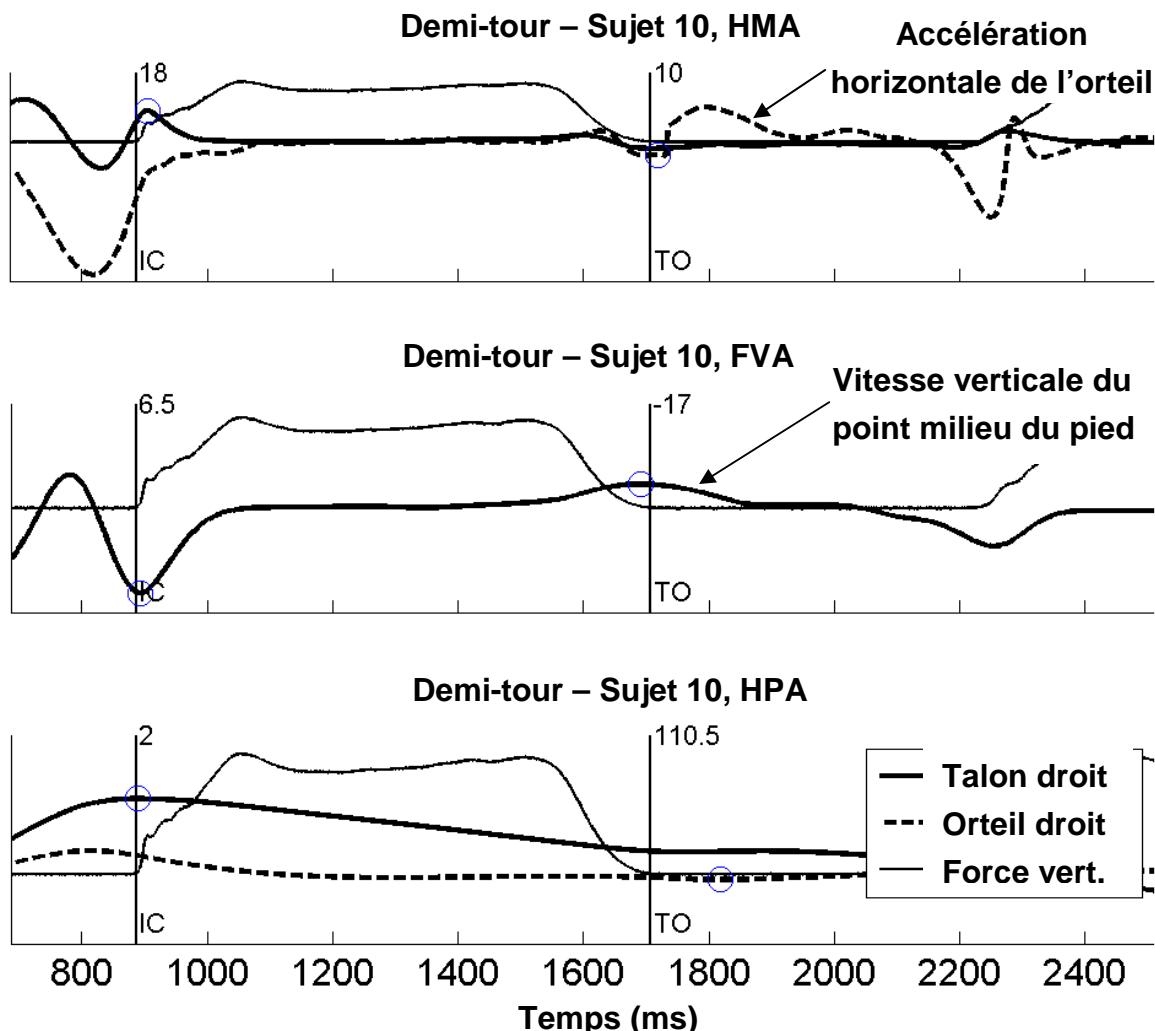


Figure 42 : Demi-tour : Allure des signaux traités pour les trois algorithmes. Erreurs algébriques des détections de contact IC1 et TO1 par rapport à la détection par la plateforme.

Tout d'abord concernant le virage, les pics d'accélération au niveau du signal HMA et les pics de vitesse pour le signal FVA semblent légèrement accentués. L'erreur de détection est d'ailleurs légèrement plus faible dans le cas du virage pour ce sujet pour les trois algorithmes. L'allure du signal HPA ne semble pas modifiée de façon significative. Cela illustre le fait que la modification apportée permet de détecter les contacts dans le cas d'un tel changement de direction.

Le mouvement de demi-tour induit d'importantes modifications sur les trois signaux. Le signal HMA est complètement déformé au niveau du TO et ne permet pas visuellement de d'identifier un pic d'accélération clair. De même les signaux FVA et HPA sont fortement modifiés à ce niveau. La localisation des extrema locaux sont soumis à une grande incertitude, ce qui se reflète par un écart-type d'erreur de détection élevé sur l'ensemble de la population étudiée (cf écart-type du TO1 sur la Figure 40)

Conclusion

La problématique de la détection de contact au sol à partir, uniquement, des données cinématiques est toujours d'actualité à la fois pour les plateformes cliniques d'analyse quantifiée de la marche, et pour les applications robotiques ou encore d'animation de personnages virtuels. L'instrumentation des chaussures ou des pieds pourrait devenir à terme une solution robuste avec une fusion d'un ensemble de données capteurs (accélérations, pressions de contact, inclinaisons, localisation des marqueurs). Pour l'instant, il est encore nécessaire d'établir des méthodes permettant de détecter de façon plus ou moins précise les évènements de contact sans l'utilisation de capteurs embarqués. L'étude présentée ici intervient dans ce cadre.

Les modifications apportées aux algorithmes HMA et HPA permettent d'étendre leurs champs d'applications à des mouvements plus complexes que la marche en ligne droite. Il est montré que les modifications apportées sont pertinentes pour un cas de virage à 90° représenté par la Figure 37. Dans ce cas, les erreurs de détection ne sont pas sensiblement différentes au cas de la marche en ligne droite. Une limite essentielle de ces deux algorithmes, mise en évidence par cette étude, est le cas du demi-tour et, spécifiquement, le cas du piétinement d'un pied. Lorsque qu'un pied en transfert se déplace avec une faible amplitude dans le plan horizontal alors les méthodes HMA et HPA ne permettent pas d'obtenir précisément les évènements de contact au sol.

La méthode HPA a l'avantage d'être plus facile à automatiser et semble très adaptée à la détection de contact pour les marches pathologiques (spécialement pour les enfants présentant une IMC). Pour les sujets sains, elle semble provoquer une erreur systématique au niveau des IC de l'ordre de -32ms avec un écart-type de 21ms et au niveau des TO de l'ordre de +28ms avec un écart-type de 14ms.

La méthode FVA semble la plus adaptée à l'identification des évènements dans le cas des trois mouvements proposés. L'erreur moyenne sur l'ensemble des IC des trois mouvements de l'algorithme FVA est de -1,5ms et pour les TO 7,8ms. La moyenne des écarts-types est inférieure à 13ms pour les IC et 15ms pour les TO. Pour une fréquence d'acquisition à 200Hz (5ms), la moyenne des écarts-types est donc au maximum pour les TO de trois images par rapport à la détection de référence des plateformes. Cette méthode présente l'avantage de ne pas nécessiter de modification pour les cas de marches complexes puisque le signal utilisé est composé uniquement des composantes verticales de la position des marqueurs.

Notons que pour utiliser cette méthode il faut normalement disposer un marqueur sur les talons du sujet. Durant cette étude, il apparaît que l'utilisation des marqueurs des malléoles semble aussi permettre une identification précise des évènements de contact.

Des études complémentaires sont en cours de réalisation pour traiter davantage de types de mouvements en utilisant différents marqueurs disposés sur les pieds. Les phases de départ et d'arrêt sont spécifiquement étudiées car elles apparaissent dans les applications liées aux robots humanoïdes. L'algorithme HPA a été utilisé pour les applications présentées par la suite concernant l'imitation du mouvement humain par les robots humanoïdes.

Chapitre 4

4. Analyse de la locomotion humaine

Sommaire

4.1. Analyse temporelle	77
4.2. Trajectoires des CdM et CdP	80
4.3. Mouvements des membres inférieurs	87
4.4. Participation des membres supérieurs	89
Conclusion	91

Avant de pouvoir définir comment les robots humanoïdes vont pouvoir imiter un mouvement humain capturé, il semble nécessaire d'analyser les caractéristiques temporelles et cinématiques de la locomotion humaine. Ce chapitre présente quelques caractéristiques mises en évidence à partir d'exemples de mouvements capturés. Tout d'abord l'analyse temporelle va permettre de définir les différentes phases qui composent la marche bipédique. Ensuite un exemple de trajectoires du Centre de Masse (CdM) et du Centre de Pression (CdP) sera présenté au cours de la marche en ligne droite. Finalement, une rapide analyse du mouvement des membres inférieurs et de la participation des membres supérieurs sera proposée, dans l'objectif de définir une stratégie d'imitation de la part du robot humanoïde.

4.1. Analyse temporelle

Les trajectoires de marche humaine sont très variées, d'un individu à l'autre mais aussi pour un même individu. En effet, l'allure de marche développée par un individu dépend de nombreux facteurs psychologiques, physiologiques, sensoriels et moteurs. Nous évoluons en marchant dans un objectif précis, avec une vitesse d'avance qui dépend de notre propre décision, tout en étant limités par nos capacités physiques et par l'environnement d'évolution. Il est donc difficile d'établir des paramètres temporels caractéristiques de la marche humaine. Par contre, il est vrai que pour une vitesse d'avance quasi-constante en ligne droite des paramètres se dégagent avec un mouvement quasi-périodique. Dans ce cadre, on peut parler de

fréquence de marche. La trajectoire de marche peut alors être découpée en cycles de marche qui sont de durées quasi-égales. Le cycle de marche (Figure 43) est décomposé en une phase d'appui (stance phase) et une phase oscillante (swing phase). Durant la première phase, le pied droit (Figure 43) est toujours en contact avec le sol alors que pendant la phase oscillante, il est en balancement jusqu'à un nouveau contact initial, le cycle de marche est alors terminé.

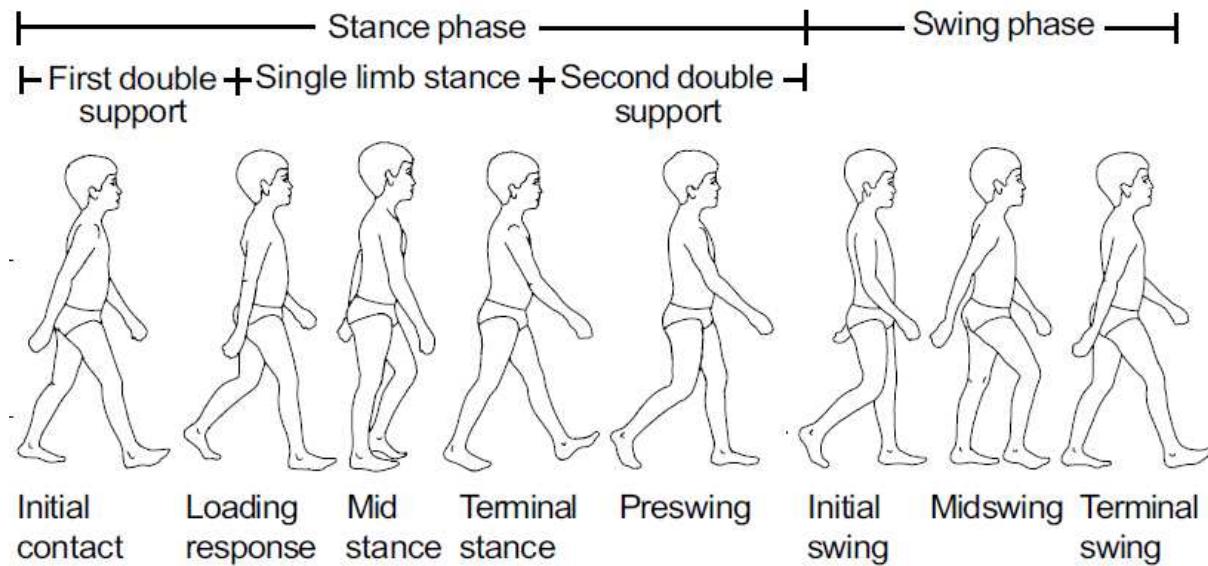


Figure 43 : Un cycle de marche pour un enfant de 8 ans (Dynamics of human gait - C.L. Vaughan [Vau92])

Cette définition est fortement conditionnée par l'étude courante des allures de marches lancées et périodiques. La robotique humanoïde lors de la génération de trajectoire de marche a une approche plus basée sur la modification de l'ensemble des contacts au sol. La marche est définie uniquement par une succession de doubles et de simples appuis. Dans le cas de la course ou du saut, il y aura en plus des phases balistiques. Si la locomotion humaine est décrite de cette manière, il est possible alors d'analyser temporellement des démarches non cycliques, et caractériser par exemple le balancement d'un seul pied deux fois de suite. Dans ce cas, ce mouvement n'est pas un mouvement de marche à proprement parler car un pied reste toujours en contact avec le sol. Cependant, il permet tout de même de déplacer le robot et de lui faire atteindre une nouvelle position.

Dans le cadre de notre étude, plusieurs acquisitions de marche en ligne droite ont été effectuées avec plusieurs sujets. Il semble intéressant de mettre en avant des caractéristiques temporelles remarquables chez le sujet humain qui sont difficiles à reproduire avec les robots humanoïdes. Premièrement, le robot humanoïde ne pourra pas forcément reproduire exactement les durées des différentes phases sans risquer de tomber. En effet, l'humain a des capacités dynamiques que les robots humanoïdes actuels ne sont pas en mesure de reproduire. Un deuxième paramètre

difficile à reproduire exactement est la durée des phases de double appui notamment lors de la réalisation de grands pas.

Les phases de double appui deviennent très courtes dans le cas de marche fortement dynamique. La marche athlétique est, quant à elle, caractérisée par des durées de phase de double appui quasi-nulles. L'exemple Figure 44 représente l'altitude des marqueurs disposés sur les pieds au cours d'une marche avec un départ et un arrêt pieds joints. On peut remarquer que la durée du double appui central est inférieure aux premier et deuxième doubles appuis. Ceux-ci interviennent respectivement lors de la phase d'accélération et de décélération. Cette illustration montre bien que plus la vitesse d'avance du sujet est importante, plus les phases de doubles appuis sont courtes.

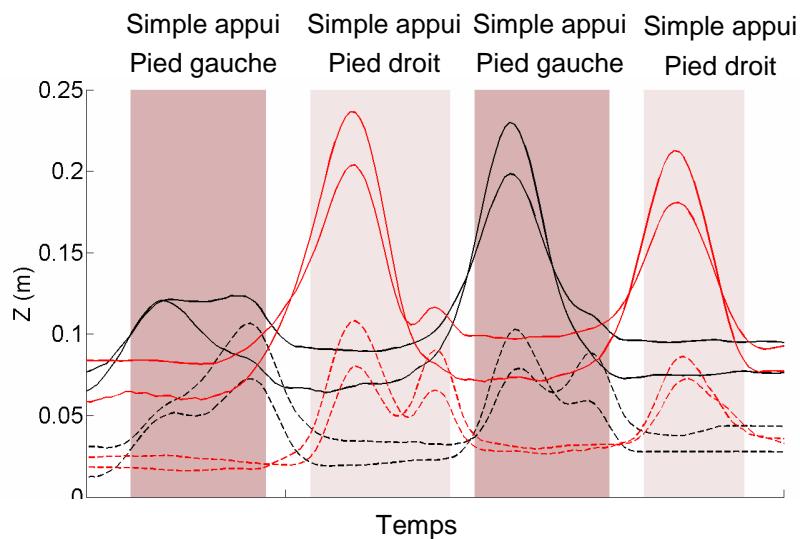


Figure 44 : Déplacements verticaux des marqueurs des pieds (suivant l'axe z)

Le Tableau 4 présente les durées des différentes phases enregistrées pour cet exemple de marche. Les phases de doubles appuis ont une durée de 0,1 à 0,18s. Ce sont des valeurs assez faibles, qui montrent que pour une acquisition d'un tel mouvement avec une fréquence d'échantillonnage de 50Hz, il est difficile d'analyser précisément ces phases. En effet, la deuxième phase de doubles appuis serait composée de seulement cinq images, contre vingt images à 200Hz. La plupart des nouveaux systèmes d'analyse du mouvement permettent de faire des acquisitions à des fréquences rapides.

Tableau 4 : Répartition des simples et doubles appuis pour l'exemple proposé

	Simples appuis (s)	Doubles appuis (s)	Ratio Double/simple appui
1er	0,54	0,18	33,33%
2ème	0,56	0,1	17,86%
3ème	0,54	0,14	25,93%

D'après les nombreux essais réalisés en simulation notamment sur les robots HRP-2 et HOAP-3, il est très difficile avec les techniques actuelles d'assurer la stabilité d'un robot avec des phases de doubles appuis aussi courtes. En effet, durant la phase de doubles appuis, le CdP se déplace du pied arrière vers le pied avant. Si la durée de cette phase est petite alors la vitesse imposée au CdP du robot va être grande, cela engendre un déséquilibre à la fin de cette phase.

Ainsi, un ratio minimum entre les phases de doubles appuis et les phases de simple appui précédent est appliqué à la génération de trajectoire de marche pour les robots. Après de nombreuses simulations dynamiques de marche pour différents robots bipèdes, il apparaît que la durée d'un double appui doit être au moins égale à 50% du simple appui précédent dans le cadre de la transposition d'une marche dynamique humaine.

4.2. Trajectoires des CdM et CdP

La trajectoire du centre de masse (CdM) lors du mouvement peut être déterminée, à partir des coordonnées des marqueurs cutanés et de données anthropométriques. De plus, la position du centre de pression (CdP) au sol peut être mesurée à l'aide de plateformes de forces. La localisation de ces deux points est essentielle en robotique humanoïde pour assurer l'équilibre du robot. Des trajectoires de référence seront générées à partir du mouvement humain.

4.2.1. Le Centre de Masse

Le CdM est calculé à partir de tables anthropométriques qui nous renseignent sur les positions des CdM, les masses et inerties de chaque segment. Ces données sont uniquement des estimations et ne reflètent pas exactement les données inertielles segmentaires de l'individu ; elles proviennent souvent de données statistiques cadavériques.

Des méthodes d'identification déterminent ces caractéristiques segmentaires de façon personnalisée [Mon10]. Le principe de résolution est de demander au sujet de solliciter dynamiquement les segments pour lesquels on veut identifier les caractéristiques inertielles, en enregistrant le mouvement ainsi que les efforts de réaction au sol. Ainsi, la dynamique du système multi-corps et les efforts extérieurs sont connus, les paramètres inertIELS segmentaires peuvent être calculés en utilisant un algorithme d'optimisation pour minimiser les erreurs aux niveaux des équations du principe fondamental de la dynamique. Néanmoins, il reste difficile à l'heure actuelle d'identifier rapidement et simplement l'ensemble de ces données qui représentent, pour une modélisation à quinze segments, près de 150 paramètres ou 90 paramètres avec une hypothèse de symétrie pour les bras et les jambes.

Dans le cadre de notre étude, les tables anthropométriques de Zatsiorsky-Seluyanov [Zat83] modifiée par De Leva [DeL96] ont été utilisées pour déterminer la position du CdM du corps humain mesuré. Les travaux de Zatsiorsky et al. [Zat90] sont basés sur l'analyse géométrique de chaque segment d'une population de 100 hommes et de 15 femmes originaires de la région du Caucase à partir des données d'un scanner à rayons gamma. Plus tard, en 1996, De Leva souligne qu'il est difficile d'utiliser ces résultats puisque les centres de masse des segments ne sont pas définis à partir des centres articulaires mais à partir de repères anatomiques parfois très éloignés du centre articulaire. Il propose donc une modification des résultats de Zatsiorsky, au niveau de la localisation des CdM mais aussi des rayons de girations qui définissent les moments d'inertie.

Après un traitement statistique, Zatsiorsky propose une modélisation géométrique et inertIELLE du corps humain proportionnel à la taille et à la masse du sujet. La répartition de masse entre les différents segments est déterminée ainsi que les longueurs segmentaires qui dépendent toutes, proportionnellement, de la taille du sujet. Pour chaque partie du corps, la position du CdM est définie, à partir du centre articulaire précédent, en pourcentage par rapport à la longueur du segment considérée. Les trois moments d'inertie principaux de chaque segment sont calculés à partir de trois rayons de giration et de la masse associée. Connaissant la rotation et la position de chaque segment dans le repère terrestre, il est très rapide d'obtenir la position des CdM de chaque segment dans ce même repère. Ainsi le CdM global du système multi-corps peut être calculé grâce à la définition du barycentre.

4.2.2. Le Centre de Pression

Le CdP est le point sur le sol pour lequel le moment du torseur des efforts extérieurs appliqués au sujet humain a une composante non nulle uniquement sur l'axe perpendiculaire au sol c'est-à-dire la verticale dans le cas d'un sol plat et d'une zone d'appui plane. Une autre définition équivalente est l'intersection de l'axe central du torseur avec le sol. On l'appelle centre de pression car il peut être considéré comme le barycentre de l'ensemble des pressions de contact. Si on considère que le contact entre les pieds et le sol est unilatéral c'est-à-dire que l'effort de réaction normal au sol est toujours dirigé vers le haut, alors le CdP est toujours dans le polygone de sustentation. Celui-ci est défini comme étant le polygone enveloppant les surfaces de contact ; il correspond à la surface du pied qui est en simple appui ou en double appui, il peut être défini comme présenté à la Figure 45. Les surfaces de contact des pieds sont ici déterminées par le talon, les deux malléoles et les premiers et derniers métatarses. Pour un mouvement humain le contour précis de ce polygone est difficile à établir car les surfaces précises de contact ne sont pas connues. Dans le cas d'une marche fortement dynamique, les deux pieds ne sont jamais à plat pendant la phase de double appui, le polygone de sustentation ressemble donc plutôt au polygone comme défini à la Figure 46.

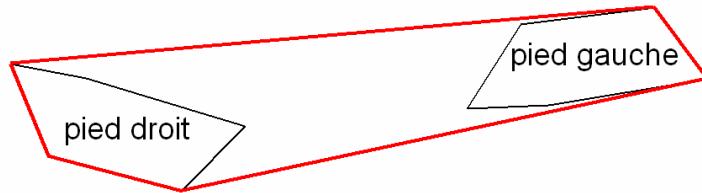


Figure 45 : Exemple de la définition du polygone de sustentation dans le cas d'un double appui, pieds à plat

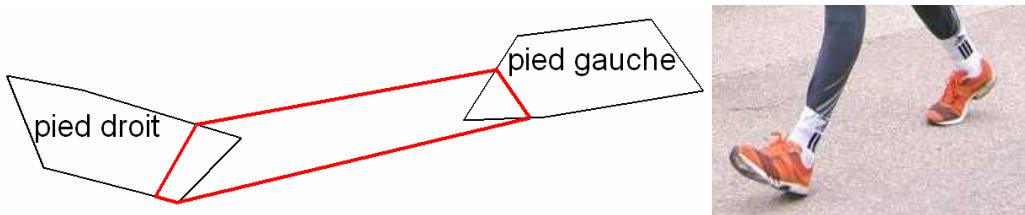


Figure 46 : Polygone de sustentation pour un double appui de marche dynamique

La position du CdP au cours d'un mouvement humain peut être déterminée par deux méthodes.

La première consiste en l'utilisation des données cinématiques des membres du corps humain uniquement. Une double dérivation numérique permet de déterminer complètement la dynamique du système multi-corps et ainsi, en isolant le système

complet et en appliquant le principe fondamental de la dynamique, il est possible de calculer le torseur des efforts extérieurs appliqués à ce système. Une fois ce torseur déterminé, la position du CdP peut être calculée. L'inconvénient majeur de cette méthode est sa grande incertitude comparée aux dimensions caractéristiques des pieds. Celle-ci provient des erreurs de mesure cinématique, de la dérivation numérique, et, surtout, des paramètres inertIELS segmentaires non personnalisés. Cette dernière source d'erreur peut être évitée dans le cas des robots humanoïdes pour lesquels les paramètres inertIELS peuvent être calculés à partir des données de conception (CAO). Par cette méthode, pour les sujets humains, le CdP calculé est parfois hors du polygone de sustentation alors que le CdP ne peut pas se trouver en dehors de l'enveloppe des surfaces de contact. Le torseur des efforts ainsi calculé n'est pas compatible avec le modèle de contact entre les pieds et le sol qui est considéré comme un contact unilatéral.

La deuxième approche, et la seule permettant un calcul précis de la position du CdP global, est l'utilisation de données provenant de capteurs de force qui mesurent à chaque instant, les efforts de réaction au sol ; le plus souvent par l'intermédiaire de plateformes de force disposées sur le chemin de marche. Si le torseur des actions mécaniques $\tau_{(sol \rightarrow pieds)}$ est exprimé en un point se situant sur le plan du sol, alors les coordonnées du CdP ($CdPx, CdPy$) dans ce plan sont définies par les équations (8) et (9). Le torseur des actions mécaniques est composé de la résultante des efforts de contact ($\vec{R}_{(sol \rightarrow pieds)}$) et du moment calculé en un point A ($\vec{M}_{(A, sol \rightarrow pieds)}$).

$$\tau_{(sol \rightarrow pieds)} = \begin{Bmatrix} \vec{R}_{(sol \rightarrow pieds)} \\ \vec{M}_{(A, sol \rightarrow pieds)} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_x & M_{Ax} \\ F_y & M_{Ay} \\ F_z & M_{Az} \end{Bmatrix}_A \quad (7)$$

Avec le point A au niveau du plan défini par le sol.

$$CdPx = \frac{M_{Ay}}{F_z} \quad (8)$$

$$CdPy = -\frac{M_{Ax}}{F_z} \quad (9)$$

On peut remarquer que pour les deux coordonnées du CdP, la force verticale est au dénominateur donc, lorsque celle-ci devient nulle alors le CdP est indéterminé. Le Centre de Pression n'existe pas simplement car il n'y a plus de pression exercée sur

la plateforme. Au niveau de la mesure il y a souvent des transitions (ruptures de contact) pendant lesquelles le CdP est positionné avec une grande incertitude car l'effort F_z n'est pas complètement nul mais proche de zéro. Lors de ces phases transitoires des erreurs peuvent provenir du bruitage analogique ou numérique de la mesure mais aussi du phénomène mécanique de rebond de la plateforme pour un mouvement d'impulsion ou d'impact.

4.2.3. Analyse des trajectoires lors de la marche

La Figure 47 présente les trajectoires du CdM et du CdP lors d'une phase de doubles appuis et de deux phases de simple appui pour une marche en ligne droite lancée. La position du CdP est calculée à partir de la somme des torseurs des actions mécaniques mesurées par les plateformes de force. On parlera de CdP global alors que sur chaque plateforme il est possible de calculer un CdP local pour chacun des appuis (pied droit ou pied gauche) (7) (8).

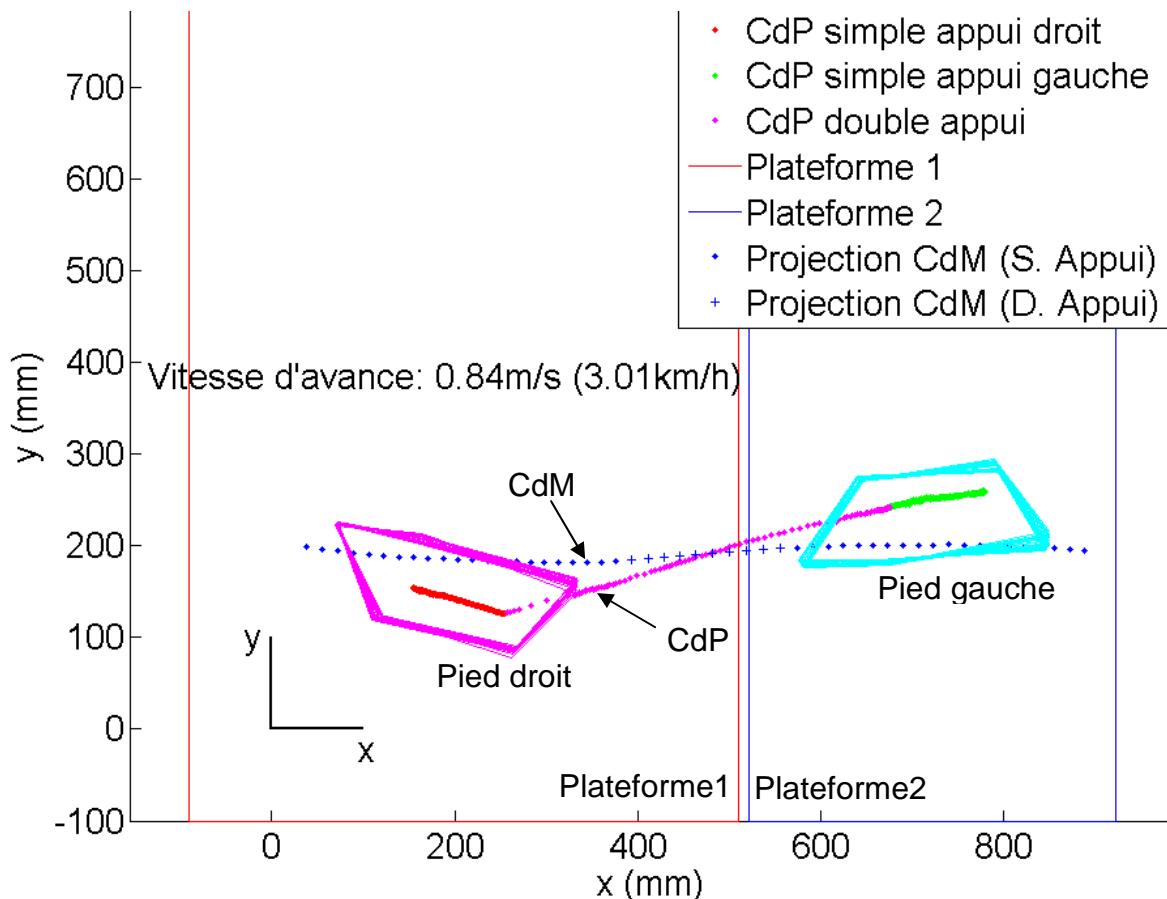


Figure 47 : Trajectoires du CdP et de la projection du CdM sur le sol comparées aux empreintes des pieds

Lors des phases de simple appui le CdP local et le CdP global sont confondus, il évolue en ligne droite de l'aplomb de la cheville jusqu'à l'avant du pied (orteils). Sa position est légèrement vers l'extérieur du pied en appui (Figure 47), ce qui correspond à la forme de la voûte plantaire. En double appui le CdP progresse depuis le pied droit jusqu'au pied gauche qui est vers l'avant. La vitesse d'avance du CdP n'est pas constante surtout lors du double appui (Figure 48), le CdP progresse rapidement vers l'avant lors de l'impact du talon et ralenti fortement sur la fin de la phase de double appui. Un pic apparaît lors de l'impact que l'on retrouve sur les efforts verticaux mesurés par les plateformes (Figure 49).

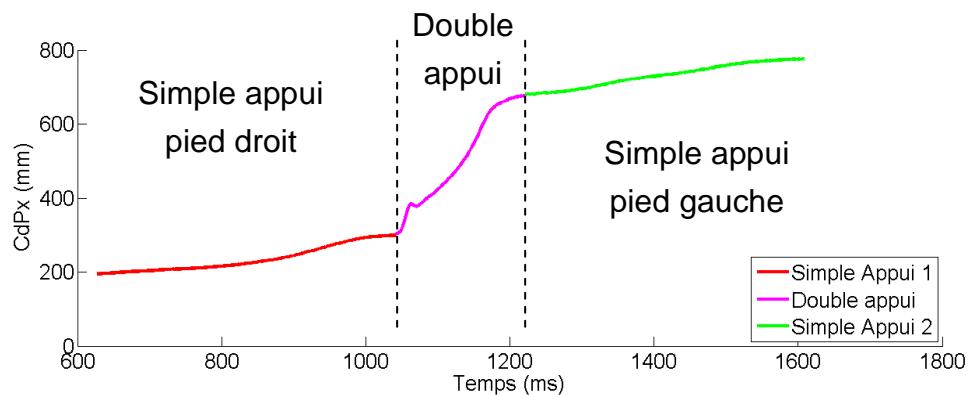


Figure 48 : Evolution longitudinale de la position du CdP en fonction du temps

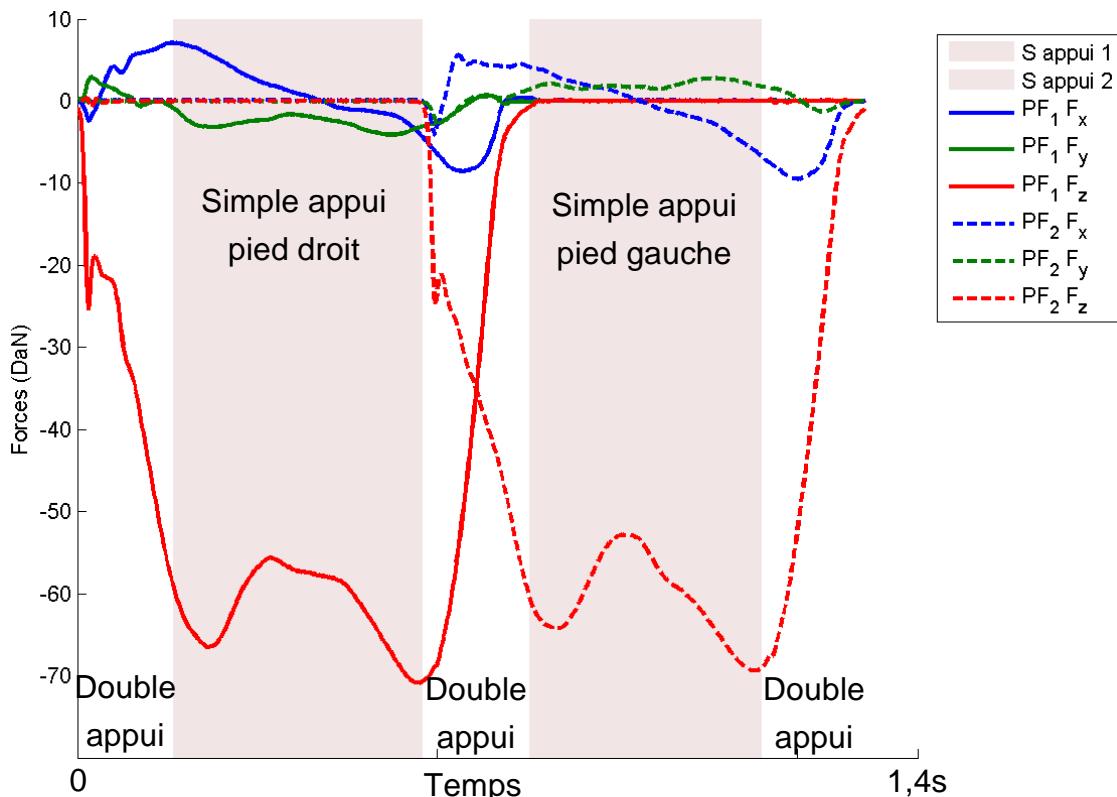


Figure 49 : Forces mesurées par les deux plateformes de force

Pour cet exemple de consigne de marche, le CdM, quant à lui, évolue avec une vitesse quasi-constante et un déplacement transverse (suivant l'axe y) très faible (Figure 47). On observe une légère oscillation suivant cet axe et suivant l'axe vertical [Ros94]. Lors des phases de simple appui le CdM ne reste pas dans le polygone de sustentation, qui est la surface du pied en appui : il est en arrière au début du simple appui et vers l'avant ensuite. Le sujet marche à une vitesse de 3km/h, une marche qui peut être considérée comme dynamique dans le sens où la projection du centre de gravité n'est pas dans le polygone de sustentation en début et fin de simple appui. Durant ces intervalles l'équilibre statique du sujet humain ne peut pas être respecté. S'il arrête totalement son mouvement durant cette période, il chutera vers l'arrière en début de simple appui ou vers l'avant en fin de simple appui.

On peut observer la trajectoire du CdM lors du mouvement de marche présenté précédemment composé d'un départ et d'une phase d'arrêt (Figure 50). Le CdP n'est pas calculé car les plateformes ne peuvent pas être disposées sur l'ensemble du mouvement. On peut remarquer que, là aussi, le critère de stabilité statique n'est pas respecté ; la projection du CdM n'est quasiment jamais dans le pied en simple appui. Les phases de doubles appuis sont courtes, ainsi le déplacement longitudinal du CdM est principalement effectué lors des phases de simples appuis. Cette caractéristique est souvent inversée pour les robots humanoïdes à cause notamment des difficultés de maintien de l'équilibre en phase de simple appui.

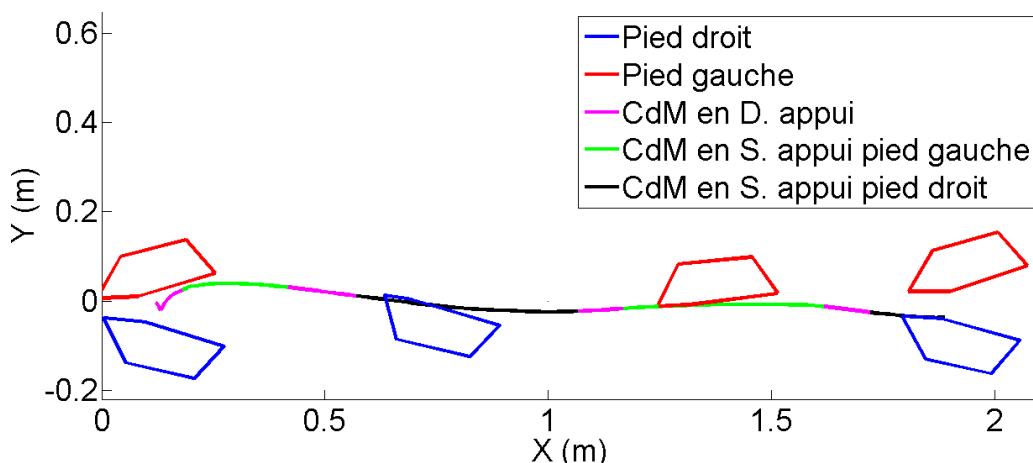


Figure 50 : Trajectoires de la projection du CdM et empreintes des pieds au sol

Il sera par la suite nécessaire de comparer ces résultats expérimentaux aux trajectoires réalisées par les robots. La répartition de masse et les longueurs segmentaires des robots humanoïdes ne sont pas identiques au sujet humain, il sera donc impossible de suivre strictement les mêmes trajectoires du CdP et du CdM.

Néanmoins, les méthodes actuelles de génération de marche anthropomorphique pour les robots humanoïdes permettent d'obtenir des trajectoires du CdM qui ressemblent fortement aux trajectoires mesurées.

4.3. Mouvements des membres inférieurs

Il est possible de représenter le mouvement d'un système polyarticulé tridimensionnel par un ou plusieurs kinogrammes qui superposent les représentations segmentaires dans l'espace à intervalle régulier au cours du temps. La Figure 51 représente le mouvement précédemment cité de départ, marche et arrêt suivant le plan sagittal et horizontal. La représentation est générée avec une fréquence d'image à 50Hz (segments tracés toutes les 20ms). Les segments des jambes sont construits à partir des centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville et le point milieu entre le premier et dernier métatarses. Le bassin est composé des trois marqueurs cutanés, les deux épines iliaques antérosupérieures et le sacrum.

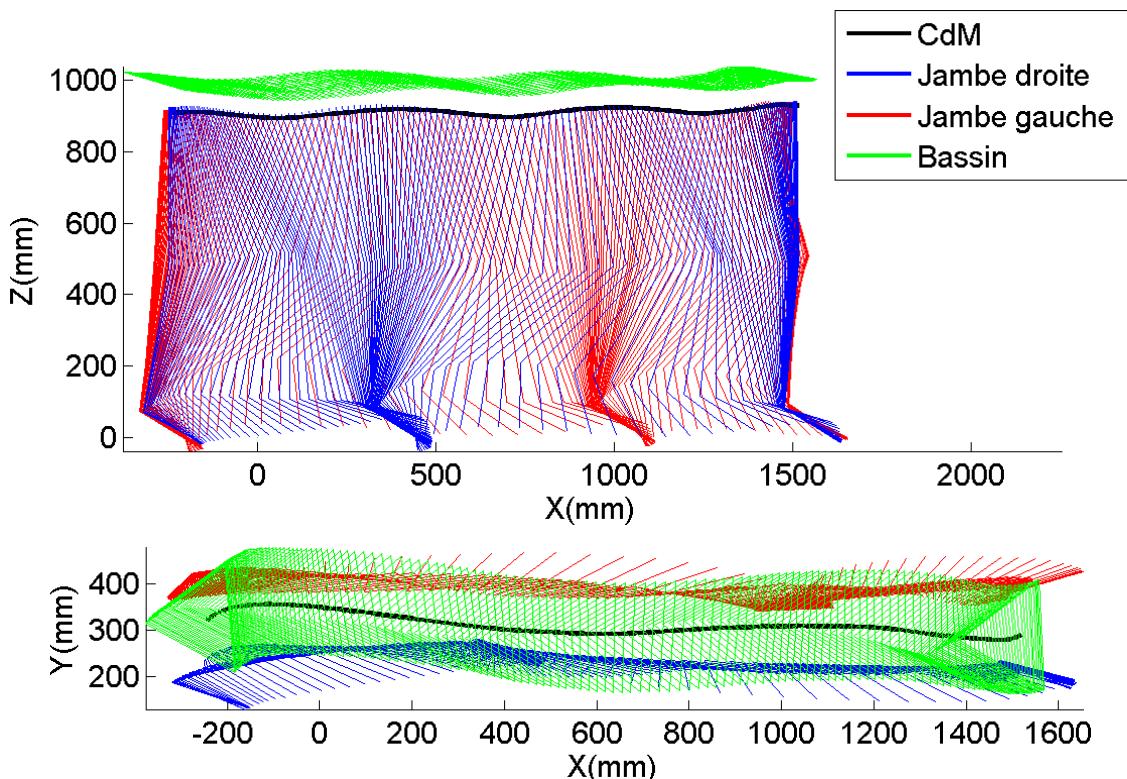


Figure 51 : Kinogramme du mouvement des membres inférieurs (vue de profil et de dessus)

On remarque sur la Figure 51 que le CdM est positionné au niveau des hanches du sujet. Bien sûr ce n'est pas un cas général et sa position dépend du morphotype de l'individu, c'est-à-dire de la répartition des masses et, bien entendu, aussi du mouvement entrepris. Néanmoins, la position du CdM pour la plupart des sujets

adultes féminins ou masculins lors d'une marche normale sera située dans le bassin. Cette constatation est importante pour la comparaison avec les robots humanoïdes et entraîne des conséquences sur les capacités locomotrices des robots bipèdes. Dans le cas de ce mouvement, il est intéressant de constater qu'il y a une correspondance très importante dans le plan sagittal du CdM avec les articulations des hanches. Dans le plan horizontal le CdM semble suivre le mouvement oscillant du bassin donc celui des hanches puisqu'elles sont fixes dans le repère bassin. Le tronc reste globalement droit durant cette marche ; sa position est définie par le bassin. Il représente près de 44% de la masse totale du sujet d'après De Leva [DeL96]. C'est donc pour cela que le CdM a tendance à suivre le mouvement du tronc pour ce mouvement de marche. Que ce soit dans le plan sagittal ou horizontal, le bassin et le CdM suivent une trajectoire oscillante correspondant aux enchaînements des phases de simple appui.

Au niveau des genoux, l'angle de flexion est quasi-nul lors des simples appuis ainsi qu'au départ et à l'arrivée, et lors des phases d'impact du pied avant. En effet, la flexion du genou est surtout sollicitée au niveau de la jambe en balance pour soulever le pied et éviter la collision et le frottement au niveau du sol.

Les pieds ont un contact au sol qui se déroule en trois phases distinctes lors de la marche. La première phase est une abatée, le talon entre en contact avec le sol et le pied tourne autour de celui-ci jusqu'à ce que les orteils entrent aussi en contact avec le sol. Ensuite, le pied reste à plat durant presque toute la phase de simple appui pendant que le haut du corps suit un mouvement de pendule inversé centré au niveau de la cheville. Puis, à la fin du simple appui, le pied tourne autour de ses orteils et décolle à la fin du double appui. Pendant la phase de balancement, le pied évolue progressivement jusqu'à sa nouvelle position lors du prochain impact. Le pied est quasiment en position verticale au milieu de son balancement, une légère abduction externe lui permet d'éviter le frottement avec le sol tout en ne sollicitant pas trop l'articulation du genou.

La flexion de hanche est déterminante quant à la taille des pas. En effet, au début des doubles appuis les deux jambes sont tendues donc, à partir des angles de flexion de hanche, il est possible de déterminer la taille d'un demi pas de la cheville arrière à la cheville avant.

4.4. Participation des membres supérieurs

La sollicitation des membres supérieurs n'est pas forcément négligeable dans la locomotion humaine. Le mouvement des bras, du tronc mais aussi de la tête apporte des informations sensorielles pertinentes quant à la reconnaissance d'une allure de marche personnelle. De plus, il semble que les membres supérieurs peuvent contribuer à minimiser l'énergie dépensée mais aussi à améliorer l'équilibre ou encore l'adhérence au sol. Il n'est cependant pas facile de faire ressortir d'un ou plusieurs mouvements de marche des caractéristiques marquées de la sollicitation des membres supérieurs.

Tout d'abord, Figure 52, on observe une rotation verticale du tronc par rapport au bassin en opposition avec le mouvement d'avance des pieds. Lorsque le pied droit est en avant par rapport au tronc, alors l'épaule gauche est en avant et l'épaule droite en arrière. De même, le mouvement des bras suit aussi ce rythme : la main gauche est en avant et la main droite en arrière lorsque le pied droit s'avance. Au niveau de la position transverse, les mains suivent globalement la position du bassin et donc du tronc qui reste droit. Il semble difficile de caractériser la position verticale des mains.

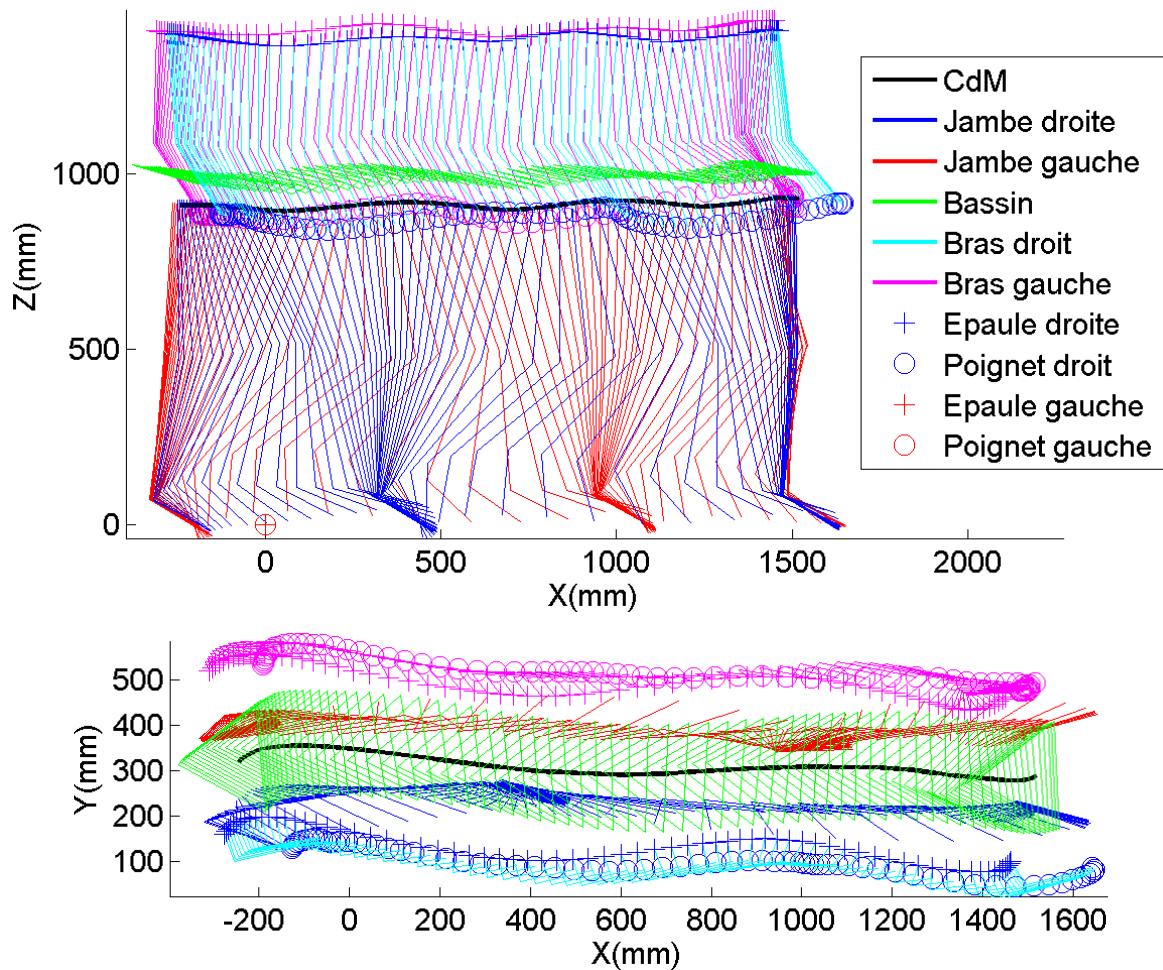


Figure 52 : Kinogramme du mouvement des bras (vue de profil et de dessus)

Au niveau des bras (Figure 53), les coudes présentent toujours une flexion de l'ordre de 30° et évoluent globalement de la même façon que les flexions au niveau des épaules. Lors des deux premiers simples appuis, le bras gauche reste vers l'arrière (au niveau de l'épaule) tandis que le bras droit est vers l'avant. Un mouvement important de flexion au niveau des épaules et des coudes intervient lors de la phase de décélération avant l'arrêt.

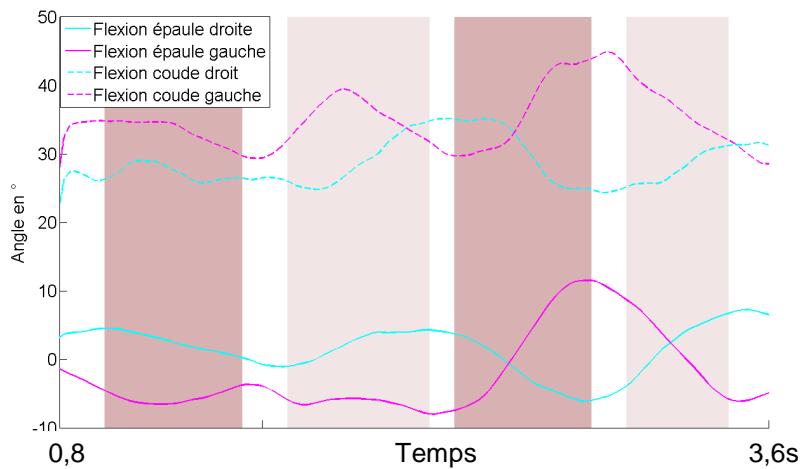


Figure 53 : Angles de flexion des épaules et du coude

Conclusion et discussion

Ce chapitre a présenté une analyse non exhaustive des exemples de trajectoires de locomotion humaine. Cette étape est nécessaire pour l'élaboration du processus de transposition de la trajectoire au robot. La séquence temporelle des évènements de contact au sol devra être reproduite au mieux par le robot pour imiter le mouvement capturé. Les rapports entre les phases de simple appui et doubles appuis devraient aussi être respectés. Cependant, d'après les résultats, on observe que les phases de doubles appuis très courtes de l'humain sont difficiles à reproduire tout en assurant l'équilibre du robot.

Les trajectoires du CdM et du CdP du sujet humain sont intimement liées par les équations de la dynamique. Cette relation dépend de l'ensemble des données inertielles segmentaires et des accélérations en translation et rotation des segments lors du mouvement. Par un algorithme de dynamique inverse descendant (des membres distaux aux membres proximaux), il serait ainsi possible de calculer la position du CdP. Cependant, de nombreux facteurs d'erreur ne permettent pas de déterminer cette position de façon précise. Les données inertielles du sujet proviennent de tables anthropométriques et n'assurent pas une adéquation parfaite avec la morphologie du sujet. La localisation des centres articulaires, bien que réalisée par identification fonctionnelle, est soumise à une incertitude notamment pour les articulations complexes ne pouvant pas être modélisées par une liaison pivot ou rotule parfaite. Les segments sont supposés rigides alors que des masses molles interviennent et peuvent créer des effets inertIELS important, surtout dans le cas d'impacts au sol ou de mouvements très dynamiques. C'est pourquoi, la plupart des algorithmes de dynamique inverse sont ascendants, ils partent du torseur des actions de contact au niveau du sol et remontent vers les membres distaux. Les couples et efforts articulaires ainsi calculés au niveau des membres inférieurs, sont moins soumis aux incertitudes de calcul. Ce problème d'incertitude au niveau du modèle dynamique humain est moins critique en robotique puisque les données inertielles et les localisations des axes des liaisons peuvent être connues avec une grande précision. Ainsi, il est admis en robotique humanoïde que la localisation du CdP peut être estimée à partir d'un algorithme de dynamique descendante (efforts de contact non mesurés). L'écart entre le modèle théorique dynamique et le robot réel peut ensuite être compensé par un stabilisateur qui prend en compte le retour des capteurs disposés au niveau des pieds et peut ainsi asservir la position du CdP en fonction d'une référence à suivre, en modifiant le moins possible les configurations du robot.

Il serait intéressant d'aller plus loin dans l'analyse de la locomotion humaine afin de mettre en évidence un ou plusieurs critères d'optimisation que l'humain emploie de façon naturelle lors de ses mouvements de marche en ligne droite ou en courbe. Pour cela un algorithme de synthèse de marche optimale pourrait être utilisé, il permet de générer un mouvement optimisé, c'est-à-dire minimisant un critère choisi, par exemple un critère sthénique (couple articulaire), énergétique ou mixte. Leboeuf et al. [Leb06] a comparé dans le cas d'un mouvement de gymnastique, l'utilisation du critère sthénique ou énergétique. De même, Benkhémis [Ben06] présente dans ses travaux de thèse dans quelle mesure le sportif optimise son geste suivant un critère mixte lors d'un saut en longueur. Concernant les mouvements de marche, la difficulté provient essentiellement des changements de phases de contact au sol, le modèle dynamique change durant ces transitions et rend plus difficile la convergence numérique des algorithmes d'optimisation. Malgré tout, Seguin et Bessonnet [Seg05, Bes05] obtiennent des résultats très intéressants pour la marche du robot BIP2000 dans le plan sagittal ; puis pour une allure de marche optimale tridimensionnelle [Bes09]. Ce type d'algorithme peut être utilisé à partir des données anthropométriques d'un sujet humain pour lequel l'allure de marche capturée pourrait être comparée à l'allure de marche synthétisée par optimisation globale.

Conclusion de la première partie

Cette première partie a présenté l'acquisition et le traitement des mouvements humains et spécifiquement de la locomotion humaine. Ceci toujours dans la perspective de la problématique générale de ces travaux, c'est-à-dire la génération de trajectoires pour les humanoïdes imitant le mouvement capturé.

Le protocole d'acquisition du mouvement humain a été établit grâce à l'expérience acquise dans l'équipe « mécanique du geste sportif » du laboratoire qui s'attache notamment à personnaliser les modèles biomécaniques pour les rendre plus proches de la réalité et des résultats expérimentaux.

La méthode de détermination des angles articulaires humains au cours du mouvement n'a pas été réalisée de manière classique, mais plutôt dans l'objectif de faire reproduire fidèlement aux robots humanoïdes les postures adoptées par le sujet. Pour cela, il est nécessaire de prendre en compte les architectures cinématiques des robots concernés.

Un obstacle qui apparaît dans le traitement des données de la locomotion humaine est l'identification des événements de contact au sol. Des modifications d'algorithme existant pour la marche en ligne droite, ont été proposées et validées par une expérimentation sur 24 sujets sains accomplissant différents mouvements imposés. Les résultats montrent qu'il est, dans certains cas, difficile d'identifier très précisément l'instant de posée ou de levée de pied sans les données des plateformes de force. Cependant, il apparaît que la précision obtenue semble acceptable vis-à-vis de notre application.

Finalement une analyse cinématique tridimensionnelle d'un exemple de locomotion humaine, nous permet de distinguer quelques éléments fondamentaux de la marche bipédique. Les mouvements des membres inférieurs permettent le transfert des pieds et le maintien de l'équilibre. Les membres supérieurs contribuent aussi à l'équilibre du sujet et peuvent accomplir des tâches secondaires.

Deuxième partie

II. Génération de trajectoires pour les robots humanoïdes

Chapitre 5

5. Principe de transposition au robot

Sommaire

5.1.	Problématique	97
5.2.	Adaptation aux longueurs segmentaires du robot	99
5.3.	Présentation du processus de transposition	101
5.4.	Architecture des robots humanoïdes	103
5.5.	Trajectoires des membres supérieurs	105
5.6.	Orientation du bassin	106
	Conclusion	107

5.1. Problématique

Ce travail a pour but le développement et l'application d'une méthode permettant aux robots humanoïdes d'imiter des mouvements humains capturés. Un thème qui est toujours d'actualité pour des robots humanoïdes conçus dans l'objectif de ressembler au mieux à l'humain dans leur allure générale et dans leur gestuelle. La transposition du mouvement de l'humain au robot devra être automatique et adaptable aisément à d'autres robots. Plusieurs problèmes se posent pour remplir ces objectifs.

Une des principales problématiques réside dans la différence de taille qu'il peut y avoir entre le sujet humain et le robot concerné (Figure 54). A cette différence s'ajoute la prise en compte des longueurs segmentaires des robots qui ne sont pas forcements anthropomorphes. Les dimensions des pieds notamment, sont souvent bien différentes de celles des humains.

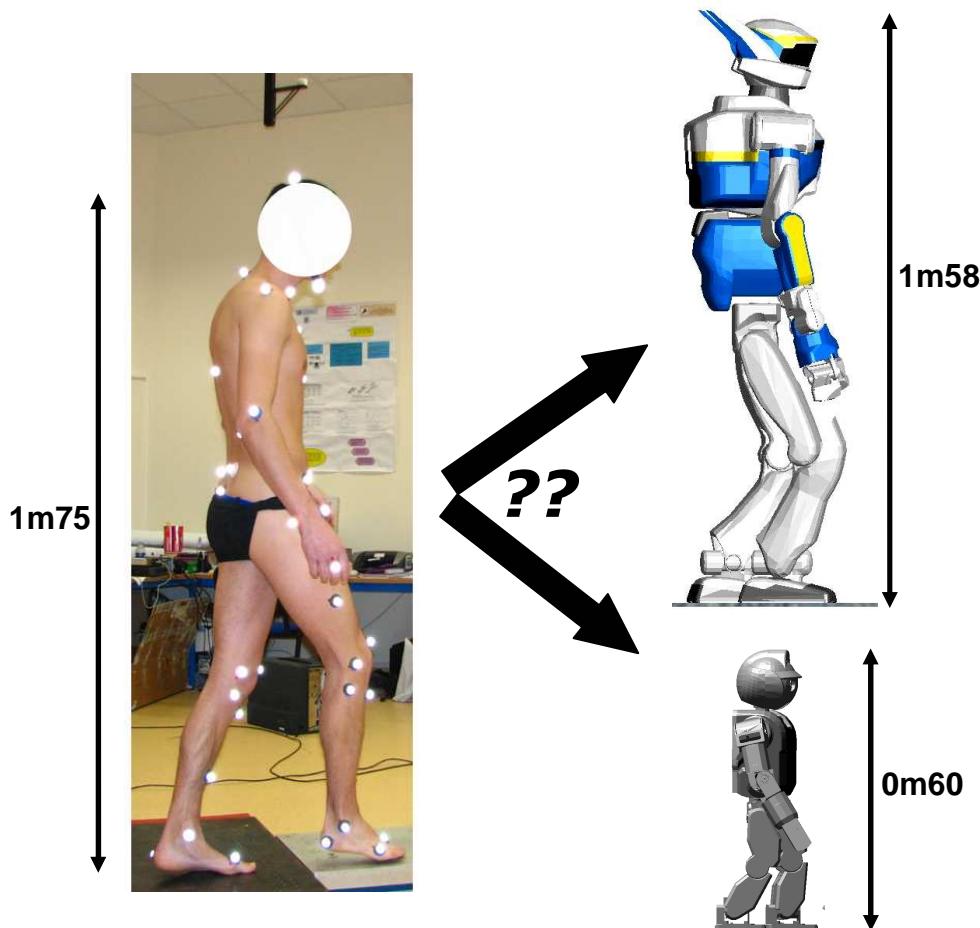


Figure 54 : Problématique de l'imitation du mouvement humain par les robots humanoïdes

La répartition des masses aussi est importante car c'est elle qui définit la position du CdM du robot. Si le CdM du robot, dans sa position de départ, pieds joints, est trop au dessus du bassin, alors il sera soumis à des perturbations d'équilibre très grandes. Si au contraire, le CdM est bien en dessous des hanches, alors la démarche du robot en sera fortement affectée. Notamment les abductions au niveau des hanches et des chevilles au cours de la marche devront avoir de plus grandes amplitudes pour assurer l'équilibre du robot. Il semble que l'idéal, tant au niveau de la stabilité du robot que de ses trajectoires de marche, est de concevoir les robots humanoïdes avec un CdM positionné en position d'origine (debout, pieds joints) au niveau de son bassin.

Les dimensions extérieures des coques du robot vont aussi limiter les mouvements. Des auto-collisions peuvent se produire lors d'une génération de trajectoire de marche. Notamment entre les jambes et spécifiquement entre les cuisses du robot. Une proposition de stratégie d'évitement de ces collisions est proposée dans le chapitre 8. L'architecture du robot HRP-2 au niveau de la hanche a été conçue pour limiter ce risque et notamment pour marcher en posant ses pieds sur une ligne

(Figure 55). Un mouvement que le robot Asimo ne pourra pas réaliser compte tenu des auto-collisions au niveau des cuisses. Pour éviter ce problème, les concepteurs du robot HRP-2 ont conçu une motorisation de la flexion de hanche en porte à faux par rapport à l'axe d'abduction.



Figure 55 : HRP-2 marchant sur une ligne comparé à Asimo

5.2. Adaptation aux longueurs segmentaires du robot

A partir de l'objectif défini précédemment, il est nécessaire de déterminer une méthode afin de transférer les trajectoires humaines à celles des robots en s'adaptant automatiquement aux longueurs segmentaires du robot considéré.

Une première idée serait de transformer les déplacements humains dans l'espace opérationnel (position des marqueurs ou articulations) en les multipliant par un facteur correctif prenant en compte la différence de taille. Un des problèmes qui se pose pour ce type d'approche est que les segments du robot ne sont pas nécessairement anthropomorphes et certains robots n'ont pas de partie haute donc une taille non comparable à celle de l'humain. Pour ce type d'approche, le plus approprié serait de prendre comme référence, la taille des membres inférieurs, c'est-à-dire la hauteur au niveau de la hanche en position debout. La taille des pieds ne

serait dans ce cas pas prise en compte ; ainsi si l'utilisation d'un appui au niveau du talon et des orteils est envisagée la taille des pas ne serait pas reproduite. Une autre question se pose par rapport aux butées articulaires, puisqu'une telle méthode pourrait générer des trajectoires de pieds incompatibles avec les butées articulaires du robot.

La méthode proposée dans cette étude est la génération de trajectoire de référence des pieds du robot à partir de la génération de postures semblables à chaque instant à celles mesurées. Une posture étant définie comme une configuration d'un système polyarticulé dépendant uniquement de ses coordonnées articulaires. Le principe, provenant de la communauté de l'animation de mannequin virtuel [Gle98], est le suivant : si on impose au robot les angles articulaires du sujet humain lors de son mouvement, alors le robot sera dans la même posture (Figure 56) et imitera le mouvement. Dans ce cadre, il n'y a plus de problème de différence de taille puisque la posture n'est créée qu'à partir de positions angulaires. Il reste tout de même à définir la position et l'orientation d'un des membres du robot par rapport au repère terrestre pour récupérer une notion de déplacement de celui-ci. Nous proposons de fixer un point du pied par rapport au repère terrestre et l'orientation du bassin. Ainsi les six contraintes qui définissent la position dans l'espace du robot sont définies. Le point fixe du pied en appui est choisi comme étant le point du talon interne. Lorsque le pied d'appui change alors le point fixé passe d'un pied à l'autre. Cette méthode permet de retrouver une notion de taille de pas qui sera fonction de la posture adoptée par l'humain tout en tenant compte des longueurs de chaque segment du robot.

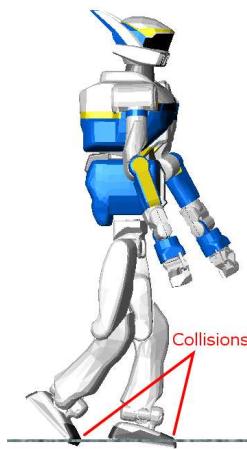


Figure 56 : Exemple d'une posture du robot non corrigée

5.3. Présentation du processus de transposition

Le processus complet de transfert du mouvement humain vers le robot humanoïde est présenté par la Figure 57. Tout d'abord, comme il a été présenté précédemment les informations synchronisées enregistrées par le logiciel d'acquisition des données cinématographiques sont traitées. Les angles articulaires du sujet humain sont calculés au cours de son mouvement. A partir des coordonnées des marqueurs disposés sur les pieds, les évènements de contact au sol sont détectés.

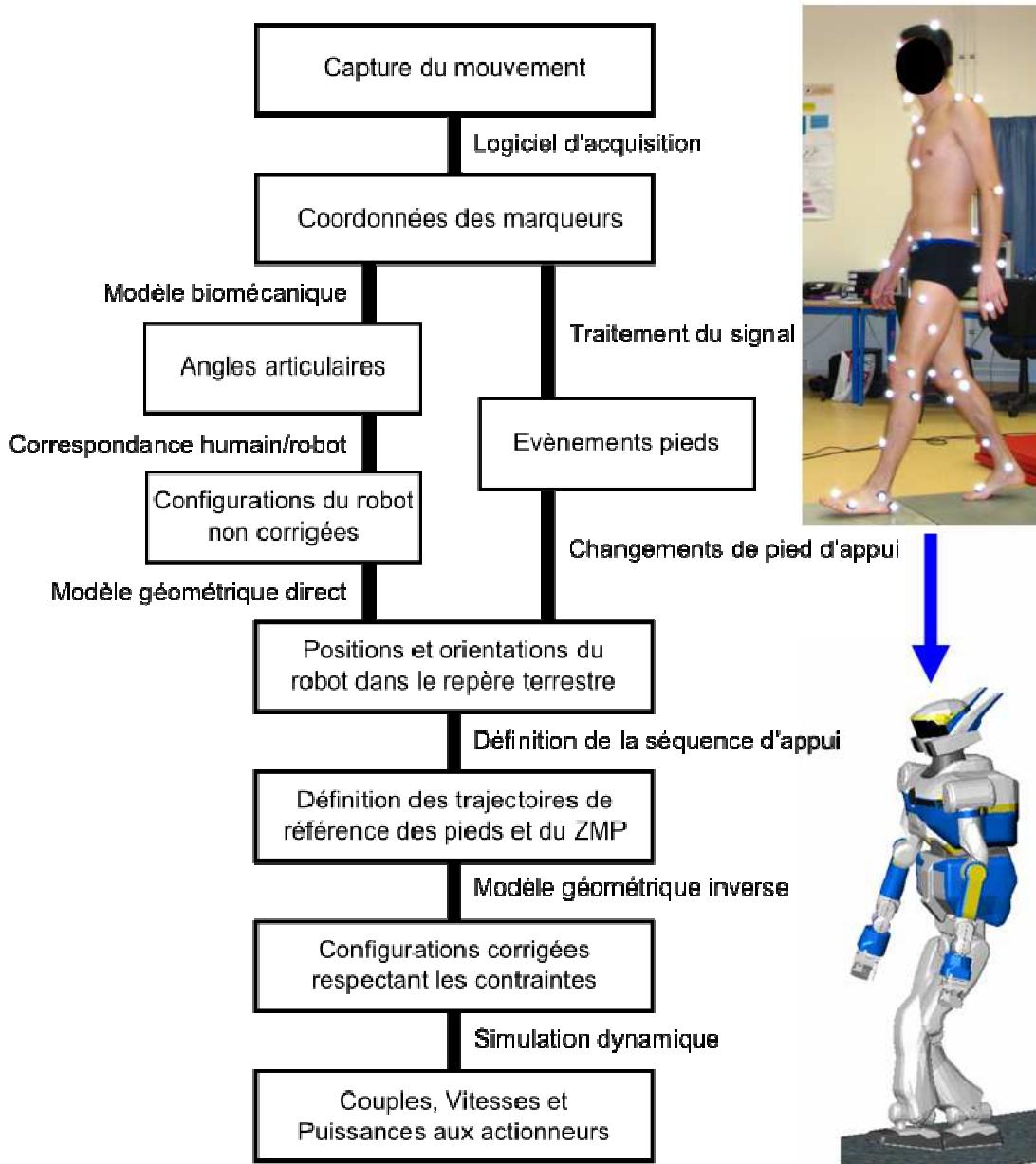


Figure 57 : Schéma du processus de transposition

Le paragraphe 5.2 explique l'intérêt de générer des postures non corrigées au robot pour prendre en compte les différences de longueurs segmentaires et les butées articulaires. Cette étape nécessite d'établir une correspondance entre les angles

extraits des matrices de rotation inter-segmentaires humaines et les angles articulaires du robot. La modélisation géométrique directe du robot permettra ensuite, à partir de ces angles, de générer ces postures. A partir de celles-ci, des trajectoires de référence des pieds et du ZMP sont construites pour respecter les contraintes de la définition des appuis au sol suivant les différentes phases ainsi que l'équilibre dynamique du robot (critère du ZMP). Un algorithme de cinématique inverse développé, détermine ensuite les angles articulaires du robot respectant les trajectoires de référence des pieds et du ZMP. Une précision et un échantillonnage suffisants sont nécessaires pour garantir l'équilibre du robot lors de ce mouvement. A partir de l'évolution des coordonnées articulaires, la trajectoire du robot est générée en utilisant un logiciel de simulation dynamique. Celui-ci détermine les couples et puissances articulaires et vérifie la stabilité du robot. Les couples, puissances et vitesses de chaque articulation doivent être compatibles avec les capacités motrices de l'humanoïde. Si le robot répond à cette contrainte alors le robot pourra exécuter le mouvement.

L'ensemble du processus a pour objectif d'être automatisé avec un temps de calcul le plus réduit possible. Les travaux réalisés pour l'instant automatisent le processus de transposition, depuis les coordonnées des marqueurs, jusqu'aux angles articulaires du robot. La validation dynamique est une étape pour l'instant obligatoire avant l'exécution du mouvement par le robot. La vérification des capacités motrices peut être également automatisée, par contre la validation finale de la stabilité du robot ne peut être effectuée qu'à travers les logiciels de simulation dynamique des robots en question (OPENHRP dans le cas d'HRP-2).

Les prochains chapitres traitent plus précisément les étapes de ce processus de transfert de l'humain vers le robot humanoïde. Tout d'abord, une revue des méthodes existantes de contrôle de l'équilibre des robots est présentée. Une fois le critère de stabilité établi, la méthode de définition des trajectoires des pieds et du ZMP est définie. Ensuite une stratégie efficace d'évitement d'auto-collision au niveau des pieds est détaillée. Un algorithme de cinématique inverse est présenté : il permet de calculer les angles articulaires du robot tout en assurant le respect des butées articulaires. Avant la présentation des résultats de transposition de plusieurs mouvements pour les robots HRP-2 et HOAP-3, une étude est menée sur l'influence des trajectoires des membres supérieurs du robot.

5.4. Architecture des robots humanoïdes

5.4.1. La reproduction du système locomoteur

La procédure de transposition a été appliquée principalement à deux types d'architectures cinématiques de robots humanoïdes. Il est possible de l'appliquer sur d'autres structures si le nombre d'actionneurs est suffisant au niveau des membres inférieurs. On considère uniquement six articulations de type rotule dans l'appareil locomoteur humain. Pour reproduire les capacités posturales des membres inférieurs humains, il est devenu courant de disposer deux actionneurs dans la cheville, un actionneur dans l'axe du genou, et trois actionneurs dans chaque hanche. Ce choix, largement utilisé dans la robotique humanoïde, est justifié par l'anatomie du corps humain et les analyses du mouvement des différentes articulations. L'agencement des actionneurs pour les hanches constitue un choix particulièrement difficile lors de la conception d'un robot humanoïde. La hanche du robot est considérée comme une rotule, et nécessite trois motorisations découpées pour contrôler l'orientation de la cuisse par rapport au bassin. Les deux architectures (Figure 58) présentent justement leur différence sur ce point précis.

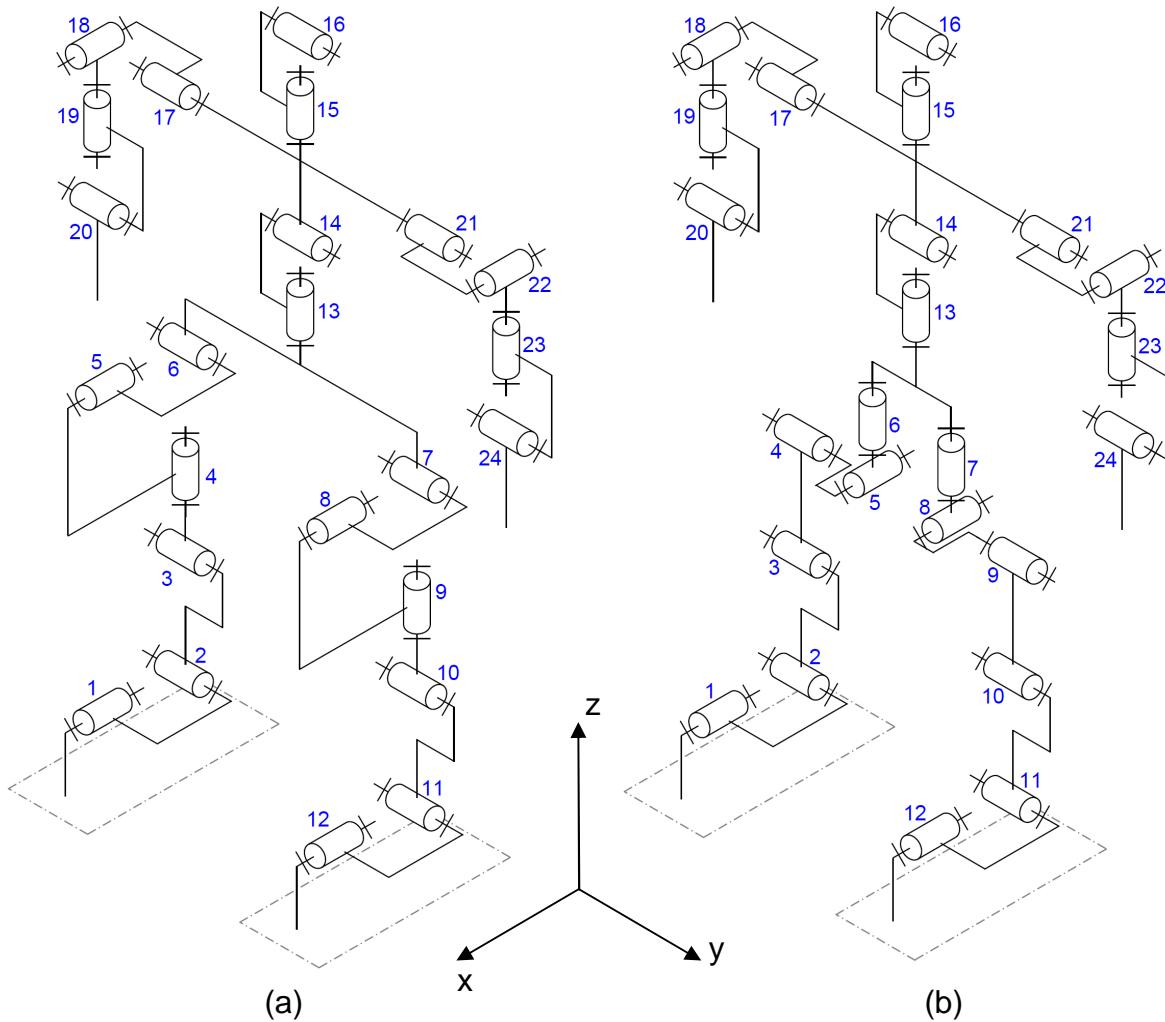


Figure 58 : Architectures cinématiques: (a) UiNiKi et Tidom (b) HOAP-3 et HRP-2

5.4.2. Comparaison entre les architectures

Les robots conçus au sein du LMS : UiNiKi et Tidom présentent une articulation de la hanche séquencée de la façon suivante : flexion, abduction, rotation. Par contre les hanches des robots HOAP-3 et HRP-2 sont actionnées dans l'ordre : rotation, abduction, flexion.

Nous notons qu'il y a tout de même une différence de taille entre l'architecture d'HOAP-3 et d'HRP-2 (Figure 59). La hanche du second a été conçue de façon à ce que le guidage de l'axe de flexion soit entièrement en porte à faux par rapport à l'axe d'abduction. Au contraire, pour HOAP-3, le guidage de l'axe de flexion est en chape autour de l'axe d'abduction. Vis-à-vis de la résistance et de la flexibilité structurale, le choix effectué pour HRP-2 pourrait être perçu comme un inconvénient. En réalité, il en découle principalement deux avantages. Tout d'abord les autocollisions entre les deux cuisses du robot sont plus faciles à éviter ; le robot HRP-2 peut ainsi marcher

en posant ses pieds sur une même ligne (Figure 55). Le robot HOAP-3 et le robot ASIMO ne peuvent pas effectuer ce geste. Le deuxième avantage est la diminution de l'écartement entre les deux hanches. Les couples d'abduction de hanche, qui sont les plus conséquents lors de la marche quasistatique, sont donc diminués de façon importante. Cependant, au niveau du design visuel anthropomorphique, cette solution pourrait être discutée.

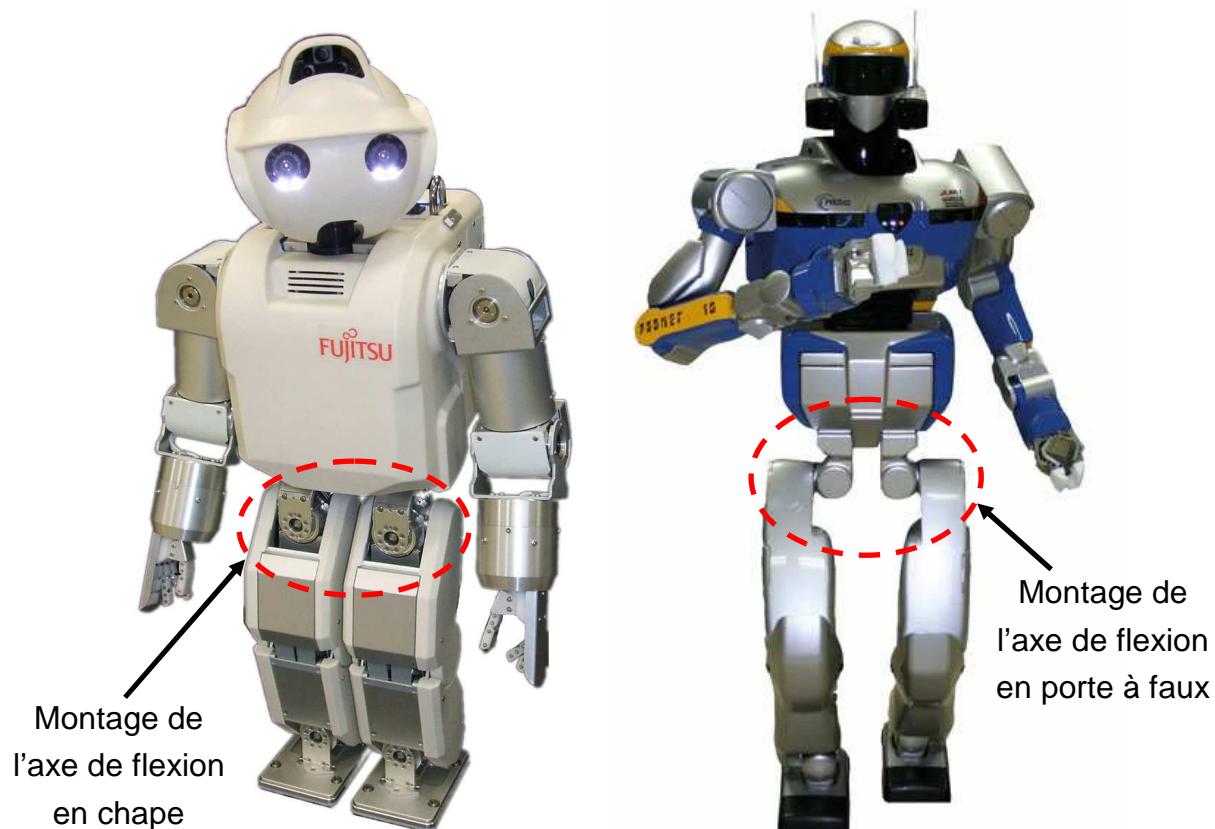


Figure 59 : Comparaison des montages des axes de flexion de hanches des robots HOAP-3 et HRP-2. Le montage en chape de cet axe pour HOAP-3 assure une rigidité plus importante, cependant le montage en porte à faux d'HRP-2 lui assure une plus grande liberté de mouvements au niveau des membres inférieurs.

5.5. Trajectoires des membres supérieurs

Contrairement aux membres inférieurs, les membres supérieurs n'ont pas de contraintes fortes pour notre étude. L'objectif est de reproduire au mieux les postures humaines, les angles articulaires mesurés chez le sujet humain sont donc directement imposés aux articulations du robot. Quelques limites physiques peuvent s'y opposer : la limite en vitesse, couple et puissance des actionneurs. Nakaoka et al. [Nak07] décrivent, dans leur article concernant l'imitation d'une danse japonaise par HRP-2, une technique qui permet de modifier l'évolution des angles articulaires

afin de ne pas dépasser les limites en vitesse des moteurs. Concernant les couples et puissances au niveau des actionneurs, cette contrainte est vérifiée une fois que la simulation dynamique complète est réalisée. C'est la dernière étape avant la validation sur le robot réel.

D'autres possibilités sont envisageables. Tout d'abord, une partie, ou l'ensemble des articulations des membres supérieurs, peut être incorporée dans le calcul de cinématique inverse. Le CdM sera positionné non seulement par le mouvement des membres inférieurs mais aussi par les membres supérieurs. Les positions des pieds sont, par contre, contrôlées uniquement par la boucle des membres inférieurs. Plusieurs essais ont été réalisés dans ce sens, seulement le robot ne reproduit pas le mouvement humain capturé par cette technique. Il semble que dans le cadre de l'imitation, il est plus judicieux d'imposer directement les angles articulaires humains.

Une autre possibilité est aussi de rajouter des tâches pour les membres supérieurs. Plusieurs tâches sont possibles : Contrôler l'orientation et éventuellement la position de la tête ce qui permettrait de stabiliser le regard du robot sur un objectif précis [Ber00, Poz90, Sre09]. L'autre objectif viserait aussi à positionner et orienter les mains pour la saisie ou le dialogue postural.

5.6. Orientation du bassin

Dans les différentes applications développées pour ce projet, l'orientation du bassin du robot a été imposée, complètement ou en partie, ou laissée libre. Ce type de choix est, à l'heure actuelle, en pleine évolution dans les algorithmes de génération de trajectoires pour les robots humanoïdes. On peut remarquer par exemple les mouvements du bassin du robot HRP-4C lors de sa marche par rapport à son prédecesseur HRP-2. On observe aussi que le robot Wabian-2, au cours de sa marche, exerce un mouvement périodique de roulis important au niveau de son bassin.

Un des obstacles à la réalisation de tels mouvements du bassin, et donc des centres articulaires des hanches, est le nombre de degrés de liberté intervenant entre ce segment et le thorax. Si le thorax est solidaire avec le bassin, alors les changements d'orientation du pelvis vont entraîner des effets dynamiques très importants puisque la masse du thorax est souvent prépondérante. Ce phénomène entraîne une instabilité de l'équilibre du robot qui a été observée notamment lors de simulations avec le logiciel OPENHRP. Une solution pourrait être de concevoir un bassin assez

léger, le dotant de trois degrés de liberté par rapport au thorax lequel porterait la charge utile du robot (batteries et calculateur). De nombreux robots sont dotés de solutions intermédiaires, comme HRP-2 qui possède deux actionneurs (pas d'abduction), ou encore Asimo avec un seul mouvement de rotation possible entre son bassin et son thorax. Aujourd'hui, grâce à la miniaturisation des composants électroniques de calcul et de circuit de puissance, il est plus facile d'intégrer trois actionneurs dans le thorax, tout en conservant des dimensions externes anthropomorphes.

Concernant nos applications, le mouvement de lacet du bassin du robot, a été imposé à partir de l'orientation du pelvis du sujet, tandis que le tangage et le roulis ont été interdits. Il apparaît que le degré de liberté en abduction, manquant entre le bassin et le thorax, aurait permis une plus grande flexibilité dans la génération de trajectoires de mouvement de marche.

Conclusion

Le principe de transposition du mouvement humain aux robots humanoïdes est basé sur la reproduction des postures définies par les coordonnées articulaires humaines au cours du mouvement. A partir des événements de contact ainsi que de ces postures non compatibles avec les contraintes de liaison au sol et d'équilibre du robot, des paramètres de positions et d'orientations relatives des pieds du robot sont enregistrés. Grâce à ces paramètres, des trajectoires de référence des pieds seront établies. Les impacts du robot au sol sont ainsi limités, tout en reproduisant fidèlement, à l'échelle du robot, le mouvement humain capturé. Le chapitre suivant décrit le critère d'équilibre du robot utilisé dans ces travaux et présente un exemple de modèle dynamique multicorps en développant les équations de Newton-Euler de façon matricielle.

Chapitre 6

6. Equilibre et dynamique du robot marcheur

Sommaire

6.1. Critères de stabilité d'un robot marcheur	109
6.2. Formulation matricielle dynamique d'un système polyarticulé	113
6.3. Calcul du ZMP	120
Conclusion	121

Un des points essentiels dans la génération de trajectoires pour les robots bipèdes est la notion d'équilibre. C'est une des particularités des robots à pattes qui doivent contrôler leur équilibre, plus ou moins précaire, pour pouvoir se déplacer. Il est nécessaire d'établir un critère quantitatif de risque de chute, que l'on peut estimer par simulation, mais aussi par les données de capteurs. Ainsi il devient possible de lui apprendre des stratégies de contrôle de l'équilibre, en fonction de ce qu'il perçoit (capteurs), il modifie sa trajectoire ou sa posture pour rester en équilibre sur ses appuis qui peuvent être multiples. Ici, nous nous attacherons uniquement à un contact entre les semelles des pieds du robot et un sol plat.

6.1. Critères de stabilité d'un robot marcheur

Un robot humanoïde peut être considéré comme un robot, dont la position dans l'espace n'est pas déterminée par des articulations liées au repère terrestre.

L'humain est dans le même cas. Il détermine sa position et son évolution dans l'espace qui l'entoure en fonction de ses capteurs sensoriels. Ces liens physiques avec le sol et les éléments qui l'entourent sont, le plus souvent, des contacts surfaciques unilatéraux. L'effet de la gravité terrestre oblige l'humain à être en contact avec le sol ; il peut néanmoins choisir quelles parties de son corps seront posées sur le sol notamment lors de son mouvement. L'humain est bipède, il se sert de ces deux jambes pour progresser dans l'espace. C'est le mouvement des jambes

qui va faire évoluer la position de l'ensemble du corps humain. Du fait de l'unilatéralité de ses contacts avec le sol et de la force gravitationnelle, le sujet humain, pour se maintenir dans une position désirée, a besoin de choisir correctement sa posture et ses surfaces de contact avec le sol.

6.1.1. Critère quasistatique

Un critère quantitatif, pour prévoir si une association posture/surface de contact conduit à un équilibre statique, est la localisation du CdM par rapport à la surface de contact. Si la projection du CdM suivant la direction de la force gravitationnelle se trouve dans le polygone délimité par les surfaces de contact alors l'équilibre statique peut être assuré (Figure 60). On appellera ce polygone, le polygone de sustentation.



Figure 60 : Exemple de posture assurant l'équilibre statique

Dans le cas de la marche, il est possible d'utiliser ce critère pour assurer l'équilibre statique du robot. Si le CdM du robot est contrôlé pour être toujours à l'aplomb du polygone de sustentation alors chaque posture générée sera statiquement stable. On parle dans ce cas de génération de marche quasistatique. On peut observer qu'en utilisant un critère comme celui-ci le robot pourra marcher à des vitesses lentes mais au dessus d'une certaine vitesse le robot chute. En effet, ce critère d'équilibre n'est valable qu'en négligeant les effets inertIELS par rapport aux efforts de contact au sol. Autrement dit, il faut que le CdM soit soumis à des accélérations très faibles.

Ce critère de stabilité est facile à mettre en œuvre puisqu'il revient à contrôler la localisation du CdM par rapport aux points d'appuis du robot. Le CdM peut être considéré comme un point géométrique du robot dépendant de sa configuration et des positions des CdM de chaque segment. Il peut ainsi être contrôlé de façon classique en robotique comme étant un effecteur.

6.1.2. Critère dynamique

Ce critère quasistatique ne permet pas de réaliser des marches dites dynamiques, il limite donc grandement les capacités de déplacement des robots marcheurs. Il est nécessaire d'établir un autre critère pour assurer l'équilibre lors de mouvement dynamique.

Dans ce cadre, Vukobratovish et al. [Vuk73] définissent la notion de « Zero Moment Point » (ZMP) pour établir un critère de stabilité dynamique. Dans un premier temps la notion de ZMP est restreinte au mouvement d'un système multicorps se déplaçant sur une surface plane, en général normale à la direction de la gravité. Le ZMP est le point sur cette surface pour lequel le moment du torseur des actions mécaniques du système multicorps sur le sol a une seule composante non nulle suivant la normale au sol. Soit le torseur des actions mécaniques du sol sur le solide i ($\tau_{Sol \rightarrow i}$) défini au point A, par sa résultante ($\vec{R}_{Sol \rightarrow i}$) et son moment ($\vec{M}_{A,sol \rightarrow i}$).

$$\tau_{Sol \rightarrow i} = \left\{ \begin{array}{l} \vec{R}_{Sol \rightarrow i} \\ \vec{M}_{A,sol \rightarrow i} \end{array} \right\}_{A,R_0} = \left\{ \begin{array}{ll} F_x & M_{Ax} \\ F_y & M_{Ay} \\ F_z & M_{Az} \end{array} \right\}_{A,R_0} \quad (10)$$

Le point C, position du ZMP, est défini par le fait qu'en ce point, le moment des efforts de contact au sol a une composante non nulle uniquement suivant l'axe vertical. On peut donc poser : $M_{Cx} = 0$ et $M_{Cy} = 0$

Or

$$\vec{M}_C = \vec{M}_A + \vec{CA} \wedge \vec{R} \quad (11)$$

Ainsi

$$\begin{aligned} M_{Cx} &= M_{Ax} + CA_y F_z - CA_z F_y \quad \text{avec } M_{Cx} = 0 \text{ alors } CA_y = -\frac{M_{Ax}}{F_z} + \frac{CA_z F_y}{F_z} \\ M_{Cy} &= M_{Ay} + CA_z F_x - CA_x F_z \quad \text{avec } M_{Cy} = 0 \text{ alors } CA_x = \frac{M_{Ay}}{F_z} + \frac{CA_z F_x}{F_z} \end{aligned}$$

Si le point A est sur la surface de contact ($CA_z = 0$) alors la position du ZMP a les coordonnées suivantes :

$$AC_x = -\frac{M_{Ay}}{F_z} \quad (12)$$

$$AC_y = \frac{M_{Ax}}{F_z} \quad (13)$$

L'équilibre dynamique du robot peut être assuré si le ZMP reste à tout instant dans le polygone de sustentation et n'atteint pas les extrémités de ce polygone. Si cette condition est respectée alors Sardain et al. [Sar04] ont montré que la position du ZMP est équivalente à celle du CdP. On remarque d'ailleurs que la définition est la même. La différence provient uniquement de la détermination du torseur des actions mécaniques entre le sol et le robot qui est déterminée soit par les plateformes de force dans le cas de l'acquisition du mouvement humain, soit par la dynamique du système polyarticulé dans le cas du robot.

Le critère d'équilibre du ZMP a une limite importante : il ne prend pas en compte les limites des efforts tangentiels admissibles par le couple de matériaux sol/robot. En effet, ces efforts sont limités par le coefficient de frottement de ce couple de matériaux. Il ne faudra donc pas uniquement vérifier que le ZMP reste dans le polygone de sustentation mais aussi que les lois de Coulomb sont vérifiées au niveau des contacts au sol.

6.1.3. Limite au glissement

Deux techniques ont été utilisées pour vérifier que la limite au glissement n'était pas atteinte. Il s'agit premièrement de la validation du mouvement complet du robot par un logiciel de simulation dynamique en définissant un modèle de contact entre les semelles et le sol. Le logiciel OPENHRP réalisé par la société General Robotics® permet d'effectuer cette validation pour le robot HRP-2. Le modèle de contact entre les pieds et le sol ne nous a pas été rendu accessible pour des raisons de secret industriel. Les coefficients de rigidité et d'amortissement de ce contact ont été identifiés à partir des résultats d'expérimentation [Kan04]. Une deuxième méthode, décrite par Antoine Eon dans ses travaux de thèse [Eon09a], propose d'exprimer la loi de Coulomb locale (avec T et N l'effort tangentiel et normal, et f le coefficient de frottement) :

$$T < fN \quad (14)$$

en deux conditions de non glissement sur le torseur des actions mécaniques exercées par les pieds sur le sol (axe z suivant la verticale et les axes x et y horizontaux) :

$$\sqrt{F_x^2 + F_y^2} < fF_z \quad (15)$$

$$C_z < C_{\max}(f) \quad (16)$$

$C_{\max}(f)$ est le couple maximum transmissible par le contact d'un pied à plat sur le sol. Il est évalué à partir d'une identification à un calcul de couple limite transmissible par un disque d'embrayage ayant la même surface que la semelle du pied. Ce critère ne peut être vérifié que pendant les simples appuis. Il est possible de proposer un autre modèle pour les doubles appuis cependant le risque de glissement lors de ces phases est beaucoup plus limité.

6.2. Formulation matricielle dynamique d'un système polyarticulé

Il apparait que la communauté de biomécanique, et en particulier les équipes d'analyse du mouvement humain, utilisent une formulation des équations de la dynamique des systèmes articulés différentes des expressions vectorielles plus classiques. Monnet montre dans sa thèse [Mon07b] l'intérêt de l'utilisation d'une formulation de ce type dans l'objectif d'identifier les paramètres inertIELS des segments du corps humain. Les équations de la dynamique de Newton-Euler ne s'écrivent plus sous la forme de deux équations vectorielles (l'une pour la résultante dynamique, l'autre pour le moment dynamique) mais uniquement par une équation matricielle. Lorsque l'objectif est de calculer l'ensemble des composantes des actions de liaisons cette formulation semble bien appropriée. La perte de la notion de torseur et surtout de la notion de point d'application (calcul du moment des torseurs) sont des inconvénients majeurs de cette méthode. Il semble donc nécessaire d'introduire de façon détaillée la procédure d'obtention de l'exemple du calcul des efforts de contact au sol en fonction des trajectoires articulaires imposées.

Certaines équipes de recherche vont encore plus loin dans l'utilisation de ce type de formulation notamment l'équipe de dynamique et contrôle des structures du laboratoire de mécanique des contacts et des structures qui poursuit les travaux de Fayet [Fay89, Fay05]. Une fois les équations de la dynamique (Lagrange) développées de façon littérale, il devient possible d'étudier la sensibilité du système en fonction des paramètres de conception [San07] dans l'objectif de les optimiser suivant des critères de comportement dynamique.

6.2.1. Définition des matrices de transformation homogène

Dans un premier temps, il est nécessaire de définir le modèle géométrique direct du robot humanoïde pour lequel on applique la méthode de transposition du mouvement humain.

On note $P_{i-1 \rightarrow i}$ la matrice de transformation homogène du repère R_{i-1} , attaché au segment i-1, au repère R_i lié au segment i. Ces matrices sont définies à partir des vecteurs \vec{t}_i et \vec{r}_i qui caractérisent les translations et les rotations entre les solides successifs du système. Ce sont ces vecteurs qui définissent l'architecture cinématique et géométrique du robot.

$$\vec{t}_i = [t_{xi}, t_{yi}, t_{zi}]$$

$$\vec{r}_i = [r_{xi}, r_{yi}, r_{zi}, r_{mi}]$$

Pour une chaîne serielle, ces vecteurs sont remplacés par une matrice unique dans le cadre de l'utilisation de la méthode de Denavit-Hartenberg [Den55] modifiée par Khalil et Kleinfinger [Kha86].

Dans le cas d'un humanoïde, les vecteurs \vec{r}_i peuvent prendre plusieurs formes :

$\vec{r}_i = [1, 0, 0, r_{mi}] \rightarrow$ Rotation autour de l'axe x du repère R_{i-1} de la valeur $q_i - r_{mi}$.

$\vec{r}_i = [0, 1, 0, r_{mi}] \rightarrow$ Rotation autour de l'axe y du repère R_{i-1} de la valeur $q_i - r_{mi}$.

$\vec{r}_i = [0, 0, 1, r_{mi}] \rightarrow$ Rotation autour de l'axe z du repère R_{i-1} de la valeur $q_i - r_{mi}$.

q_i est l'angle articulaire associé à la liaison pivot considérée. r_{mi} est un offset qui permet de définir la configuration de la liaison pivot i pour $q_i=0$. Les translations, dans le cas des robots humanoïdes, sont composées des dimensions segmentaires, c'est-à-dire des distances reliant les différentes articulations. La plupart des robots humanoïdes ne présentent pas de liaisons prismatiques, mais uniquement un enchaînement de liaisons pivots.

Voici un exemple de construction d'une matrice de passage $P_{i-1 \rightarrow i}$ du solide i-1 vers le solide i par l'intermédiaire d'une translation \vec{t}_i suivie d'une liaison pivot d'axe $\overrightarrow{x_{i-1}}$.

Si $\vec{r}_i = [1, 0, 0, r_{mi}]$ alors

$$M_T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_{xi} \\ 0 & 1 & 0 & t_{yi} \\ 0 & 0 & 1 & t_{zi} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (17)$$

$$M_R = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_i - r_{mi}) & -\sin(q_i - r_{mi}) & 0 \\ 0 & \sin(q_i - r_{mi}) & \cos(q_i - r_{mi}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (18)$$

$$P_{i-1 \rightarrow i} = M_T M_R \quad (19)$$

Ainsi la matrice de passage s'écrit de la façon suivante :

$$P_{i-1 \rightarrow i} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_{xi} \\ 0 & \cos(q_i - r_{mi}) & -\sin(q_i - r_{mi}) & t_{yi} \\ 0 & \sin(q_i - r_{mi}) & \cos(q_i - r_{mi}) & t_{zi} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (20)$$

Une fois les matrices de transformations intersegmentaires définies, il est nécessaire de calculer les matrices de transformation du repère terrestre vers les repères segmentaires $P_{0 \rightarrow i}$.

6.2.2. Définition des matrices de transformation $P_{0 \rightarrow i}$

Pour cela, le repère « racine » du robot sera, pris dans cet exemple, au niveau du bassin. C'est le choix qui est fait pour la commande du robot HRP-2. Il est possible aussi de partir du pied droit ou du pied gauche suivant que le pied gauche ou le pied droit soit à plat au sol. Une autre proposition serait de contrôler en premier lieu la tête, comme proposé par Sreenivasa [Sre09] pour le robot HRP-2, dans l'objectif de reproduire le comportement sensorimoteur humain [Hic05, Poz90, Ber00].

Si le segment racine est le bassin alors cinq chaînes sérielles composent le robot. Les deux premières sont les jambes, puis une chaîne pour la tête et enfin deux pour les bras. La matrice $P_{0 \rightarrow 41}$ représente l'orientation et la position dans l'espace du bassin.

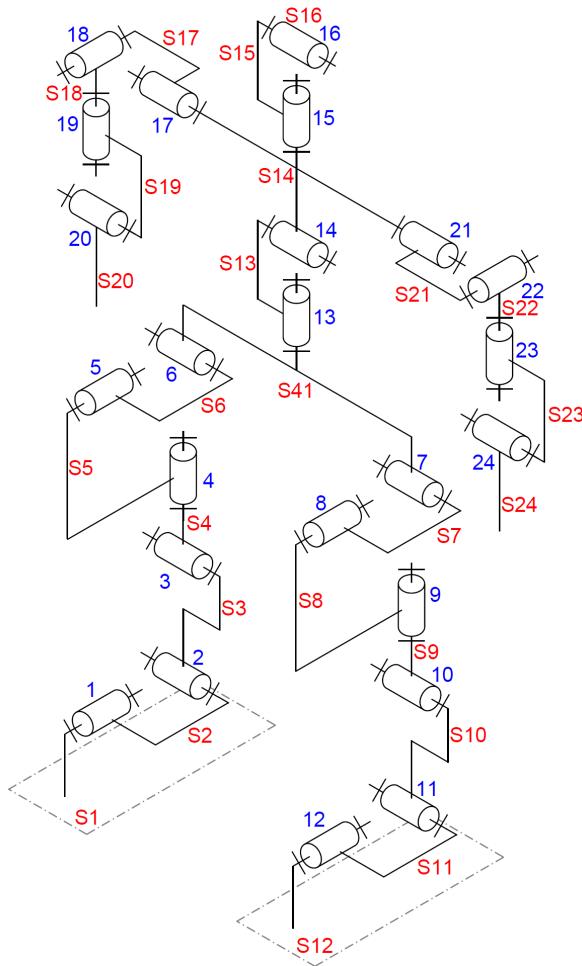


Figure 61: Numérotation des segments du robot

Les matrices de transformation du repère terrestre vers les extrémités des chaînes sérielles se calculent de la façon suivante (Figure 61) :

Pour la jambe droite :

$$P_{0 \rightarrow 1} = P_{0 \rightarrow 41} P_{41 \rightarrow 6} P_{6 \rightarrow 5} P_{5 \rightarrow 4} P_{4 \rightarrow 3} P_{3 \rightarrow 2} P_{2 \rightarrow 1} \quad (21)$$

Pour la jambe gauche :

$$P_{0 \rightarrow 12} = P_{0 \rightarrow 41} P_{41 \rightarrow 7} P_{7 \rightarrow 8} P_{8 \rightarrow 9} P_{9 \rightarrow 10} P_{10 \rightarrow 11} P_{11 \rightarrow 12} \quad (22)$$

Pour la tête :

$$P_{0 \rightarrow 16} = P_{0 \rightarrow 41} P_{41 \rightarrow 13} P_{13 \rightarrow 14} P_{14 \rightarrow 15} P_{15 \rightarrow 16} \quad (23)$$

Pour le bras droit :

$$P_{0 \rightarrow 20} = P_{0 \rightarrow 41} P_{41 \rightarrow 17} P_{17 \rightarrow 18} P_{18 \rightarrow 19} P_{19 \rightarrow 20} \quad (24)$$

Pour le bras gauche :

$$P_{0 \rightarrow 24} = P_{0 \rightarrow 41} P_{41 \rightarrow 21} P_{21 \rightarrow 22} P_{22 \rightarrow 23} P_{23 \rightarrow 24} \quad (25)$$

6.2.3. Les matrices d'inerties

Une première étape dans le calcul des équations dynamiques consiste en la définition des données inertielles des segments. La méthode décrite ici regroupe l'ensemble des composantes d'inertie d'un segment dans une matrice qu'on appelle Tenseur d'Inertie Généralisé [Fay89].

Soit $J_{i(R_i)}$ le tenseur d'inertie du segment i du robot exprimé dans le repère R_i , calculé à l'origine de ce repère. Dans le cas des robots humanoïdes, cette matrice complète est donnée par le constructeur qui l'a calculée soit à partir des données de conception (CAO) du robot, soit à partir de résultats d'identification. Concernant la modélisation dynamique du corps humain, les tables anthropométriques proposées par De Leva [DeL96] définissent, à partir de la taille et de la masse totale du sujet, les données inertielles de chaque segment : sa masse, la position de son CDM et trois rayons de giration qui permettent de calculer ses moments principaux d'inertie.

De façon générale, la matrice d'inertie du solide i dans le repère R_i exprimé au point O_i s'écrit sous la forme :

$$J_{i(O_i, R_i)} = \begin{pmatrix} A & -F & -E \\ -F & B & -D \\ -E & -D & C \end{pmatrix}_{O_i, R_i} \quad (26)$$

Soit $K_{i(O_i, R_i)}$ la matrice de Poinsot, son expression est démontrée par Vallée [Val99]

:

$$K_{i(O_i, R_i)} = \frac{tr(J_{i(O_i, R_i)})}{2} I - J_{i(O_i, R_i)} \quad (27)$$

$$K_{i(O_i, R_i)} = \begin{pmatrix} \frac{-A+B+C}{2} & F & E \\ F & \frac{-B+A+C}{2} & D \\ E & D & \frac{-C+A+B}{2} \end{pmatrix}_{O_i, R_i} \quad (28)$$

Il est alors possible d'introduire la notion de tenseur d'inertie généralisé :

$$G_{i(O_i, R_i)} = \begin{pmatrix} K_{i(O_i, R_i)} & m\overrightarrow{OG_i} \\ m\overrightarrow{OG_i}^T & m \end{pmatrix}_{O_i, R_i} \quad (29)$$

Il est nécessaire de changer de base pour exprimer cette matrice dans le repère R_0 . On peut montrer que le changement de base du tenseur d'inertie généralisé s'écrit de la manière suivante :

$$G_{i(O, R_0)} = P_{0 \rightarrow i} G_{i(O_i, R_i)} {P_{0 \rightarrow i}}^T \quad (30)$$

$$G_{i(O, R_0)} = \begin{pmatrix} R_{i/R_0} & \overrightarrow{OO_i} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}_{R_0} \begin{pmatrix} K_{i(O_i, R_i)} & m\overrightarrow{OG_i} \\ m\overrightarrow{OG_i}^T & m \end{pmatrix}_{R_i} \begin{pmatrix} {R_{i/R_0}}^T & 0 \\ \overrightarrow{OO_i}^T & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}_{R_0} \quad (31)$$

$$G_{i(R_0)} = \begin{pmatrix} K_{i(O, R_0)} & m\overrightarrow{OG_i} \\ m\overrightarrow{OG_i}^T & m \end{pmatrix}_{R_0} \quad (32)$$

On obtient bien le tenseur d'inertie généralisé exprimé dans la base liée au repère terrestre R_0 . Ce tenseur est composé de la matrice de Poinsot ($K_{i(O,R_0)}$) du solide i exprimé dans la base R_0 au point O, ainsi que du vecteur position ($\overrightarrow{OG_i}$) du centre de masse du solide i exprimé dans la base R_0 .

6.2.4. Principe fondamental de la dynamique

Il est nécessaire, pour établir l'équation matricielle du principe fondamental de la dynamique, de calculer la double dérivée des matrices de transformation des segments par rapport au temps. Lors de l'application du modèle dynamique direct, les angles q_n ainsi que leur dérivée et double dérivée seront connus. Les équations du principe fondamental de la dynamique (PFD) calculent les actions mécaniques extérieures et intérieures qui en découlent. Soit H_{i/R_0} la matrice des accélérations du solide i par rapport au repère terrestre. Elle est définie de la façon suivante [Leg96a] [Leg96b] :

$$H_{i/R_0} = \ddot{P}_{0 \rightarrow i} P_{0 \rightarrow i}^{-1} - H_{\text{gravité}} \quad (33)$$

Or la double dérivée $\ddot{P}_{0 \rightarrow i}$ des matrices de passage du repère terrestre au repère du solide i est calculée pour ses seize composantes de la manière suivante :

Pour j et k les indices de la matrice de passage, variant de 1 à 4 :

$$\frac{\partial P_{0 \rightarrow i}(j, k)}{\partial t} = \sum_{n=1}^{ddl} \frac{\partial P_{0 \rightarrow i}(j, k)}{\partial q_n} \dot{q}_n \quad (34)$$

$$\frac{\partial^2 P_{0 \rightarrow i}(j, k)}{\partial t^2} = \sum_{n=1}^{ddl} \left(\frac{\partial P_{0 \rightarrow i}(j, k)}{\partial q_n} \ddot{q}_n + \frac{\partial^2 P_{0 \rightarrow i}(j, k)}{\partial q_n^2} \dot{q}_n^2 \right) \quad (35)$$

De plus, avec l'axe z vertical ascendant :

$$H_{\text{gravité}} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -g \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}_{R_0} \quad (36)$$

Le principe fondamental de la dynamique appliquée au système composé de l'ensemble des n solides du robot s'écrit de la façon suivante [Leg96a] :

$$\sum_{i=1}^n \left(H_{i/R_0} G_{i(O,R_0)} - G_{i(O,R_0)} H_{i/R_0}^T \right) = \begin{bmatrix} 0 & -C_z & C_y & F_x \\ C_z & 0 & -C_x & F_y \\ -C_y & C_x & 0 & F_z \\ -F_x & -F_y & -F_z & 0 \end{bmatrix}_{R_0} \quad (37)$$

Avec $\tau_{Sol \rightarrow i}$ le torseur des actions mécaniques du sol sur le solide i défini de la façon suivante :

$$\tau_{Sol \rightarrow i} = \begin{Bmatrix} F_x & C_x \\ F_y & C_y \\ F_z & C_z \end{Bmatrix}_{O,R_0} \quad (38)$$

La programmation de l'ensemble de ces étapes a été réalisée à l'aide d'un logiciel de calcul formel. Il permet d'obtenir, pour un robot donné, les efforts de contact au sol en fonction des angles articulaires, de leurs dérivées premières et secondes (q_i , \dot{q}_i , \ddot{q}_i), et de la position et orientation du repère « racine » du robot qui est dans notre cas le bassin.

6.3. Calcul du ZMP

A partir de ces efforts de contact, il est possible de calculer le ZMP global du robot. D'après la définition précédemment citée (12)(13), les coordonnées du ZMP dans le repère R_0 sont les suivantes :

$$\begin{cases} x_{Zmp} = \frac{-C_y}{F_z} \\ y_{Zmp} = \frac{C_x}{F_z} \end{cases}$$

Ainsi, l'expression littérale des coordonnées de la position du ZMP est connue. Notons qu'elle est cependant instable lorsque F_z tend vers zéro. De la même façon, lors de la mesure par les plateformes des efforts de contact au sol du sujet humain, la position du centre de pression peut devenir instable. Ce cas peut arriver lorsque le robot est proche du décollage (saut ou course). Pour les résultats présentés dans

ces travaux, les marches dynamiques n'engendent pas de pertes totales de contact au sol.

Conclusion

Dans ce chapitre, les critères d'équilibre quasistatique et dynamique des robots humanoïdes ont été présentés. Il est nécessaire, pour assurer le respect de l'équilibre lors du mouvement du robot, de calculer la trajectoire du ZMP au sol à partir des angles articulaires et de leurs dérivées. Ainsi, une méthode de programmation du modèle dynamique du robot est proposée à partir de l'utilisation des matrices homogènes et du tenseur des inerties généralisées [Fay89] comme décrit par Legnani [Leg96a]. En isolant l'ensemble des solides qui composent le robot, et en appliquant le principe fondamental de la dynamique à ce système, les efforts de contact au sol sont déterminés ainsi que la position du ZMP.

Il est possible de rendre l'algorithme du calcul dynamique encore plus rapide en remplaçant la dérivation des matrices de transformation par des opérations matricielles [San07]. L'axe instantané de rotation et le déplacement instantané du solide considéré par rapport à chaque degré de liberté sont utilisés pour transformer la dérivation en opération matricielle. Par contre, Sandel [San07], résout le problème dynamique avec un formalisme de Lagrange. Néanmoins, il semble que la dérivation formelle associée au formalisme de Newton-Euler, utilisée dans ces travaux permet tout de même une implémentation rapide et un temps de calcul très raisonnable par rapport aux objectifs fixés.

Chapitre 7

7. Définition des trajectoires des pieds et du ZMP de référence

Sommaire

7.1. Définition des phases et sous-phases de marche	123
7.2. Trajectoires de référence des pieds	125
7.3. Trajectoires de référence du ZMP	128
Conclusion	131

7.1. Définition des phases et sous-phases de marche

Comme décrit précédemment, l'analyse de la locomotion humaine décompose le mouvement de marche en différentes phases. Ces phases sont définies à partir des instants de modification des contacts au sol ; ainsi une marche bipède est composée d'une succession de phases de doubles appuis et de simple appui. Nous décomposerons donc la marche générée pour les robots humanoïdes de la même manière.

Au niveau des contacts au sol des robots humanoïdes, nous imposons comme contrainte forte, d'avoir toujours au moins un pied à plat sur le sol. Les semelles sont considérées comme plates et indéformables et les pieds ne sont pas composés d'orteils actifs ou passifs. Ces caractéristiques physiques de la plupart des robots humanoïdes expliquent en partie la difficulté à reproduire fidèlement le mouvement humain. Lors d'une marche dynamique, le sujet humain est uniquement en appui sur les orteils de son pied arrière à la fin d'un simple appui. Avec des semelles rigides non munies d'orteils, le robot devrait, pour reproduire cette situation, être uniquement sur l'arrêté avant de son pied arrière. Ce n'est pas envisageable considérant les capacités motrices et sensorielles des robots humanoïdes actuels. Un compromis expérimenté et validé grâce au logiciel de simulation OPENHRP, est d'utiliser le support des arrêtes avant (orteils) et arrière (talon) uniquement lors des phases de

doubles appuis. Ce choix rapproche le mouvement de marche de celui de l'humain et autorise des pas plus grands pour les robots [Sel06]. A partir de ce choix, les phases de doubles appuis du robot peuvent être divisées en 3 sous phases (Figure 62, Figure 65) :

- la rotation du pied avant autour de son talon juste à la suite de l'impact du pied (t1 à t2),
- une période pendant laquelle les deux pieds sont à plats sur le sol (t2 à t3),
- puis, à la fin du double appui, le pied arrière tourne autour de son arête avant juste avant le décollage complet du pied (t3 à t4).

Les instants caractéristiques qui définissent les phases et sous-phases de la marche générée pour les robots bipèdes sont les suivants (Figure 62) :

- t1 : Contact initial du pied avant avec le sol au niveau du talon
- t2 : Fin de la rotation du pied par rapport à son talon, les deux pieds sont à plats
- t3 : Début de la rotation du pied arrière par rapport à son arête avant.
- t4 : Décollage du pied, début du simple appui
- t5 : Altitude maximum du talon
- t6 : Altitude maximum des orteils
- t7 : Impact du pied avant sur le sol : fin du simple appui

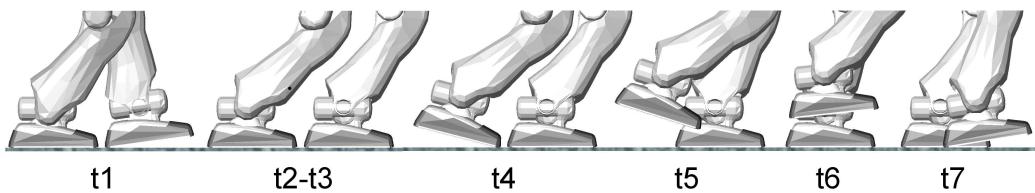


Figure 62 : Définition des phases et sous-phases des contacts au sol

Dans une première approche, le robot essaie de reproduire le mouvement humain capturé à la même allure. C'est-à-dire que le robot a un temps total d'exécution égal à celui de l'homme. Nous verrons par la suite que, pour des cas de marche dynamique, il est difficile de respecter cette contrainte temporelle. Le robot, dans ce cas, ne pourra que reproduire le mouvement plus lentement en essayant de respecter le rapport entre les phases de simple et double appuis.

Ainsi, en considérant un rapport de vitesse d'exécution entre le sujet humain et le robot, et en connaissant les instants de contact des pieds du sujet, il est possible de déterminer les instants t1, t4 et t7 pour chacun des pas du mouvement.

Il reste à choisir les instants t2, t3, t5 et t6 en fonction des repères temporels connus. Ces évènements sont dans un premier temps définis de façon arbitraire. Les instants

t_2 et t_3 divisent les phases de doubles appuis en trois sous-phases de mêmes durées. Les durées de t_1 à t_2 sont limitées à un tiers du simple appui précédent. Les durées de t_3 à t_4 sont limitées à un tiers du simple appui suivant. Cette restriction est nécessaire pour les phases longues de doubles appuis, par exemple, lors d'un arrêt, d'une attente et d'un redémarrage. On pourrait aussi imaginer de tout simplement limiter arbitrairement ces durées. Les instants t_5 et t_6 sont aussi choisis pour diviser la phase de simple appui en trois durées égales. Ces deux paramètres sont déterminants pour la trajectoire de levée du pied en oscillation ainsi que pour la position de ce pied lors de l'impact avec le sol.

7.2. Trajectoires de référence des pieds

A partir des instants t_1 à t_7 définis précédemment, des trajectoires de référence des pieds sont générés pour permettre au robot d'imiter la marche humaine capturée. Pour cela, des données géométriques sont enregistrées provenant des postures du robot non corrigées (Figure 56). Ces postures non compatibles avec les contacts au sol, répliquent celles qui ont été capturées sur le sujet humain à partir des angles intersegmentaires humains.

Le pied, qui n'est pas en phase oscillante lors de ce pas, a son extrémité arrière interne considérée comme fixe par rapport au repère terrestre. L'orientation du robot est définie par son bassin reproduisant l'orientation de celui de l'humain. A partir de ce mouvement non corrigé, les paramètres suivants vont être extraits (Figure 63) : le pied d'appui du pas considéré est noté PA tandis que le pied en oscillation est noté PB.

- t_1 : La position d'origine des extrémités arrières internes des pieds (PAx_1, PAy_1 et PBx_1, PBy_1), orientation des pieds suivant l'axe vertical (PAa_1, PBa_1), et altitude des orteils du pied d'appui (PAz_1)
- t_2-t_3 : Pas de paramètres supplémentaires
- t_4 : L'altitude du talon au début du simple appui (PBz_4)
- t_5 : L'altitude maximum du talon lors de la phase de balancement (PBz_5)
- t_6 : L'altitude maximum des orteils lors de la phase de balancement (PBz_6)
- t_7 : L'altitude des orteils lors de l'impact du talon (PBz_7). La position finale de l'extrémité arrière interne du pied en balance (PBx_7, PBy_7), et l'orientation des pieds suivant l'axe vertical (PAa_7, PBa_7),

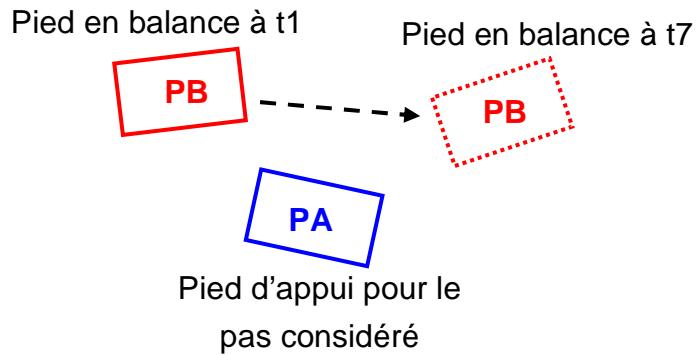


Figure 63 : Schéma général de définition d'un pas de référence pour le robot (vue de dessus)

Entre ces instants caractéristiques, les trajectoires des points de la semelle sont définies par des polynômes d'ordre 6 afin de raccorder en position, vitesse et accélération en début et fin de phase. La fonction « poly6 » créée génère chaque composante en fonction du temps ; elle est appelée de cette façon générale :

$$\mathbf{x}_{1-2} = \text{poly6}(t_1, t_2, x_1, x_2, \dot{x}_1, \dot{x}_2, \ddot{x}_1, \ddot{x}_2)$$

t_1 et t_2 étant les pas de temps de début et de fin de la phase. \mathbf{x}_{1-2} est un vecteur de dimension égale à t_2-t_1+1 contenant l'ensemble des valeurs prises entre t_1 et t_2 de la variable x . Les valeurs scalaires $(x_1, x_2, \dot{x}_1, \dot{x}_2, \ddot{x}_1, \ddot{x}_2)$ représentent les conditions aux limites assurant la continuité en position, vitesse, accélération, de la trajectoire.

Dans un premier temps les composantes verticales sont définies au cours du temps pour chacune des extrémités de la semelle du robot. Le mouvement de roulis des pieds est tout d'abord interdit, ce qui signifie que l'orteil interne aura toujours la même altitude que l'orteil externe. On remarque d'après la Figure 44 que ce n'est pas le cas pour l'humain. Au début de l'oscillation l'orteil externe s'élève plus rapidement et finalement lors de l'impact l'orteil interne est plus haut que l'orteil externe. Ce phénomène est difficile à reproduire par le robot humanoïde qui a des pieds rigides, il doit utiliser des arêtes droites pour poser et faire pivoter son pied. La Figure 64 présente un exemple de définition des positions verticales des extrémités des semelles lors d'un seul pas. Le pas est divisé en six phases qui nécessitent cinq paramètres d'altitude pour être générées : PAz1, PBz4, PBz5, PBz6, PBz7.

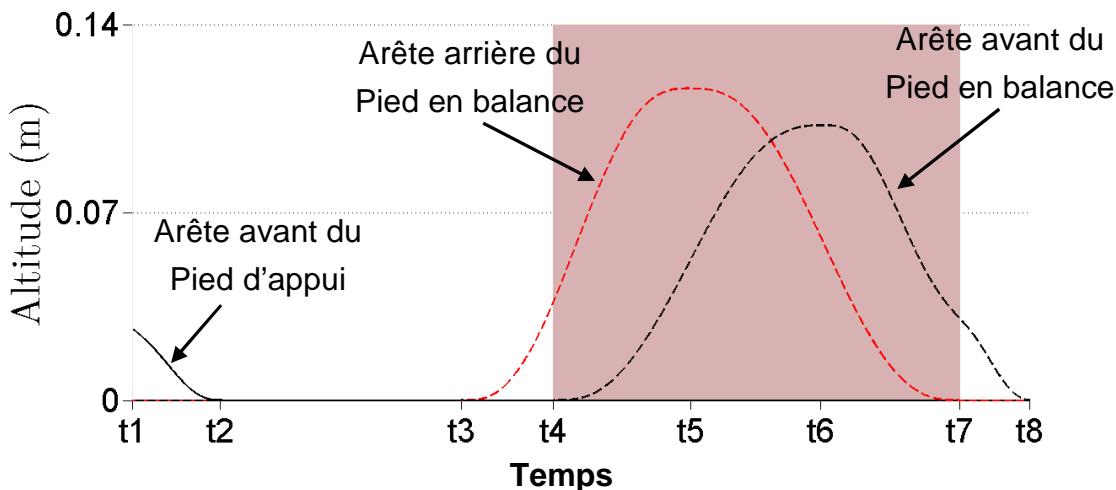
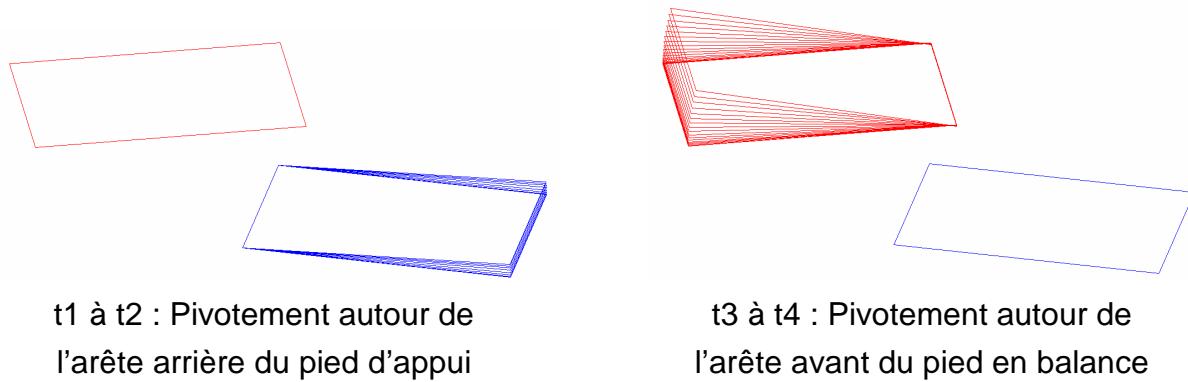


Figure 64 : Exemple de la définition des positions verticales des pieds lors d'un pas

Une fois les altitudes définies, les composantes horizontales doivent être générées. Deux phases sont spéciales (Figure 65) car elles dépendent des altitudes définies précédemment. En effet, de t_1 à t_2 , le pied avant tourne autour de l'arête du talon (arête arrière), on impose à l'arête en contact avec le sol d'être immobile par rapport à celui-ci. Ainsi, les composantes horizontales des orteils dépendent à la fois de l'évolution de la composante verticale et de l'orientation du pied suivant la verticale. De même, de t_3 à t_4 , le pied qui décolle, tourne tout d'abord autour de son arête avant.



t_1 à t_2 : Pivotement autour de l'arête arrière du pied d'appui

t_3 à t_4 : Pivotement autour de l'arête avant du pied en balance

Figure 65 : Les deux phases pour lesquelles les composantes horizontales des arrêtes en mouvement dépendent de leurs positions verticales. Durant ces phases, une des arrêtes (arrière ou avant) reste fixe par rapport au repère terrestre

Par contre, le pied en balance, lors de son vol passe, de la position t_4 vers la position t_7 , grâce à des polynômes de degré 6 indépendants sur chacune de ses composantes horizontales. La Figure 66 montre un exemple de définition des trajectoires des pieds à partir de cette méthode. La Figure 67 compare les positions

longitudinales des pieds du sujet humain à celles générées pour le robot. L'allure générale des trajectoires des pieds est bien reproduite par ce processus.

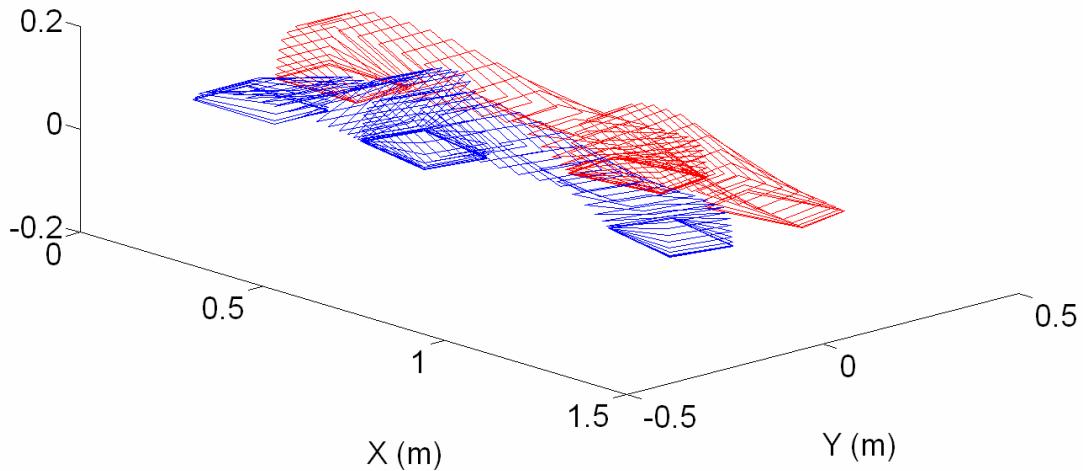


Figure 66: Exemple tridimensionnel de trajectoires de référence des pieds du robot

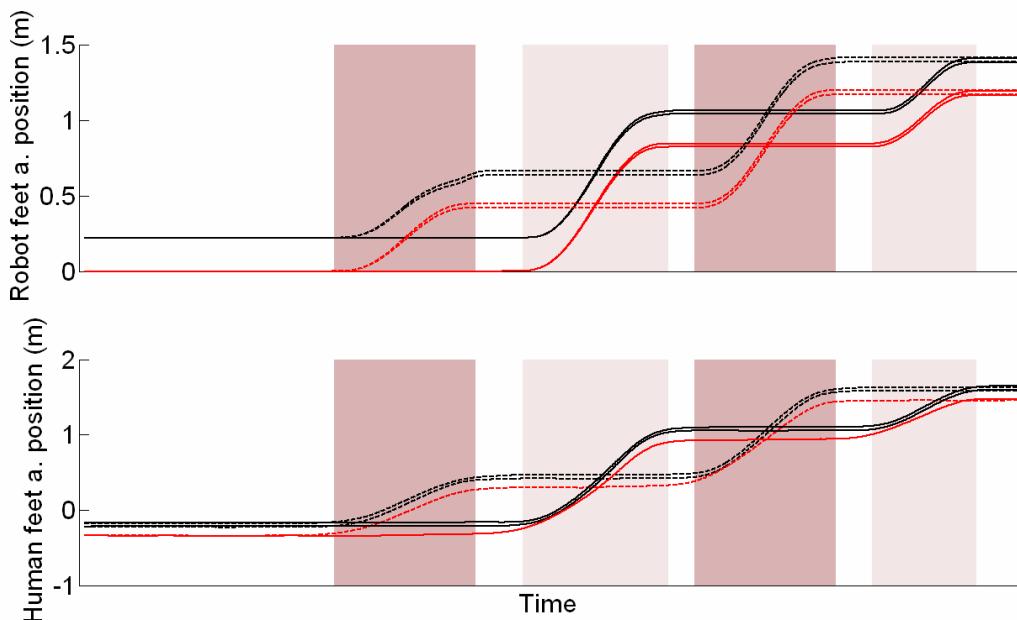


Figure 67 : Comparaison entre les trajectoires dans l'axe de marche des pieds humains et ceux du robot

7.3. Trajectoires de référence du ZMP

7.3.1. Pourquoi une référence pour le ZMP ?

Une fois les trajectoires de référence des pieds établies, il est nécessaire de définir une trajectoire de référence pour le ZMP. Comme nous l'avons vu précédemment le

critère du ZMP est appliqué pour assurer l'équilibre du robot. La trajectoire de celui-ci permet le calcul des angles articulaires assurant l'équilibre dynamique du robot. Il permettra aussi l'utilisation d'un stabilisateur implanté sur le robot HRP-2, lors de l'exécution réelle ou de la simulation du mouvement par le robot.

Le robot HRP-2 est doté d'un dispositif qui corrige les erreurs de positionnement du ZMP mesurées par les capteurs d'effort aux pieds. Ce stabilisateur assure un meilleur équilibre du robot malgré les perturbations extérieures ou les erreurs de positionnement.

La trajectoire de référence du ZMP permet de définir, à partir des travaux de thèse de M. Antoine EON, la trajectoire de référence du Centre de Masse correspondant (Figure 68). Pour cela le robot est modélisé par un pendule inversé, associé à un modèle de commande prédictive, comme le proposent Kajita et al. [Kaj03]. Une correction est ensuite apportée à cette trajectoire de référence du CdM du robot, à partir d'un modèle dynamique multi-corps. Ainsi, on obtient une référence du CdM qui permet de retrouver, lors de l'exécution du mouvement, le ZMP sur sa référence initialement définie.

C'est cette trajectoire du CdM qui sera utilisée, associée aux trajectoires des pieds, pour déterminer les angles articulaires durant la marche du robot.

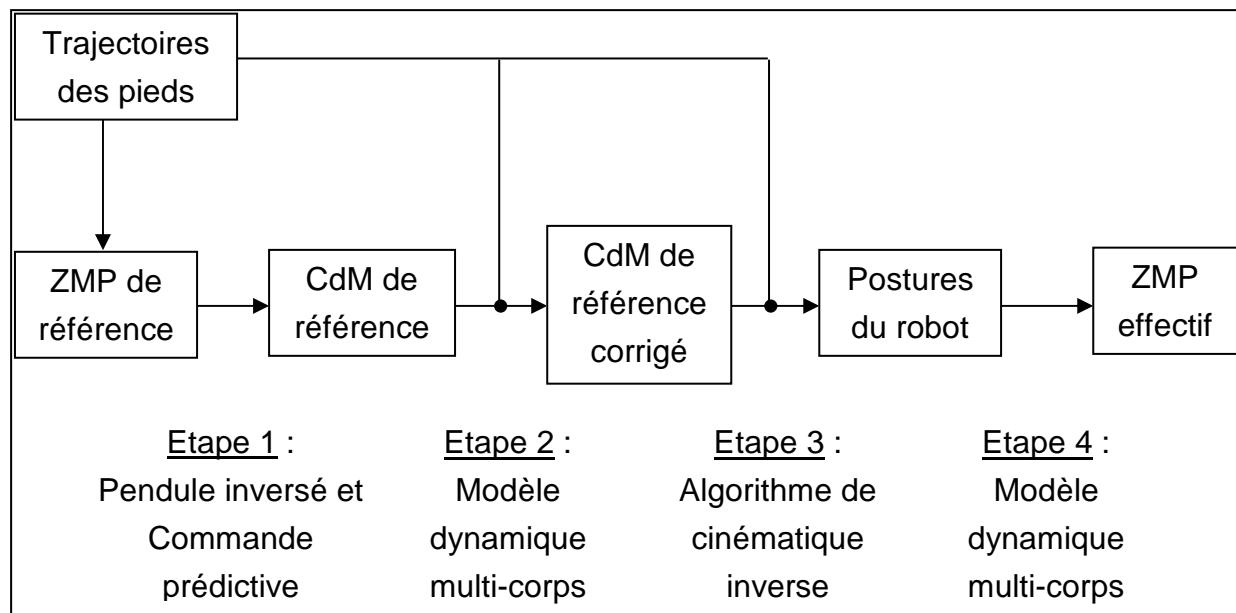


Figure 68: Processus d'obtention des configurations successives du robot en fonction de la trajectoire du ZMP de référence. Les étapes 1 et 2 sont réalisées grâce aux travaux de thèse de M. Antoine Eon. Elles ne sont pas détaillées dans ce manuscrit. Si le ZMP effectif est en dehors du polygone de sustentation alors le mouvement doit être ralenti.

7.3.2. Position du ZMP biomimétique ?

Comme nous l'avons mentionné précédemment le ZMP peut être considéré comme étant le CdP. Ainsi il est possible de comparer les trajectoires de référence du ZMP des robots humanoïdes à celui de l'humain. Pour des cas de marche assez simple, il est possible d'avoir le CdP global sur plusieurs pas. Par contre, pour une marche plus complexe avec un champ d'acquisition important, le nombre de plateformes de forces nécessaire devient trop grand. Notre méthode de transposition automatisée ne prendra donc pas en compte le positionnement du CdP du sujet humain lors de son déplacement.

Cependant, des caractéristiques se dégagent de l'analyse du déplacement du CdP durant une marche en ligne droite. D'après ce déplacement, une trajectoire de référence type lors de la marche vers l'avant pourrait être la progression le long du pied en simple appui et la progression en ligne droite du pied arrière vers le pied avant en double appui. Ce type de référence pour le ZMP est envisageable, cependant après plusieurs essais sur le logiciel de simulation OPENHRP (même en activant le stabilisateur du robot) il apparaît que la progression du ZMP lors de la phase de simple appui engendre des chutes en début ou fin de ces phases. Les concepteurs du robot HRP-2 utilisent des trajectoires de référence du ZMP plus simples mais assurant plus de stabilité du robot. Le ZMP reste immobile pendant les phases de simple appui (Figure 69). La meilleure position est à l'aplomb de l'articulation de la cheville pour limiter les couples à exercer sur la cheville. Notons que si le ZMP reste réellement à l'aplomb de la cheville pendant les phases de simple appui, alors les couples moteurs des deux articulations de la cheville sont quasi-nuls (Uniquement les efforts tangentiels engendrent un couple). En situation réelle ou en simulation avec un modèle de contact pied/sol, les couples peuvent être plus importants car le ZMP ne suit pas exactement le ZMP de référence.

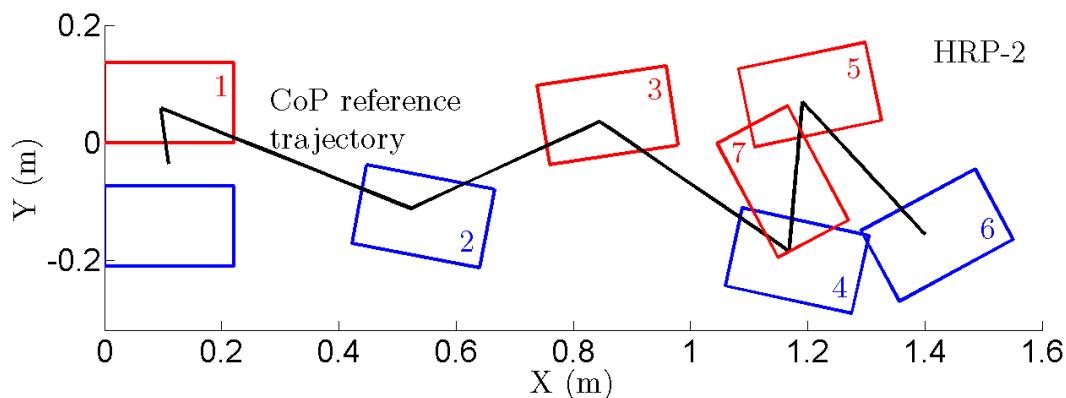


Figure 69 : Trajectoire de référence du ZMP

Une fois que les angles articulaires sont calculés, il est important de vérifier que le ZMP calculé par le modèle dynamique multicorps ne soit pas trop éloigné de sa référence. Si celui-ci dépasse le polygone de sustentation, alors l'équilibre du robot n'est pas respecté. Une marge de sécurité pourrait être définie pour que le ZMP ne soit pas trop près des limites du polygone de sustentation. Pour notre étude, nous vérifierons simplement que l'écart à la référence ne soit pas supérieure à une valeur définie, dépendant des dimensions des pieds du robot.

Conclusion

Ce chapitre a décrit une partie essentielle du processus de transposition de l'humain vers le robot. Ce sont les trajectoires des pieds et du CdM du robot qui vont définir ses postures au cours de l'exécution du mouvement.

Il doit poser ses pieds sur le sol en minimisant les impacts (vitesse et accélération verticale tendant vers zéro) et suivre une séquence de mouvements définis. La phase de double appui est composée de deux phases de rotation autour des arêtes des pieds. Cette caractéristique améliore grandement la capacité de reproduction du mouvement humain par le robot. De plus, les trajectoires des pieds sont générées à partir des données du mouvement humain capturé. Elles reproduisent les longueurs de pas et les hauteurs de levée de pied à l'échelle du robot. Les empreintes de pas du robot reproduisent fidèlement celles du sujet humain, malgré les différences de dimensions.

Le ZMP de référence, défini à partir des empreintes de pas du robot, doit être suivi par le robot pour assurer son équilibre. On ne peut pas établir facilement un modèle inverse qui détermine les coordonnées articulaires en fonction de la position du ZMP. En effet, celui-ci dépend aussi des dérivées premières et secondes de ces angles. C'est pourquoi une trajectoire de référence du CdM (Figure 68) est calculée à partir des travaux de thèse de M. Antoine Eon. Ensuite l'algorithme de cinématique inverse, défini au chapitre 9, détermine les configurations du robot respectant la position du CdM et des pieds à chaque instant. Finalement, la simulation dynamique multi-corps permet de vérifier si la trajectoire de référence du ZMP est correctement suivie. Si l'erreur est trop grande, alors le robot risque de chuter lors de l'exécution du mouvement.

La définition des trajectoires de référence est automatisée, cependant il est possible de modifier facilement de nombreux paramètres spatiaux temporels pour modifier la marche exécutée par le robot. Cette méthode a permis aussi de générer des trajectoires de référence pour des humains virtuels de différentes tailles et masses dans un objectif de prédimensionnement de robots humanoïdes.

Chapitre 8

8. Evitement de collisions

Sommaire

8.1.	Limites des trajectoires de référence des pieds	133
8.2.	Développement d'une stratégie dédiée	134
8.3.	Autres méthodes envisageables et auto-collision	138
	Conclusion	139

8.1. Limites des trajectoires de référence des pieds

Plusieurs trajectoires de marche en ligne droite ont été testées pour plusieurs robots réels ou virtuels. La génération des trajectoires de référence des pieds entraîne parfois des collisions entre les pieds. Ce phénomène apparaît clairement dans le cas de l'imitation d'une marche en slalom (Figure 70 et Figure 71).

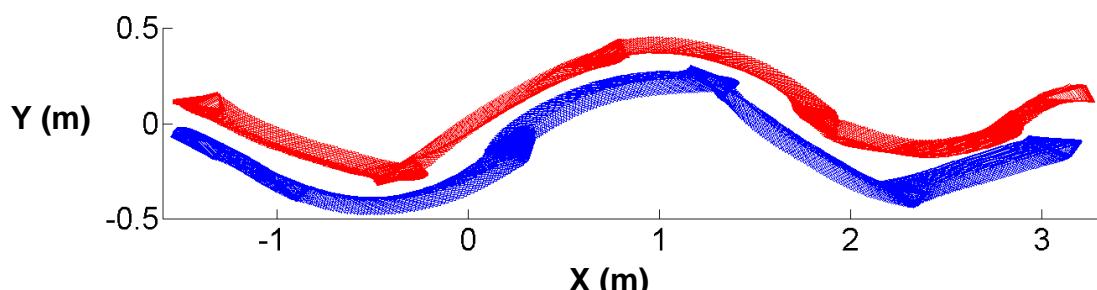


Figure 70 : Kinogramme des pieds humain lors d'un slalom (pied gauche en rouge, pied droit en bleu)

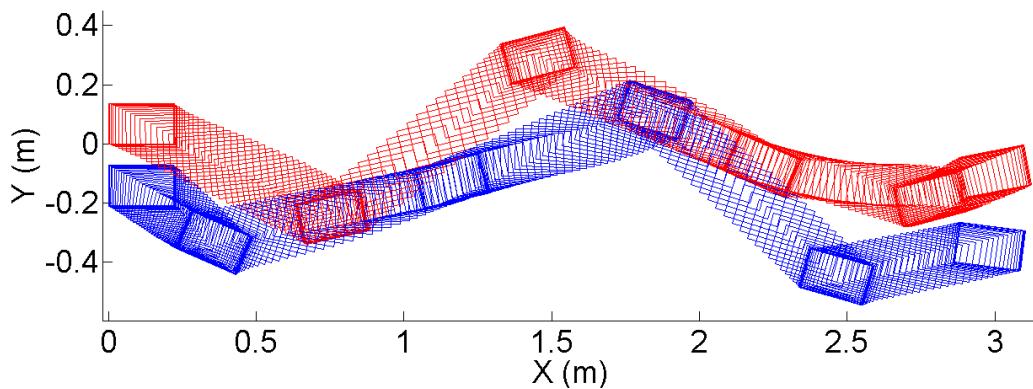


Figure 71 : Kinogramme des pieds du robot lors d'un slalom, sans évitement de collision (pied gauche en rouge, pied droit en bleu)

Lors des phases de simple appui le pied en oscillation doit contourner le pied au sol (Figure 70). Il est donc nécessaire de modifier les trajectoires de référence des pieds pour respecter la contrainte de non-collision.

Cette procédure revient à une planification de trajectoire des pieds lors des phases de simple appui. Nous nous orientons, non pas vers une optimisation locale ou globale de ces trajectoires, mais vers une approche géométrique afin de ne pas augmenter le temps de calcul de l'algorithme complet. La stratégie choisie est donc une stratégie dédiée au problème de la marche bipédique.

8.2. Développement d'une stratégie dédiée

Les données d'entrée du problème de l'évitement de collision sont les traces de pas du robot c'est-à-dire la position de ses pieds en appui au sol. Grâce à la méthode de transposition du mouvement humain au robot expliquée précédemment, les traces de pas au sol du robot ressemblent très nettement à ceux de l'humain (Figure 72).

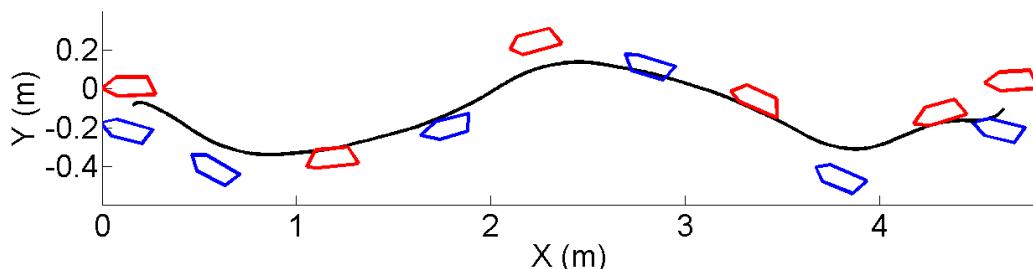


Figure 72 : Trace des pas des pieds du sujet humain lors du slalom (pied gauche en rouge, pied droit en bleu)

Il faut dans un premier temps déterminer pour chaque phase de simple appui s'il y a risque de collision entre les pieds. Ensuite une trajectoire du pied en balance, évitant le pied d'appui, doit être générée.

8.2.1. Détection du risque de collision des pieds

Nous nous intéressons à l'exemple d'un balancement du pied droit qui nécessite un contournement du pied gauche en appui sur le sol lors de cette phase (Figure 73). Pour déterminer si il y a un risque de collision et donc une nécessité de contournement, les points de départ A et d'arrivée B du pied droit sont utilisés. A la Figure 73, seul le cas du point du talon interne est présenté, mais la procédure est aussi effectuée pour les trois autres points du pied en oscillation.

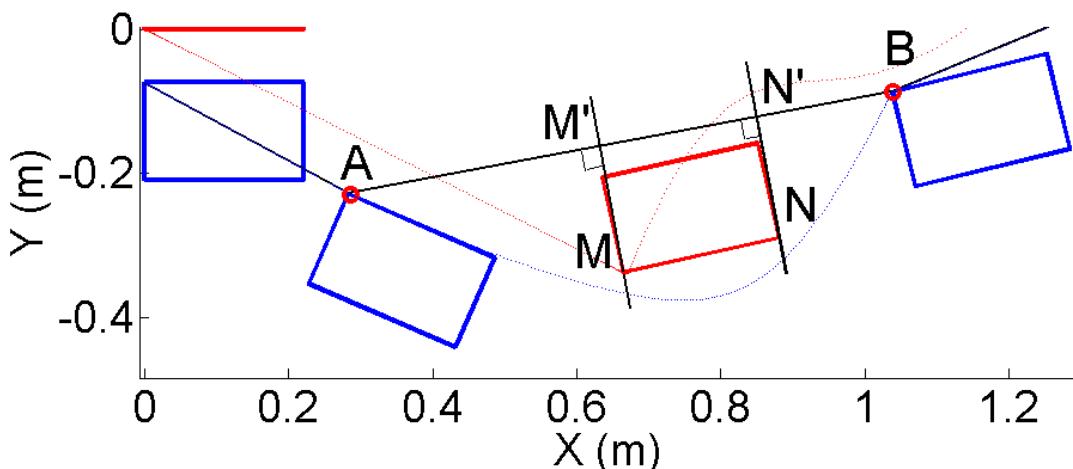


Figure 73 : Exemple de détection de risque de collision (pied gauche en rouge, pied droit en bleu)

La condition de risque de collision est la suivante : si les points M et N sont au dessus de la droite AB alors le pied droit peut progresser en ligne droite sans risque de collision ; si par contre ils sont en dessous de cette droite, alors la trajectoire ne peut pas être en ligne droite mais doit permettre de contourner ces deux points. Géométriquement, la condition peut s'écrire sous cette forme :

Si $(\vec{AB} \wedge \vec{AM})_z < 0$ et $(\vec{AB} \wedge \vec{AN})_z > 0$ alors contournement de M

Si $(\vec{AB} \wedge \vec{AM})_z > 0$ et $(\vec{AB} \wedge \vec{AN})_z < 0$ alors contournement de N

Si $(\vec{AB} \wedge \vec{AM})_z < 0$ et $(\vec{AB} \wedge \vec{AN})_z < 0$ alors contournement de M et N

Si $(\vec{AB} \wedge \vec{AM})_z > 0$ et $(\vec{AB} \wedge \vec{AN})_z > 0$ alors pas de contournement

Dans notre cas nous utilisons une condition faisant intervenir une marge de sécurité. Il est nécessaire de déterminer les distances et les orientations des vecteurs $\overrightarrow{M'M}$ et $\overrightarrow{N'N}$.

$$\text{Si } \pm \left\| \overrightarrow{MM'} \right\| = \left(\frac{\overrightarrow{AB}}{\left\| \overrightarrow{AB} \right\|} \wedge \overrightarrow{AM} \right) z < MARGE \text{ alors contournement de M}$$

Lorsqu'il y a une nécessité de contournement en M alors la distance AM' est enregistrée ainsi que la distance $M'M$, de même pour le contournement de N.

8.2.2. Génération de la trajectoire

A partir de cet algorithme de prévision de détection de collision, si les points M et N sont à contourner alors les points A', C, D et B' sont calculés. C et D sont calculés tels que :

$$\overrightarrow{AC} = \overrightarrow{AM'} + \overrightarrow{M'M} + MARGE \frac{\overrightarrow{M'M'}}{\left\| \overrightarrow{MM'} \right\|} \quad (39)$$

$$\overrightarrow{AD} = \overrightarrow{AN'} + \overrightarrow{N'N} + MARGE \frac{\overrightarrow{N'N}}{\left\| \overrightarrow{NN'} \right\|} \quad (40)$$

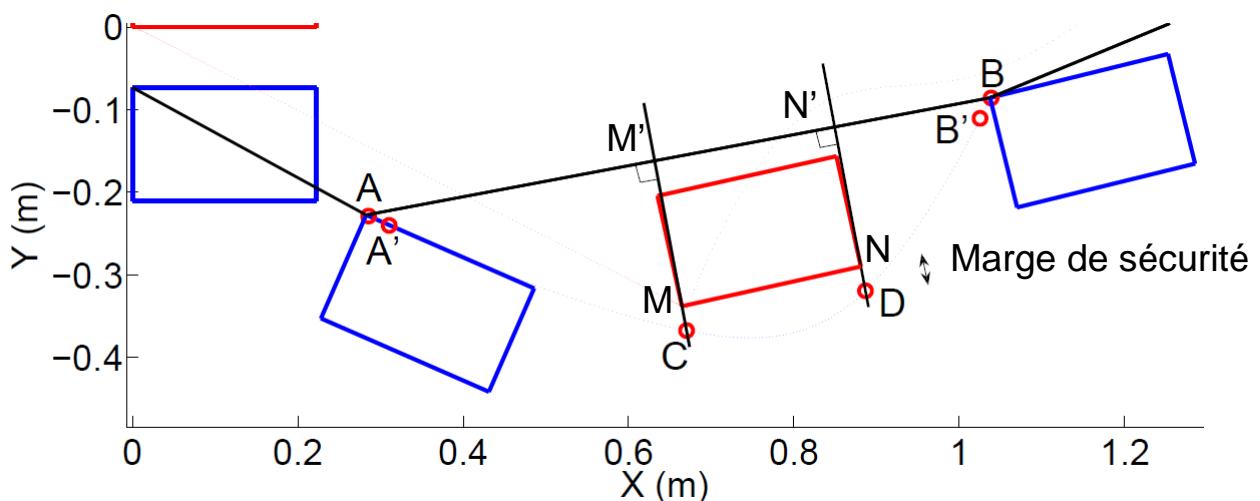


Figure 74 : Points de contrôle pour le contournement du pied d'appui

La trajectoire du point arrière interne du pied droit est construite passant par les points A, A', C, D, B' et B (Figure 74) pour assurer le bon contournement du pied

d'appui. Les points A' et B' assurent la continuité en vitesse, avant et après le simple appui. Pour le talon, la vitesse et l'accélération à l'arrivée au contact du sol B sont imposées comme nulles tandis qu'au point A la vitesse et l'accélération sont non nulles puisque le talon a déjà commencé son élévation. Le point A' correspond à la position au pas de temps suivant du point A. Le point B' correspond à la position au pas de temps précédent du point B.

$$x_{A'} = x_A + \frac{dx}{dt} \Delta t \quad (41)$$

$$y_{A'} = y_A + \frac{dy}{dt} \Delta t \quad (42)$$

Une fois les quatre points supplémentaires enregistrés, une spline cubique est calculée passant par les points A, A', C, D, B', B (Figure 75). Une autre possibilité serait d'utiliser un polynôme d'ordre 8 permettant d'imposer position, vitesse et accélération en A et B (6 contraintes) puis d'imposer sa position en C et D. Les autres points du pied en oscillation sont déterminés à partir de l'évolution de l'orientation du pied qui est construite par un polynôme de d'ordre 6 partant de l'orientation initiale au début du simple appui vers l'orientation finale au contact initial avec des vitesses et accélérations nulles en début et fin de phase.

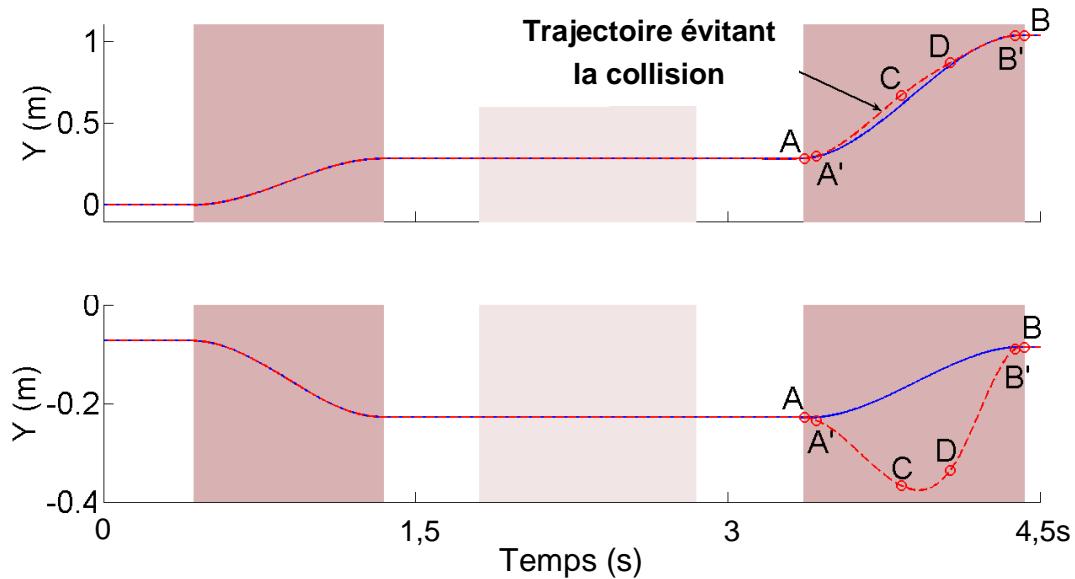


Figure 75 : Comparaison entre les trajectoires avec (rouge) ou sans (bleu) l'évitement de collision

Cette méthode fonctionne bien, elle permet de trouver des trajectoires évitant le pied en appui (Figure 76). Notons que suivant la configuration des pas, il est parfois

nécessaire d'éviter la collision avec le point interne avant du pied en oscillation plutôt qu'avec le point arrière interne. Ce phénomène est illustré par l'avant dernier simple appui du pied droit de la Figure 76. Dans cette phase avec le point arrière interne il n'y a pas de collision détectée mais avec le point avant interne un contournement est nécessaire. L'algorithme développé permet donc d'éviter les collisions autant de l'avant du pied en oscillation que de l'arrière.

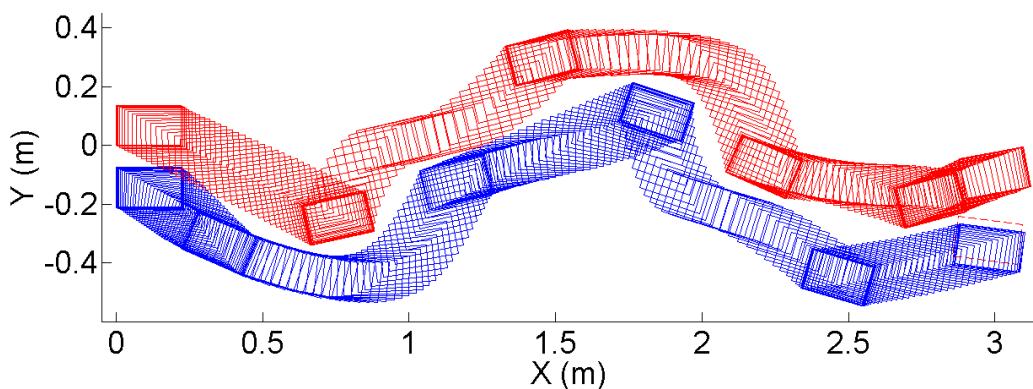


Figure 76 : Kinogramme des pieds du robot évitant les collisions

8.3. Autres méthodes envisageables et auto-collision

La méthode présentée permet uniquement d'éviter la collision entre les pieds. Elle n'assure pas la non-collision des jambes (tibia ou cuisse) du robot. On remarque cependant que les trajectoires de référence des pieds calculées associés aux contraintes de butées articulaires permettent dans la plupart des cas d'éviter l'auto-collision des jambes. Une autre condition à respecter est la non-pénétration des traces de pas sur le sol. Dans certains cas, des traces de pas successifs du robot peuvent se chevaucher ; dans ce cas, il faut les corriger. On ajoutera aussi à cette condition une marge de sécurité de positionnement entre les deux appuis. Si deux appuis successifs sont considérés comme trop près l'un de l'autre, alors on modifiera la position finale du deuxième simple appui pour qu'il s'écarte du pied d'appui. La Figure 76 présente un cas de ce type : le dernier simple appui pied droit doit normalement se terminer dans la position rouge en pointillés. Cette position est considérée comme trop proche du pied d'appui et peut donc engendrer des auto-collisions au niveau des jambes ou au niveau des pieds en cas de légère erreur de positionnement. La trace de pas correspondante est donc décalée pour s'éloigner du pied d'appui.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une méthode géométrique d'évitement de collision qui est très efficace car ne nécessitant pas de temps de calcul élevé. On peut envisager par la suite une méthode plus élaborée qui utilise les techniques de planification de trajectoires.

Chapitre 9

9. Résolution du modèle géométrique inverse

Sommaire

9.1. Définition des contraintes à respecter	141
9.2. Cinématique inverse	142
9.3. Algorithme de cinématique inverse dédié	148
Conclusion	150

Dans ce chapitre, nous présentons la méthode pour déterminer les angles articulaires du robot respectant les contraintes du déplacement du robot bipède. Les coordonnées articulaires du système locomoteur sont calculées à partir des trajectoires de référence des pieds et du ZMP.

9.1. Définition des contraintes à respecter

Deux types de contraintes sont à respecter. Tout d'abord, le respect de l'équilibre dynamique est assuré par le positionnement du CdM sur le plan horizontal. Le CdM doit suivre la trajectoire de référence calculée à partir de la trajectoire de référence du ZMP et du modèle de commande prédictive d'un pendule inversé [Kaj03]. Si le CdM suit la trajectoire de référence du CdM alors le ZMP va aussi suivre sa trajectoire de référence définie dans le chapitre 7. Le ZMP doit être toujours situé dans le polygone de sustentation du bipède. De plus, la composante verticale du CdM est contrainte à rester constante dans le cas d'une marche dynamique. Cette condition est nécessaire pour que le modèle de pendule inversé soit plus proche du modèle multi-corps. Ainsi le CdM doit être contraint sur ses trois composantes au cours d'une marche dynamique.

Ensuite les pieds doivent être contrôlés pour définir l'avancement du robot, et respecter les contraintes de contact au sol. Surtout en phase de double appui, les pieds doivent être bien positionnés et orientés l'un par rapport à l'autre pour assurer

des contacts bien répartis. Durant les transitions entre les phases, c'est-à-dire lors du contact initial ou du décollement, les vitesses et accélérations sont définies comme nulles pour limiter l'effet d'impact au sol. Le positionnement relatif des deux pieds doit, être là aussi, très strict pour ne pas engendrer des efforts de réaction trop importants. Pour respecter cette contrainte de positionnement relatif des pieds, 3 composantes de translations et 3 composantes d'orientation sont nécessaires.

Des contraintes supplémentaires peuvent être envisagées telles que l'orientation du bassin pour obtenir une stature du tronc droite lors de l'exécution du mouvement de marche du robot. La plupart des robots humanoïdes actuels ne permettent pas une entière liberté de l'orientation du bassin car l'articulation entre le bassin et le tronc possède rarement 3 degrés de libertés, et souvent, les butées sont très restrictives. Il est donc difficile d'orienter le tronc et la tête indépendamment du bassin. Cette restriction pourra sûrement être dépassée dans les prochaines études car le bassin et le tronc pourront être moins volumineux du fait de la miniaturisation des parties électroniques. Cela permettra donc d'envisager une plus grande liberté de mouvement entre le bassin et le tronc.

9.2. Cinématique inverse

Connaissant les trajectoires de référence du CdM et des pieds qui sont les contraintes de l'optimisation, les angles articulaires sont calculés par une méthode itérative de cinématique inverse. Soient Δx_i les évolutions des contraintes par rapport au pas de temps précédent alors les Δq_i représentent la différence entre les angles articulaires au pas de temps courant et ceux au pas de temps précédent. L'objectif sera atteint (c'est-à-dire les contraintes respectées) lorsque $X_{init} + \sum \Delta x_i$ est suffisamment proche de son objectif. Alors les angles articulaires respectant les contraintes seront $Q_{init} + \sum \Delta q_i$. La relation entre Δq_i et Δx_i s'écrit de la façon suivante : J^{-1} étant l'inverse de la matrice jacobienne.

$$\Delta q_i = J^{-1} \Delta x_i \quad (43)$$

Cette méthode est inspirée de la méthode itérative de Newton-Raphson de résolution de systèmes non linéaires. Il faut, pour utiliser cette équation de base de la cinématique inverse, que la matrice jacobienne soit inversible. C'est-à-dire que le nombre de degrés de liberté de la tâche soit égal au nombre de degré de liberté q. Le vecteur $X = X_{init} + \sum \Delta x_i$ est le vecteur opérationnel, il est composé de l'ensemble des

coordonnées cartésiennes intervenant dans les contraintes à respecter. Le vecteur $Q=Q_{\text{init}}+\sum \Delta q_i$ est le vecteur des coordonnées articulaires.

9.2.1. Calcul de la matrice jacobienne

Soit $Q=[q_1 \dots q_n]$ le vecteur des coordonnées articulaires du robot avec ses n articulations prises en compte dans le calcul. Nous ne ferons intervenir que les douze articulations des membres inférieurs, les autres sont considérées connues à chaque pas de temps de calcul.

Soit $X=[x_1 \dots x_m]$ le vecteur opérationnel contenant l'ensemble des coordonnées cartésiennes (dans notre cas) à contrôler au cours du mouvement. Ces composantes dépendent des angles $[q_1 \dots q_n]$.

Alors

$$J_{i,j} = \frac{dx_i}{dq_j} \quad (44)$$

La matrice jacobienne représente donc l'ensemble des dérivées des tâches par rapport à tous les angles articulaires du robot. Pour la calculer, il est possible de dériver l'expression littérale des x_i dépendant des q_j . Ensuite pour chaque posture du robot définie par $Q(t)=[q_1(t) \dots q_n(t)]$, la matrice jacobienne pourra être calculée numériquement. Pour modifier les contraintes, la matrice jacobienne est construite par un assemblage de matrices-lignes :

$$J_{x_i}(q_1 \dots q_n) = \left[\frac{dx_i}{dq_1} \dots \frac{dx_i}{dq_n} \right] \quad (45)$$

La matrice J_{x_i} est de dimension $(1,n)$ (n : nombre d'angles articulaires concernés) qui est composé de l'ensemble des dérivées des coordonnées opérationnelles x_i par rapport aux q_j . Les valeurs numériques de ses composantes dépendent des q_j .

9.2.2. Pseudo inverse

Dans le cas où la matrice jacobienne n'est pas carrée alors l'inverse de cette matrice ne peut pas être calculée. Deux cas distincts peuvent être envisagés.

Tout d'abord la dimension du vecteur tâche X peut être supérieur au nombre de degrés de liberté indépendant du robot Q . Alors le problème est sur-contraint, la

dimension du vecteur $[q_1(t) \dots q_n(t)]$ sera inférieure au vecteur $[x_1 \dots x_m]$. La pseudo-inverse de Moore-Penrose (J^+) sera alors définie comme suit :

Si le système est sur-contraint ($n < m$) :

$$J^+ = J^T (JJ^T)^{-1} \quad (46)$$

Dans ce cas, il n'existe théoriquement pas de solution pour tout vecteur contrainte X. Cependant la méthode itérative déterminera la solution la plus proche. Elle pourra être acceptable si elle est suffisamment proche de l'objectif.

Ensuite, le deuxième cas se présente lorsque le nombre de contraintes est inférieur au nombre de degré de liberté. Le problème est alors sous-contraint. Potentiellement il existe plusieurs vecteurs Q tel que X soit respecté. La pseudo-inverse de Moore-Penrose (J^+) sera alors définie comme suit :

Si le système est sous-contraint ($n > m$) :

$$J^+ = (J^T J)^{-1} J^T \quad (47)$$

Dans le cas où J n'est pas une matrice carrée alors les angles articulaires à chaque pas de temps du calcul sont déterminés de façon itérative avec l'équation suivante :

$$\Delta q_i = J^+ \Delta x_i \quad (48)$$

Le résultat donne la solution de norme minimale quand le système est redondant. Elle minimise la norme suivante :

$$\frac{1}{2} \Delta q_i^T \Delta q_i \quad (49)$$

9.2.3. Pseudo inverse avec amortissement

Pour améliorer la convergence, Maciejewski et Klein [Mac88] proposent notamment l'addition d'un terme d'amortissement λ dans l'expression de la matrice jacobienne.

$$J^{+\lambda} = (J^T J + \lambda I)^{-1} J^T \quad (50)$$

La décomposition en valeurs singulières (SVD) de la matrice jacobienne permet de déterminer la valeur optimale du terme d'amortissement :

$$J = UDV^T \quad (51)$$

$$J = \sum_{i=1}^r \sigma_i u_i v_i^T \quad (52)$$

Avec D une matrice diagonale contenant les valeurs singulières σ_j . u_j et v_j sont respectivement des bases de l'espace image de J (rang r) et de l'espace complémentaire du noyau de J . La pseudo inverse s'écrit alors :

$$J^+ = \sum_{j=1}^r \frac{1}{\sigma_j} v_j u_j^T \quad (53)$$

Avec un facteur d'amortissement λ , qui stabilise le processus d'optimisation proche des singularités d'après Maciejewski et Klein [Mac88] :

$$J^{+\lambda} = \sum_{j=1}^r \frac{\sigma_j}{\sigma_j^2 + \lambda^2} v_j u_j^T \quad (54)$$

Il faut ensuite déterminer une valeur optimale du coefficient λ qui soit valable pour tout Δx . Le terme d'amortissement doit être nul loin des singularités, dans ce cas $J^{+\lambda}$ sera équivalent à J^+ . Il doit être suffisamment grand pour atténuer les oscillations proches des singularités. Une méthode employée [Mac88][Wam86][Nak86] est de limiter la norme du résultat pour Δq , c'est-à-dire :

$$\|J^{+\lambda} \Delta x\| \leq b_{\max} \quad (55)$$

b_{\max} peut être considéré comme une variation angulaire maximum entre deux itérations successives lors du calcul. Cette condition peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\|J^{+\lambda} \Delta x\| = \left\| \left(\sum_{j=1}^r \frac{\sigma_j}{\sigma_j^2 + \lambda^2} v_j u_j^T \right) \Delta x \right\| = \sqrt{\sum_{j=1}^r \left(\frac{\sigma_j}{\sigma_j^2 + \lambda^2} (u_j^T \Delta x) \right)^2} \leq b_{\max} \quad (56)$$

Ainsi les valeurs de λ peuvent être choisies de la façon suivante :

$$\lambda = \begin{cases} d/2 & \text{si } \sigma_{\min} \leq d/2 \\ \sqrt{\sigma_{\min}(d - \sigma_{\min})} & \text{si } d/2 < \sigma_{\min} \leq d \\ 0 & \text{si } \sigma_{\min} > d \end{cases}$$

avec

$$d = \frac{\|\Delta x\|}{b_{\max}} \quad (57)$$

$\sigma_{\min} > d$ correspond à une situation loin des singularités.

$d/2 < \sigma_{\min} < d$ correspond à une situation intermédiaire.

$\sigma_{\min} < d$ l'amortissement est maximum, la posture courante est proche d'au moins une singularité.

L'utilisation de la pseudo inverse avec amortissement a permis de diminuer nettement le nombre d'itérations pour respecter les contraintes et donc diminuer le temps de calcul.

9.2.4. Terme d'optimisation : Multiplicité de tâches

Une autre problématique réside dans le respect des butées articulaires du robot qui ne sont souvent pas les mêmes que celles de l'humain. Pour cela, un terme d'optimisation est ajouté à l'équation de cinématique inverse [Lie77]. Avec $\nabla \phi$ le gradient de la fonction complémentaire à optimiser :

$$\Delta q_0 = J^{+\lambda} \Delta x_i + \eta(I - J^{+\lambda} J) \nabla \phi \quad (58)$$

Cette méthode est aussi appliquée dans le cas d'une multiplicité de tâche. Le respect des butées articulaires peut être interprété comme une tâche secondaire. Ce deuxième terme utilise l'espace nul de J pour optimiser une autre fonction par projection de son gradient. En d'autres termes, il est possible, avec cette expression, de respecter les butées tout en minimisant toujours les variations articulaires lors des itérations.

Notons que cette méthode n'est valable que si le système est redondant. Plus le système est redondant plus l'algorithme sera efficace. Dans notre cas, vu le nombre de degré de liberté et la dimension du vecteur opérationnel, l'espace nul de J est très limité. Il semble cependant que la convergence soit tout de même rapide. Le coefficient η doit être négatif pour minimiser la fonction ϕ . Sa valeur absolue permet de gérer le compromis entre la minimisation des Δq_i (49) et de l'éloignement des butées articulaires.

$\nabla \phi = \partial \phi / \partial q$ est le gradient de la fonction contrainte des butées articulaires. Cette fonction est définie comme suit (Figure 77):

$$\phi = \sum \frac{(q_{\max} - q_{\min})^2}{(q_{\max} - q)(q - q_{\min})} \quad (59)$$

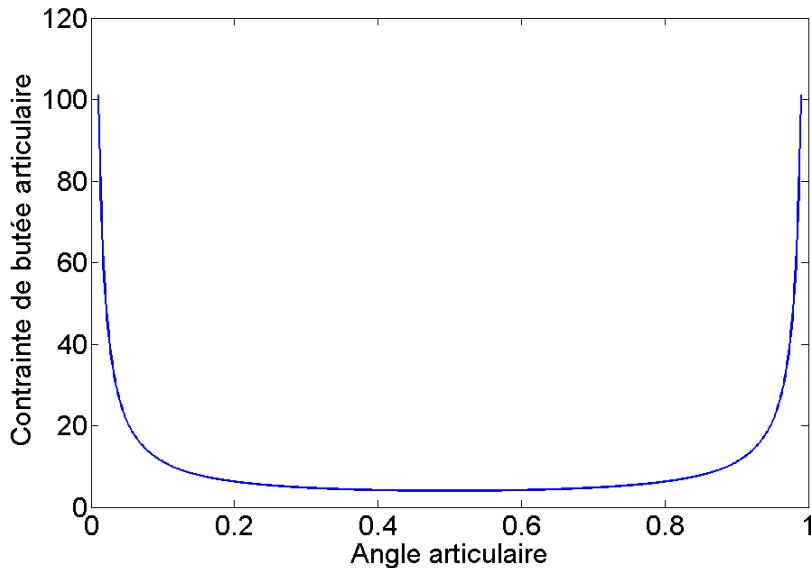


Figure 77 : Contrainte de butée articulaire en fonction de l'angle courant

Cette définition permet d'avoir une contrainte qui a une valeur très grande proche des butées articulaires (ici pour l'exemple 0 et 1) et très faible loin de celles-ci (Figure 77).

Ainsi le gradient s'écrit de la façon suivante (Figure 78) :

$$\nabla \phi = \sum - \frac{(q_{\max} - q_{\min})^2 (q_{\max} + q_{\min} - 2q)}{(q_{\max} - q)^2 (q_{\min} - q)^2} \quad (60)$$

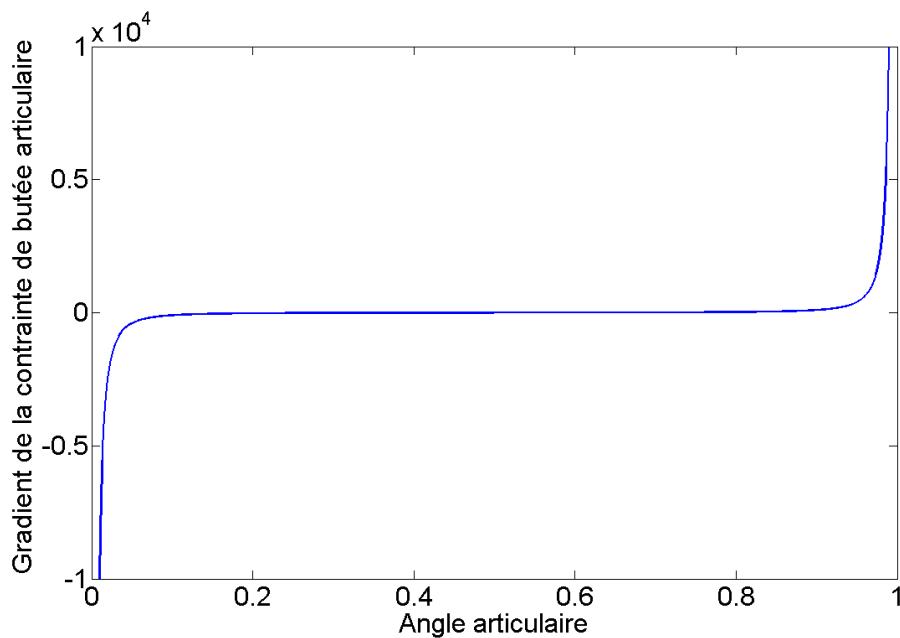


Figure 78 : Allure du gradient des contraintes de butée articulaire en fonction de l'angle articulaire courant

Il faut que la posture d'initialisation du calcul de cinématique inverse soit compatible avec les butées articulaires sinon l'algorithme ne démarre pas vers une solution compatible. De plus, il faut que le système soit sous contraint pour permettre à la fois de respecter les positions des pieds et du CdM et trouver une posture loin des butées articulaires.

9.3. Algorithme de cinématique inverse dédié

Un algorithme de cinématique inverse dédié a été élaboré spécifiquement pour résoudre le modèle géométrique inverse du robot humanoïde permettant de respecter les trajectoires des pieds et du CdM ainsi que les butées articulaires. A chaque instant t de la trajectoire, l'algorithme calcule de façon itérative les angles permettant de respecter les contraintes. La Figure 79 décrit le processus itératif effectué à chaque pas de temps t .

```

while t <nbsteps

    if t = 1
         $X_t^0 = X(q_{init})$ 
    else
         $X_t^0 = X(q_{t-1})$ 
    end

    while  $X_t^i > X_{Gt} + \epsilon$  or  $X_t^i < X_{Gt} - \epsilon$ 

         $\Delta x_i = X_{Gt} - X_t^i$ 

        if  $\Delta x_i > \Delta x_{max}$ 
             $\Delta x_i = \frac{\Delta x_i}{\|\Delta x_i\|} \Delta x_{max}$ 
        end

         $J^{+\lambda} = (J^T J + \lambda^2 I)^{-1} J^T$ 

         $\Delta q_0 = J^{+\lambda} \Delta x_i + \alpha(I - J^{+\lambda} J) \nabla \phi$ 

        if  $\Delta q_0 > \Delta q_{max}$ 
             $\Delta q_i = \frac{\Delta q_0}{\|\Delta q_0\|} \Delta q_{max}$ 
        end

         $q_t = q_t + \Delta q_i$ 

         $X_t^{i+1} = X(q_t)$ 

         $i = i + 1$  end while

    t = t + 1 end while

```

Figure 79 : Algorithme de cinématique inverse

Au pas de temps initial $t=1$, les angles articulaires initiaux de calcul sont choisis pour répondre parfaitement aux contraintes des pieds et du CdM. Pour ce premier pas de temps, la position des effecteurs correspondra parfaitement à la position à atteindre. Aucun calcul ne sera nécessaire. Ensuite pour les pas de temps suivant, les angles articulaires initiaux seront les solutions du pas de temps précédent q_{t-1} . Si le vecteur tâches X_{Gt} est différent du vecteur tâches précédent X_{Gt-1} alors un processus itératif est effectué progressant grâce à la pseudo-inverse avec amortissement $J^{+\lambda}$. Deux limites sont apportées aux itérations, la première concerne la norme maximale de déplacement du vecteur tâche entre deux itérations (Δx_{max}) et la deuxième concerne la norme maximale du vecteur de déplacement articulaire (Δq_{max}). Ces limites permettent d'atteindre progressivement l'objectif assurant de rester dans un cadre de petits déplacements plus efficace pour un calcul par la jacobienne. On peut noter que dans la majorité des cas les déplacements sont très faibles puisque, hors singularité,

la solution d'initialisation est la solution du pas de temps précédent, c'est-à-dire 5ms avant la posture en cours de calcul.

Le coefficient η permet à la fois de pondérer la contrainte sur le respect des butées articulaires par rapport à la progression par pseudo-inverse et de définir si on minimise ou on maximise la fonction ϕ . Dans le cas d'un système fortement sous contraint cette pondération ne sera pas essentielle. Le deuxième terme de l'équation de cinématique inverse ne modifie pas le respect de la tâche principale. Dans notre cas, le système est faiblement sous contraint, le deuxième terme peut modifier la convergence vers la tâche principale et ainsi, engendrer une instabilité numérique. Compte tenu de la définition du gradient des contraintes de butées articulaires choisie et exprimée en radians, le coefficient α le plus approprié semble être environ 10^{-6} . Ce faible coefficient permet de ne pas engendrer de perturbations loin des butées articulaires mais d'être uniquement actif proche de celles-ci comme décrit sur la Figure 77.

Conclusion

Pour déterminer les angles articulaires du robot qui génèrent un mouvement imitant le sujet humain, il est nécessaire, à partir des trajectoires de référence des pieds et du ZMP, de résoudre le modèle géométrique inverse des membres inférieurs. L'algorithme développé pour la résolution de ce système est basé sur les techniques de cinématique inverse. La principale difficulté de cette résolution est la faible redondance du système qui, avec le modèle choisi, ne contient qu'un seul degré de redondance par rapport à la dimension de la tâche. La convergence devient d'autant plus difficile lorsque les angles sont proches des butées articulaires. Les résultats sont tout de même concluants car la convergence est très rapide : une erreur inférieure à 10^{-5} m est obtenue après seulement quelques itérations. Le temps de calcul est inférieur à l'utilisation de la fonction d'optimisation « fmincon » du logiciel de calcul numérique Matlab®. Cependant certaines coordonnées articulaires obtenues, bruitées par endroit, nécessitent donc un filtrage avant le calcul des équations dynamiques. Ce sont surtout les trois angles de flexion de chaque jambe qui sont soumis à ce phénomène. Le terme d'amortissement, ajouté à la définition de la pseudo-inverse, a diminué nettement ce problème numérique.

Par la suite, les trajectoires des membres supérieurs doivent être définies pour reproduire le mouvement de la partie supérieure du sujet humain.

Chapitre 10

10. Les exemples d'application : HRP-2 et HOAP-3

Sommaire

10.1.	La marche en ligne droite suivie d'un virage	152
10.2.	Le slalom	156
10.3.	Les limites des robots humanoïdes	159

La méthode complète de transposition a été appliquée à plusieurs robots avec différents mouvements humains capturés. Les premiers essais d'application ont été effectués sur les prototypes UiNiKi et TiDom développés au sein du laboratoire en simulation. L'humanoïde grand public ROBONOVA, de la société Hitec Robotics®, nous a permis de tester des trajectoires avec seulement 10 actionneurs au niveau des membres inférieurs. Finalement, les applications les plus pertinentes ont été effectuées pour les robots HRP-2 et HOAP-3. Depuis sa commercialisation par la société Kawada Industries® en 2001, HRP-2 reste un robot incontournable dans la communauté internationale de la recherche en robotique humanoïde. Concernant notre approche, il est intéressant de lui générer des trajectoires imitant le mouvement humain car il a des caractéristiques morphologiques proches de celles d'un humain adulte (1,58m, 57kg). Le robot HOAP-3, quant à lui, ne mesure que 60cm pour 8,8kg. Il est nécessaire d'appliquer la méthode à ce robot aussi pour démontrer la capacité du processus à s'adapter aux longueurs segmentaires et à la masse du robot.

Deux mouvements humains sont ici transposés aux robots. Le premier est une marche en ligne droite suivie d'un virage d'environ 90° et le deuxième est la reproduction d'un slalom. Ces deux applications permettent d'analyser les capacités de reproduction du geste par les robots humanoïdes utilisant ce type de processus de transfert et assurant leur équilibre comme décrit précédemment. Les verrous technologiques actuels des robots seront présentés ainsi que les perspectives de développement suite au travail effectué.

10.1. La marche en ligne droite suivie d'un virage

La première application est donc la reproduction d'une marche en ligne droite, précédée d'un départ pieds joints et se terminant par un arrêt pieds joints. Ensuite le sujet exécute un virage sur place de 90°(Figure 80).

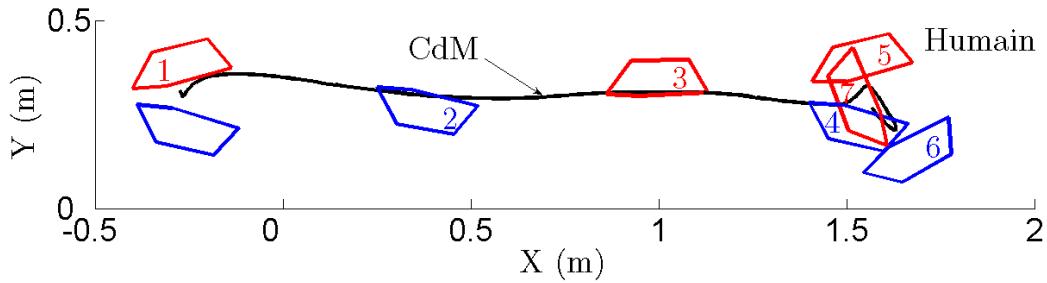


Figure 80 : Empreintes des pas du sujet humain pour la marche en ligne droite suivie d'un pivotement de 90°, associées à la trajectoire du Cd M du sujet

Pour cette première application, un critère d'équilibre quasistatique a été utilisé afin de générer les configurations du robot au cours du mouvement. Ainsi la trajectoire du ZMP de référence correspond à la trajectoire à suivre par le CdM du robot. Bien sûr, le mouvement doit être plus lent que le mouvement humain pour que le robot reste en équilibre. Pour que le critère quasistatique soit valide, il faut que les effets dynamiques (accélérations horizontales du CdM et les moments dynamiques) soient faibles devant les efforts de contact. Le ZMP réel calculé par le modèle dynamique multicorps sera presque confondu avec la trajectoire de la projection du CdM sur le sol. La Figure 81 montre que la trajectoire générée pour le robot respecte cette contrainte.

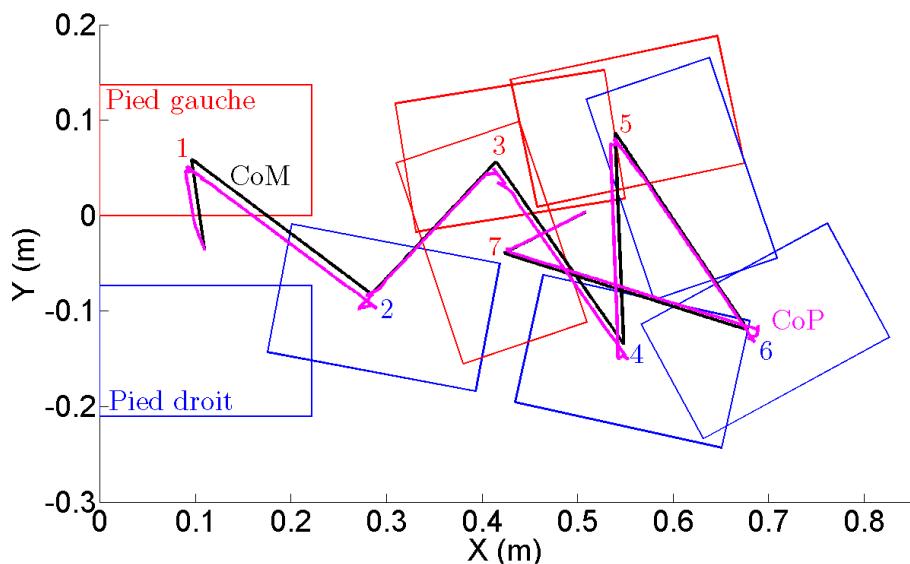


Figure 81 : Empreintes des pas du robot dans le cas de la reproduction du mouvement humain avec un critère d'équilibre quasistatique. La dimension des pas est fortement diminuée pour réaliser une marche quasistatique avec le robot.

Le ZMP est très proche de la projection du CdM, ces deux points restent à tout instant dans le polygone de sustentation. Seulement, une dernière étape permet de valider la trajectoire en termes d'équilibre pour le robot. Il est nécessaire de vérifier que les pieds ne glissent pas sur le sol. En effet, si le coefficient de frottement entre les semelles du robot et le sol, associé à la dimension des surfaces de contact, n'est pas suffisant pour réaliser l'enchaînement des postures au cours du temps, alors le robot va glisser sur le sol. Ce phénomène de glissement peut entraîner une chute du robot à cause des différences par rapport au modèle dynamique établit précédemment. Ce risque de glissement est contrôlé une première fois par l'équation (15) pour les efforts tangentiels entre les pieds et le sol et par l'équation (16) pour le couple d'axe vertical lors des phases de simples appuis. Ensuite, le glissement est contrôlé grâce aux simulations effectuées avec les logiciels de simulation dynamique OPENHRP et Cosmoton (Solidworks).

Au niveau de la reproduction par le robot des trajectoires des pieds, les empreintes des pieds au sol ne sont pas correctement reproduites (Figure 80 et Figure 81). La marche dynamique du sujet humain (environ 3km/h au maximum durant cette acquisition) est transformée en une marche respectant le critère d'équilibre quasistatique du robot. Ainsi le mouvement est fortement ralenti. Une contrainte géométrique sur la taille des pas intervient alors. Lorsque le pied vers l'avant se pose sur le sol (fin du simple appui), dans le cas d'un équilibre quasistatique, le CdM du robot doit être toujours à l'intérieur de la semelle du pied en arrière. Ceci impose au tronc du robot de rester vers l'arrière contrairement au sujet humain qui, lors d'une marche dynamique, au moment de l'impact de son talon avant, a son tronc vers l'avant (Figure 82). Il est donc difficile à cet instant pour le robot de réaliser un grand pas vers l'avant. Il doit fléchir le genou de la jambe en appui pour pouvoir à la fois garder le tronc au niveau du pied d'appui et lancer sa jambe en balance vers l'avant.



Figure 82: Comparaison des postures entre HOAP-3 et le sujet humain à la fin du simple appui. HOAP-3 vérifie le critère d'équilibre quasistatique, son CdM est encore à l'aplomb de son pied arrière. Le sujet humain réalise une marche dynamique, son CdM est plus vers l'avant.

Nous avons choisi de diminuer la dimension des pas par rapport à la dimension de pas générée automatiquement par l'algorithme de reproduction du mouvement humain. Celui-ci, sans modification, génère des empreintes de pas similaires au sujet humain, adaptées à la dimension du robot (Figure 69). Ces trajectoires sont difficiles à réaliser par un robot humanoïde marchant avec un critère d'équilibre quasistatique.

Au niveau de la reproduction des positions verticales des points avant et arrière du robot, la Figure 83 compare les altitudes des pieds du robot à celles du sujet humain au cours du mouvement imposé. Nous avons déjà mentionné que l'évolution de la position verticale des métatarses n'est pas facile à reproduire puisqu'on observe qu'elle n'est pas aussi régulière que celle des malléoles. On observe pour ce mouvement humain, par l'intermédiaire des deux marqueurs des métatarses, un mouvement de roulis du pied lors de sa phase oscillante (phase de simple appui). Durant la première phase de levée, le dernier métatarses s'élève plus haut que le premier métatarses, alors que durant la préparation de l'impact, c'est le premier métatarses qui est au dessus de l'autre. Ce phénomène n'est pas reproduit avec le robot. Les altitudes des points avant du pied du robot doivent être égales lors de l'impact du pied pour qu'il se produise sur l'arête arrière de la semelle et non sur un seul point.

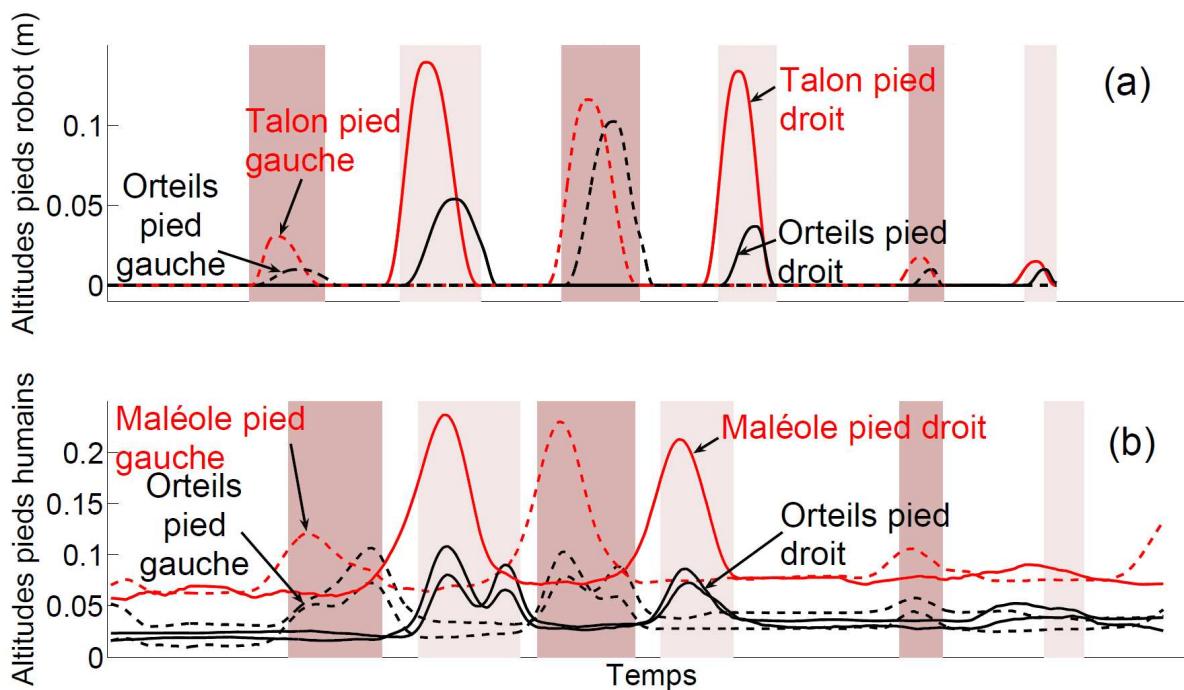


Figure 83: Altitudes des 4 points de la semelle du robot comparées aux altitudes des marqueurs disposés sur les pieds du sujet humain (malléole externe, 1er et dernier métatarses)

La Figure 84 compare les postures adoptées par les robots HRP-2 et HOAP-3 à celles recueillies lors de la capture du mouvement humain. Les trajectoires de membres supérieurs des robots sont identiques entre elles et proviennent directement de l'extraction des angles articulaires humains. La posture de départ des robots est différente de celle de l'humain. Toutes les coordonnées articulaires du robot sont imposées comme nulles à la position d'origine, sauf les angles de flexion des membres inférieurs. Ceux-ci sont égaux à 20-40-20° (Flexion de hanche, genou et tibia) pour le robot HRP-2 et 5-10-5° pour le robot HOAP-3. Ces trajectoires imitant le mouvement humain ont été validés grâce au logiciel d'environnement virtuel OPENHRP et au simulateur dynamique Cosmosmotion associé à Solidworks.

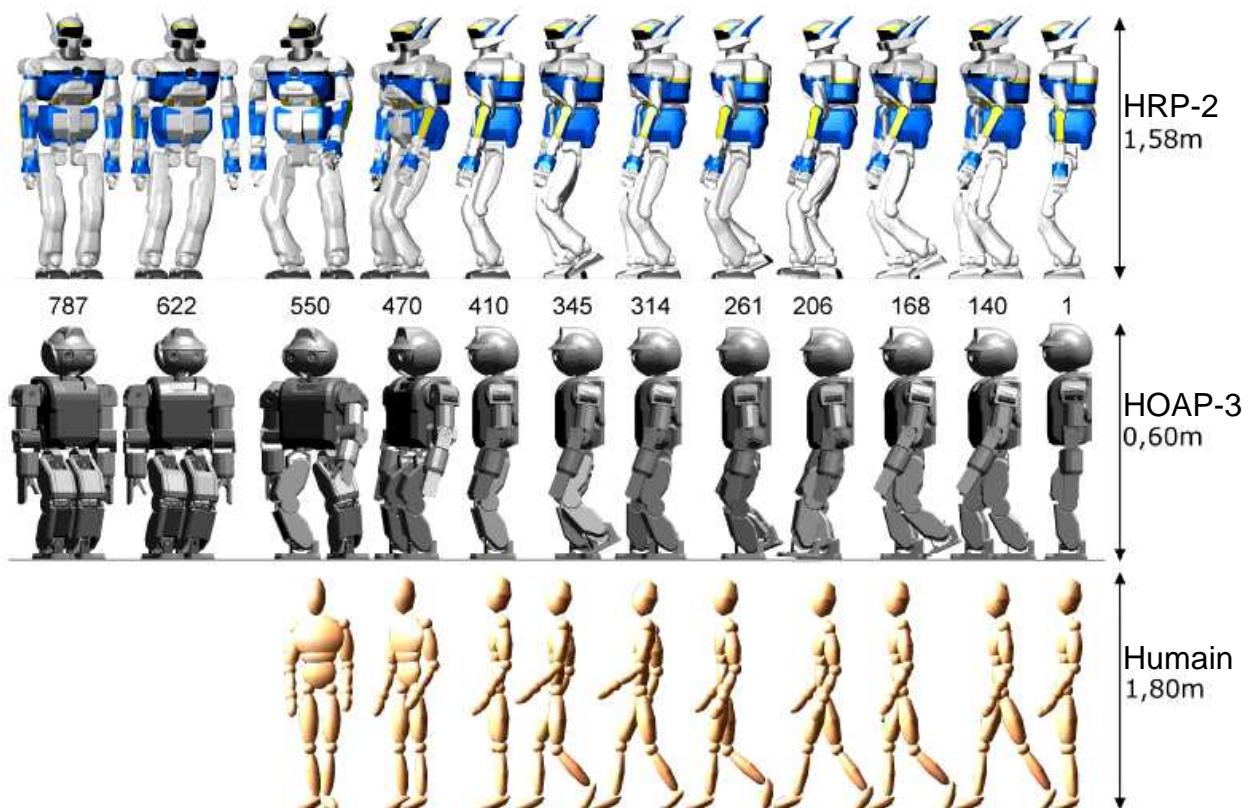


Figure 84 : Allures des mouvements générés pour les robots HRP-2 et HOAP-3 comparées au mouvement humain capturé.

Ce mouvement a été transposé aussi à des humains virtuels en vue du prédimensionnement de la motorisation de robots humanoïdes de différentes tailles allant de 20cm à 1m60 [Eon09b].

10.2. Le slalom

Le deuxième mouvement reproduit présenté dans ce manuscrit est un slalom effectué par un autre sujet d'environ 1,80m. Il lui est demandé de réaliser un mouvement de marche tout en évitant trois obstacles disposés entre ses lieux de départ et d'arrivée. On reconnaît une trajectoire de slalom (Figure 85), le mouvement est arrêté, pieds joints, juste après avoir passé le dernier obstacle.

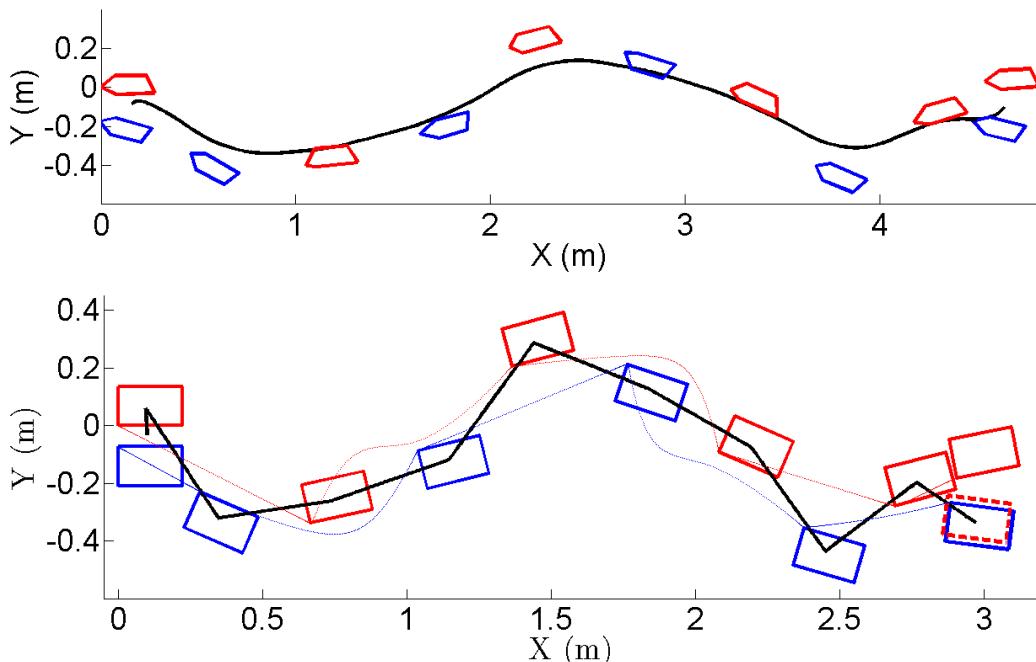


Figure 85 : Comparaison entre les empreintes de pas du sujet humain et celles du robot HRP-2. Pour le mouvement humain, la trajectoire du CdM est indiquée tandis que pour le robot, c'est la trajectoire de référence du ZMP.

Cette fois, c'est une trajectoire de marche dynamique qui est réalisée, la projection du CdM n'est pas contrainte à suivre la référence du ZMP. Comme expliqué précédemment, la trajectoire du CdM est déterminée à partir d'une modélisation du robot par un pendule inversé associé à un modèle de commande prédictive, étape réalisée par M. Antoine Eon [Eon09a] associé à ces travaux. Les dimensions des pas peuvent donc être équivalentes à celles du sujet humain (Figure 85). Une problématique incontournable mise en évidence pour la génération de ce mouvement est l'évitement de collision pour le pied en balance qui doit contourner le pied en appui. La résolution de cette problématique est validée par la simulation qui permet de détecter les interférences entre les différents solides qui composent le robot. Au niveau des membres inférieurs, à partir du moment où le pied en balance ne passe pas au dessus du pied en appui, les risques d'interférences deviennent très limités.

La Figure 86 compare les altitudes des points de la semelle du robot à celles des marqueurs disposés sur les pieds du sujet humain. Là aussi, le rapport entre les altitudes du talon et des « orteils » du robot semble reproduire celui du sujet humain. Au niveau temporel, le mouvement du robot ne peut s'effectuer que deux fois plus lentement que l'humain et les phases de doubles appuis nécessitent d'être rallongées par rapport aux phases de simple appui les précédant. Dans cet exemple, chaque phase de double appui est au moins égale à la moitié de la durée de la phase de simple appui la précédent.

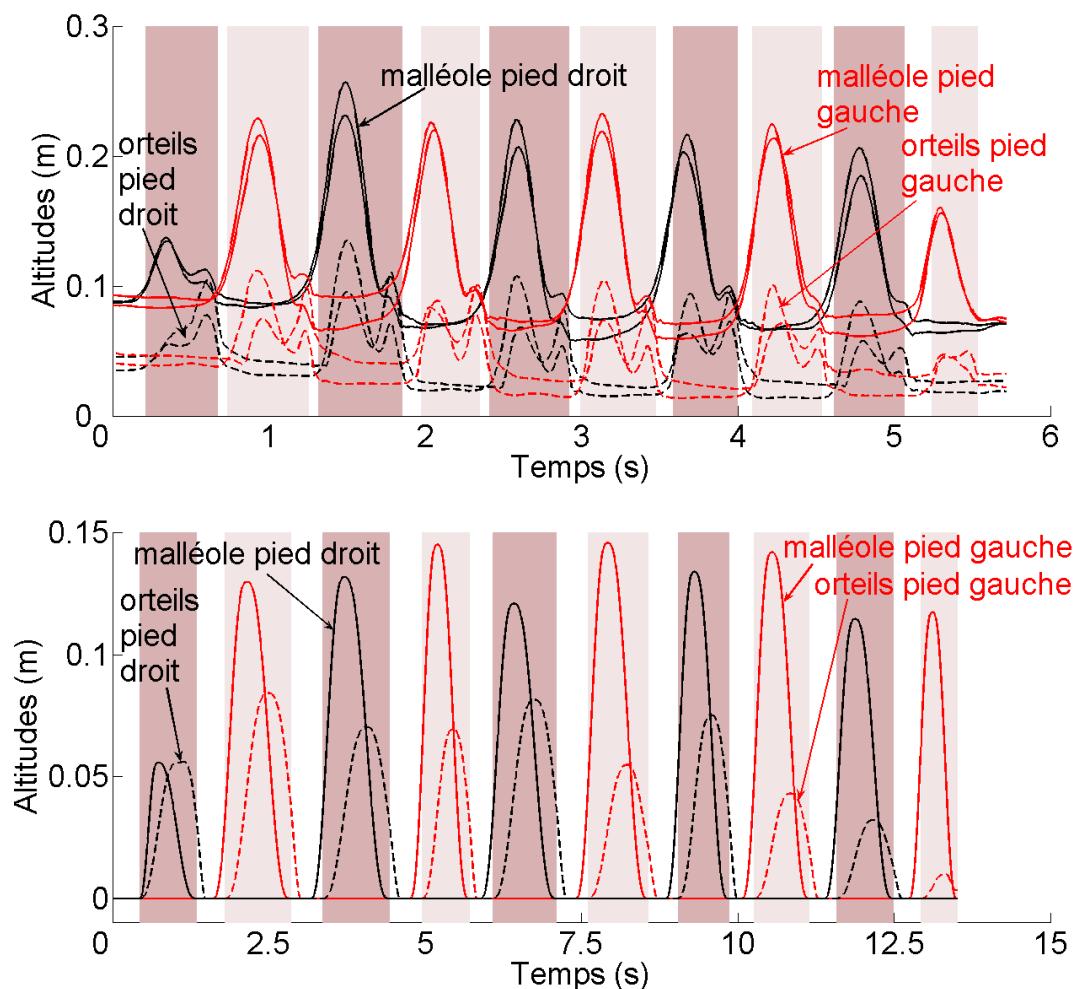


Figure 86 : Slalom : Altitudes des 4 points de la semelle du robot comparées aux altitudes des marqueurs disposés sur les pieds du sujet humain (malléole externe, 1er et dernier métatarses)

Finalement la Figure 87 présente les postures du sujet humain comparées au robot humanoïde essayant de l'imiter. Les orientations (tangage et lacet) des pieds sont bien reproduites. La visualisation du mouvement grâce au logiciel de simulation ne permet pas d'avoir un angle de vue strictement identique à la caméra utilisée lors de l'acquisition. La posture de fin, par exemple, est vraiment orientée de la même façon avec le robot humanoïde alors que sur la Figure 87, elle semble différente.

Concernant cette application, l'orientation du bassin n'est pas imposée, c'est-à-dire qu'elle ne suit pas strictement l'orientation du sujet humain. Il en résulte donc une différence notable d'orientation du tronc.

Le mouvement reproduit a permis de mettre en avant la nécessité de l'algorithme d'évitement de collision entre les pieds ainsi que le couplage entre la méthode de transposition de l'humain vers le robot et la méthode de génération de trajectoires de marche dynamique développé par M. Antoine Eon [Eon09a].

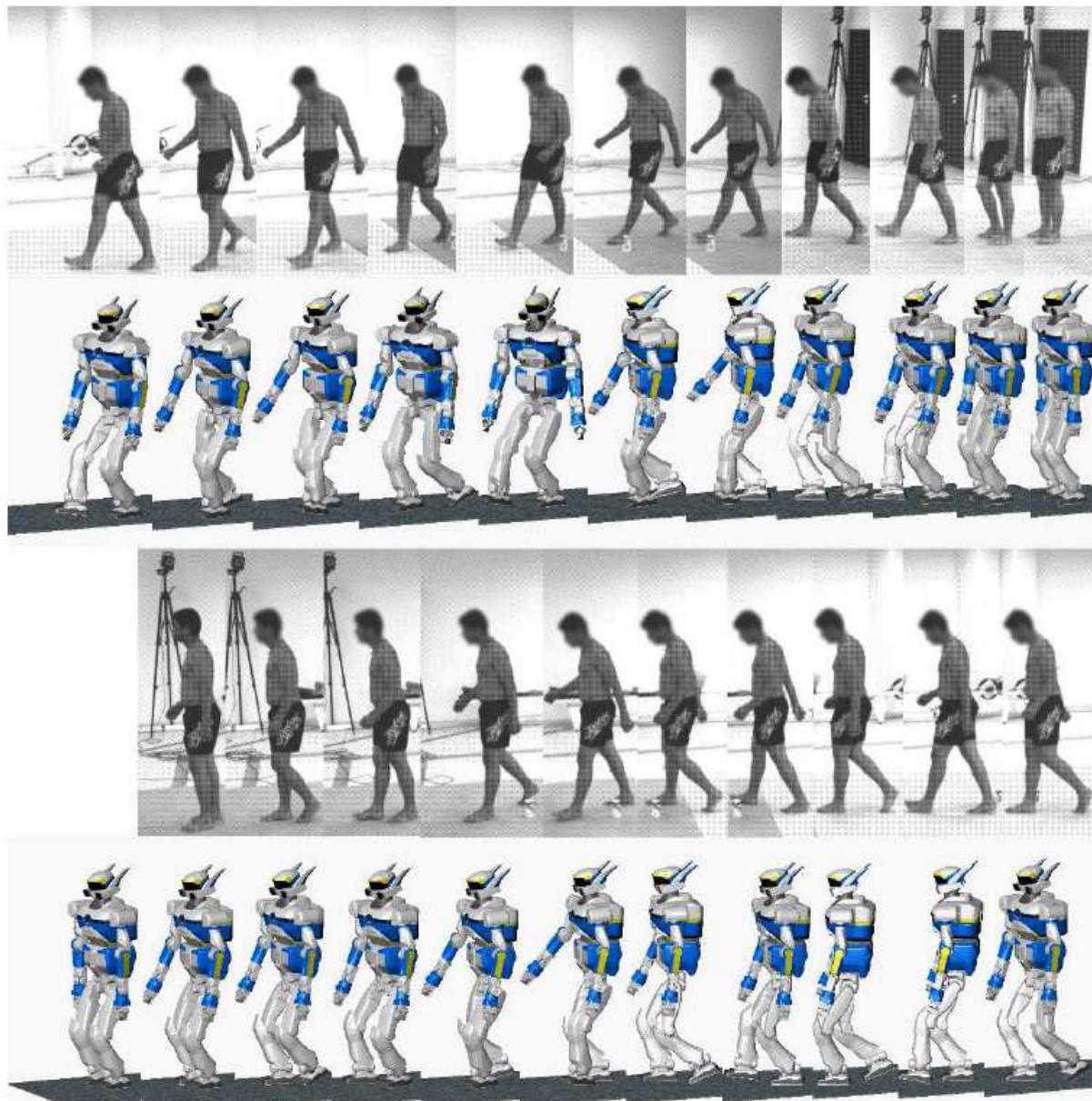


Figure 87 : Allure du mouvement généré pour le robot HRP-2 comparée au mouvement humain capturé.

10.3. Les limites des robots humanoïdes

Ce dernier paragraphe a pour objectif de recenser les différents obstacles techniques à l'imitation fidèle, robuste et automatisée du mouvement humain par les robots humanoïdes.

10.3.1. Les contacts au sol

En ce qui concerne le contact entre les pieds et le sol, il est certain que les pieds rectangulaires rigides de la plupart des robots actuels ne permettent pas de réaliser des contacts aussi « fluides et progressifs » que ceux des humains pendant la locomotion bipède. La surface de contact au sol varie de façon importante chez l'humain mais toujours de façon progressive. Pour les robots, les contacts avec des pieds rigides plats s'effectuent sur un point, le long d'une arrête ou sur la totalité du plan de la semelle. De nombreuses études ont déjà été effectuée sur ce sujet et d'autres sont toujours en cours. La pertinence de la réalisation d'un orteil relié par une liaison pivot passive ou active à la semelle est déjà démontrée [Sel06]. Le robot Wabian est déjà, depuis quelques années, doté d'un tel dispositif [Ogu06] [Lim07] pourtant encore loin des capacités de déformation et d'adaptation au terrain de nos pieds.

10.3.2. Les méthodes de génération de trajectoires

Concernant la génération de trajectoires de marche, la différence visuelle la plus importante est sans doute la flexion accentuée des genoux des robots par rapport à la marche humaine. Cette restriction provient de trois facteurs. Premièrement, les genoux fléchis assurent un équilibre plus stable car le CdM du robot est plus proche du sol, les moments d'axe horizontaux à transmettre dans les liaisons pieds/sol sont moins élevés. Deuxièmement, les critères d'éloignement des butées ainsi que de l'éloignement de la singularité au niveau de l'articulation du genou, ne permettent pas aux algorithmes de converger vers des postures avec les jambes tendues. Le sujet humain sain lui, au contraire, réalise ces marches dynamiques avec les jambes tendues notamment au moment de l'impact du pied au sol. Le dernier facteur provient de la méthode de génération d'allures de marches dynamiques introduite par Kajita et al. [Kaj03] modélisant le robot par un pendule inversé. Une restriction pour la validité du modèle est que le CdM du robot doit se maintenir à une altitude constante. Pour respecter cette contrainte forte, il est nécessaire que le robot ait les genoux pliés lors de son mouvement de locomotion.

D'autres techniques de génération de trajectoires sont présentées dans la littérature, notamment les méthodes d'optimisation globale (et non locale) afin de minimiser un critère représentatif de l'ensemble du mouvement et non d'un comportement temporellement local. Bessonnet et al. [Bes09] montrent notamment qu'il est possible d'obtenir des trajectoires de marche avec les jambes tendues en synthétisant une marche 3D par une optimisation globale d'un cycle, tout en minimisant un critère énergétique, sthénique ou mixte. Ce type d'algorithme n'a malheureusement pas, à l'heure actuelle, évolué vers des procédures embarquées de génération de trajectoires. Les limites sont sans doute les temps calcul qui sont encore trop importants comparés à la méthode proposée par Kajita [Kaj03] et la sensibilité de la convergence vis-à-vis des paramètres spatiaux temporels de marche.

10.3.3. Les actionneurs

Une des limites essentielles à la génération de trajectoires pour les robots humanoïdes provient du respect de leur « capacité physique ». Cette limite est déterminée par de nombreux paramètres. Tout d'abord, les limites physiques des actionneurs sont à considérer : les couples de démarrage, les vitesses à vide, et les puissances maximum. La chaîne de transmission de puissance est aussi à analyser dans son ensemble. Par exemple, son alimentation électrique (type de batterie ou secteur, intensité maximum, tension nominale de fonctionnement) mais aussi les capacités de transmission du réducteur. Mais les moteurs électriques à courant continu sont-ils les plus adaptés ou les plus efficaces pour les robots humanoïdes ? Plusieurs équipes de recherche se posent cette question et quelques unes évoluent vers des solutions hydrauliques qui sont pourtant encore difficiles à mettre en œuvre dans le contexte d'un robot bipède autonome. D'autres travaux sont effectués sur la commande par câbles des articulations qui s'apparentent à la coordination musculaire chez l'humain. Là aussi les difficultés sont nombreuses pour la conception de tels systèmes pour un humanoïde avec plus de vingt à quarante actionneurs.

10.3.4. Le contrôle

La partie contrôle des actionneurs est primordiale pour effectuer des mouvements dynamiques tout en assurant un équilibre et un suivi de consignes suffisamment précis. Le robot HRP-2 est doté d'une boucle de contrôle cadencée à 200Hz, c'est-à-dire traitant l'ensemble des données des capteurs et envoyant des consignes toutes les 5ms. Des progrès considérables ont été effectués sur ce sujet depuis les dernières années, les capacités de calcul des processeurs embarqués ont été découplées et la récente miniaturisation des composants électroniques a permis de

réaliser des robots bipèdes autonomes. Malgré ces importantes avancées technologiques, les capacités dynamiques de réaction des robots humanoïdes sont encore loin d'égaler les performances de notre système nerveux. Bien sûr, il serait intéressant de diminuer la durée de la boucle de contrôle, mais il est surtout essentiel d'améliorer les stratégies de contrôle de l'équilibre et de génération de trajectoires. Tout cela en prenant en compte les perturbations extérieures et donc les éventuelles modifications de contact avec l'environnement.

Conclusion

Dans ce chapitre, deux applications de la procédure de transposition ont été présentées.

Premièrement, celle d'une marche en ligne droite, avec un départ et une arrivée pieds joints, suivie d'un retournement d'environ 90°. Ce mouvement transposé a mis en évidence les capacités de la procédure à reproduire la locomotion humaine pour des robots humanoïdes de tailles et de masses très différentes.

La deuxième application concerne la transposition d'un slalom effectué par un sujet humain entre trois petits obstacles. Ce mouvement soulève la nécessité de l'évitement de collision entre les pieds. Le pied en balance ne doit pas passer, lors de son transfert, au dessus du pied en appui au sol. Les empreintes de pas sur le sol sont reproduites fidèlement par le robot, ainsi que les altitudes des points avants et arrières des pieds.

Finalement, plusieurs facteurs techniques qui limitent les capacités de reproduction fidèle du mouvement humain, sont mentionnés. Certains de ces verrous technologiques actuels, au niveau de la robotique humanoïde, sont sur le point d'être dépassés, d'autres le seront sûrement dans un avenir plus lointain. Au niveau mécanique, le choix du type d'actionneurs et de transmission est primordial. Cependant, il faut toujours l'accompagner de la conception de sa chaîne d'asservissement (avec les retours capteurs) qui doit avoir une boucle de contrôle inférieure à 5ms pour prétendre contrôler des mouvements dynamiques.

Conclusion générale

La problématique principale des travaux présentés dans ce mémoire, porte sur le développement d'une procédure complète permettant aux robots humanoïdes d'imiter le mouvement humain et notamment la locomotion.

Tout d'abord, un chapitre d'introduction situe les travaux dans le contexte des avancées techniques concernant l'analyse du mouvement humain : une discipline scientifique en pleine essor. Les premiers robots humanoïdes autonomes apparaissent dans les années 1990 suite à la miniaturisation des composants électroniques. Ils sont nés de l'ambition de reproduire les capacités de mouvement du corps humain, à l'aide d'un dispositif mécanique automatisé d'allure anthropomorphe. Depuis que les premiers prototypes ont été réalisés, une attention toujours plus importante est portée au regard de l'imitation du corps et du geste de l'humain. Les travaux réalisés, contribuent aux capacités biomimétiques des robots humanoïdes, au niveau du mouvement et plus particulièrement de la locomotion.

La procédure de transposition de l'humain au robot est décrite en deux étapes.

La première étape fait référence à l'enregistrement et à l'analyse du mouvement humain considéré. Un protocole de mesure a été établi pour automatiser le traitement des données tridimensionnelles du mouvement. Les techniques d'acquisition existantes sont nombreuses, dans notre cas, un système optoélectronique composé de dix caméras a été utilisé, associé à deux plateformes de force. Un modèle cinématique du corps humain a été défini. Il est adapté à l'objectif fixé : faire reproduire le mouvement humain à des robots aux nombres de degrés de liberté limités. Ce modèle peut être modifié en fonction de l'architecture cinématique du robot. Une fois le corps humain modélisé par un certain nombre de solides supposés rigides, il est nécessaire d'établir le positionnement précis des marqueurs réfléchissants, par rapport aux repères osseux externes. Ce positionnement est identique pour chaque sujet d'étude pour automatiser le traitement des données. Ensuite, une problématique actuelle de la biomécanique a été abordée propre à la localisation des centres articulaires. La méthode dite fonctionnelle a été utilisée pour les articulations des hanches.

A partir des coordonnées cartésiennes de références anatomiques, les repères segmentaires ont été définis pour calculer les rotations intersegmentaires au cours du mouvement. Trois angles par articulation sont ensuite déterminés par identification des matrices de cardan. Celles-ci sont définies par une séquence

angulaire reflétant l'enchaînement des degrés de liberté du robot pour chaque articulation. Par exemple, les robots UiNiKi et Tidom n'ont pas le même enchaînement de rotation au niveau des hanches que les robots HRP-2 et HOAP-3 : il est nécessaire de modifier la matrice d'identification pour obtenir des orientations correctes entre le bassin et les cuisses.

Puis, nous proposons des modifications pour les algorithmes de détection de contacts existants, à partir des marqueurs des pieds, sans l'utilisation de capteurs d'effort. L'objectif est d'étendre le champ d'application de ces algorithmes à des marches comportant des virages ou des demi-tours. De plus, les signaux traités deviennent indépendants de l'axe de marche. A partir des résultats obtenus avec 24 adultes sains effectuant une marche en ligne droite, un virage lancé à 90° et un demi-tour. Il apparaît que la méthode la plus pertinente et la plus précise (par rapport à la détection des plateformes) pour cette problématique est la méthode « Foot Velocity Algorithm » (FVA). Celle-ci dépend uniquement de la vitesse verticale des marqueurs et ne nécessite donc pas de modification pour l'extension de son domaine d'application. Les deux autres méthodes modifiées obtiennent des résultats moins précis et avec des écarts types plus grands.

A la fin de cette première partie, une analyse cinématique non exhaustive d'exemples de locomotion humaine donne des indications quant à la transposition de tels mouvements pour le robot. Il apparaît qu'il est difficile de reproduire les durées des différentes phases au cours de la marche, notamment les doubles appuis très courts lors d'une marche dynamique. Les trajectoires des membres supérieurs pourront être reproduites fidèlement à condition d'éviter les auto-collisions et de ne pas dépasser les capacités motrices du robot. Les trajectoires des membres inférieurs seront définies à partir de trajectoires de référence des pieds et du ZMP (critère d'équilibre).

La deuxième étape du processus de transposition concerne plus particulièrement la génération de trajectoires pour les robots imitant le mouvement humain enregistré.

Le principe, pour résoudre la problématique des différences de dimensions entre les robots et le sujet humain, est d'utiliser les angles articulaires humains plutôt que les coordonnées cartésiennes du mouvement. Ainsi, les robots peuvent reproduire les postures humaines qui doivent, par contre, être corrigées pour respecter les contraintes de non collision avec le sol et d'équilibre. Le bassin est le repère « racine » du robot. Pour nos applications, seul le mouvement de rotation de lacet reproduit l'orientation du bassin humain. Les mouvements de tangage et de roulis sont interdits puisqu'ils entraînent, d'après les simulations effectuées, une grande instabilité du robot.

Le critère d'équilibre du robot est la localisation du ZMP qui doit se trouver à tout instant dans son polygone de sustentation. Le respect de la contrainte de non glissement doit être aussi vérifié. Une formulation matricielle dynamique (Tenseur d'Inertie généralisé) du robot a été présentée pour le calcul des efforts de contact et de la position du ZMP en fonction des coordonnées articulaires et de leurs dérivées. Des trajectoires complètes de référence sont établies pour les pieds et le ZMP du robot, à partir de la définition d'une séquence de contact au sol biomimétique pour un pas de marche. Les arêtes arrières et avants des pieds du robot sont utilisées comme appuis lors des débuts et fins des phases de doubles appuis pendant la marche. Ce choix est original par rapport aux allures de marches générées par optimisation locale ; il est validé par les simulations dynamiques. Bessonnet et al. [Bes05] [Bes09] proposaient ce type de contact dans le cas d'une génération de trajectoires par optimisation paramétrique (optimisation globale).

La nécessité d'une stratégie permettant l'évitement d'auto-collision entre le pied en appui et le pied oscillant lors de l'exécution de virages constitue une de nos problématiques. Une stratégie dédiée a été mise au point pour modifier les trajectoires de référence des pieds qui doivent respecter cette contrainte. Cet algorithme est efficace et donne des résultats satisfaisant pour un exemple d'exécution d'un slalom.

La résolution du problème géométrique inverse est la dernière étape du processus. C'est-à-dire, dans notre cas, la détermination des configurations du robot qui respectent les trajectoires de référence des pieds et du ZMP. Un algorithme de cinématique inverse dédié a été mis au point pour résoudre ce problème. Il prend également en compte les butées articulaires du robot à travers la minimisation d'une tâche secondaire dans le processus d'optimisation.

Finalement, deux exemples d'application sont proposés dans ce manuscrit. Le premier est une marche en ligne droite suivie d'un virage à 90° tandis que le second est un slalom entre trois obstacles. Ces deux exemples mettent en évidence les capacités du procédé de transposition, pour générer à la fois des marches quasistatiques et dynamiques pour des robots de différentes tailles. Cependant plusieurs limites des robots humanoïdes sont reportées dans ce document. Ces limites empêchent l'imitation fidèle de la marche humaine.

Les perspectives de ces travaux sont multiples. Tout d'abord la procédure complète de transposition, sera utilisée pour d'autres mouvements humains, sur d'autres robots de différentes tailles. La séquence de contacts au sol, définie surtout pour la marche, doit être modifiable lors de l'exécution de mouvements non périodiques ou sans déplacement antéropostérieur du robot. Il est donc nécessaire d'ajouter au

processus une identification de mouvements standards comme la marche, l'accroupissement (squat), et autres : ce type d'identification est déjà proposé par [Nak07].

Un des projets à venir réside dans la possibilité de lancer directement le programme de transposition depuis le logiciel d'acquisition du mouvement humain « Vicon Nexus » grâce à l'interface « PECS ». Ainsi, il serait possible de visualiser le mouvement simulé du robot imitant l'humain quelques instants après avoir réalisé l'acquisition. Ainsi, on peut imaginer pouvoir commander un robot juste après l'exécution du mouvement humain. Dans ce cas, l'algorithme nécessite d'être optimisé pour limiter au maximum le temps de calcul tout en assurant au robot son équilibre et l'évitement des interférences segmentaires. Des recherches sont toujours à envisager sur la méthode de génération de marche dynamique. L'utilisation du modèle du pendule inversé pourrait être remise en cause par une modélisation dynamique multicorps afin de contrôler directement le ZMP plutôt que le CdM. Il est cependant nécessaire de valider cette approche et de démontrer ses capacités de convergence.

Notons que les algorithmes de détection de contact sont en cours de validation pour d'autres types de mouvements tels que les départs et les arrêts pieds joints ainsi que le piétinement.

Bibliographie

- [Abe95]** Abernethy, B., Burgess-Limerick, R., Engstrom, C., Hanna, A., Neal, R.J., 1995. Temporal coordination of human gait. In: Glencross, D.J., Piek, J.P. (Eds.), Motor Control and Sensory Motor Integration: Issues and Directions. Elsevier, Amsterdam, pp. 171-195.
- [Aka05]** Akachi, K., Kaneko, K., Kanehira, N., Ota, S., Miyamori, G., Hirata, M., Kajita, S., Kanehiro, F., Development of humanoid robot HRP-3P (2005) Proceedings of 2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 2005, art. no.1573544, pp. 50-55.
- [Bel90]** A. Bell, D. Pedersen, and R. Brand, “A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods,” Journal of Biomechanics, vol. 23, no. 6, pp. 617–621, 1990.
- [Beg07]** M. Begon, T. Monnet and P. Lacouture, Effects of movement for estimating the hip joint centre, Gait & Posture, Volume 25, Issue 3, pp. 353-359, March 2007.
- [Ben06]** I. Benkhémis, Essai de repérage du critère minimisé spontanément par le sportif. Exemple du saut en longueur. PhD thesis, Université de Poitiers, 2006.
- [Ber00]** A. Berthoz, The brain’s sense of movement, Harvard University Press, Cambridge, MA, 2000.
- [Bes05]** G. Bessonnet, P. Seguin, Generating optimal walking cycles using spline-based state-parameterization, International Journal of Humanoid Robotics (IJHR), vol. 2, No. 1, pp. 47-80, 2005.
- [Bes09]** Bessonnet, G., Marot, J., Seguin, P., Sardain, P., Parametric-based dynamic synthesis of 3D-gait (2009) Robotica, pp. 1-19.
- [Cap95]** A. Cappozzo, F. Catani, U. D. Croce, and A. Leardini, “Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination,” Clinical Biomechanics, vol. 10, no. 4, pp. 171 – 178, 1995.
- [Car79]** Carrera, R., Loiseau, D., Roux, O. (1979). Androiden. Die Automaten von Jaquet-Droz. Lausanne: Scriptar, ISBN: 2880120179.

[Cav83] Cavanagh, P.R., Valiant, G.A., Misevich, K.W., 1983. Biological aspects of modeling shoe/foot interaction during running. In: Frederick, E.C. (Ed.), Sport Shoes and Playing Surfaces. Human Kinetics, Champaign, IL, pp. 24-46.

[Che85] Chengzhi, L., Zongcheng, H., 1985. Temporal and kinematic analysis of swing leg for elite sprinters. In: Matsui, H., Kobayashi, K. (Eds.), Biomechanics IX-B. Human Kinetics, Champaign, IL, pp. 825-829.

[DeL96] P. De Leva, "Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 9, pp. 1223–1230, 1996.

[Den55] Denavit and Hartenberg, A kinematic notation for lower pair mechanisms based upon matrices, 1955, *J. Appl. Mech.*, 77, pp. 215-221

[Des09] E. Desailly, Y. Daniel, P. Sardain, and P. Lacouture, "Foot contact event detection using kinematic data in cerebral palsy children and normal adults gait," *Gait and Posture*, vol. 29, no. 1, pp. 76–80, 2009.

[Dre95] Film d'André Drevon, Georges DEMENY et les origines "sportives" du Cinéma, Le Groupe de Recherche et d'Essais Cinématographiques (GREC), 1995.

[Eon09a] A. Eon – "Contribution à la génération de mouvements dynamiques pour les robots humanoïdes et au dimensionnement de leurs actionneurs", PhD thesis, Université de Poitiers, soutenance prévue le 10 décembre 2009.

[Eon09b] A. Eon, L. Boutin, S. Zeghloul – "Design of humanoid robots from anthropometric data - Application to walking", *Journal of Intelligent and robotics systems*, en cours de review, soumis le 25/05/2009.

[Fay89] M. Fayet and M. Renaud. Quasi-minimal computation under an explicit form of the inverse dynamic model of a robot manipulator. *Mechanism & Machine Theory*, 24(3):165–174, 1989.

[Fay05] M. Fayet, A. Sandel, and L. Maiffredy. Utilisation des tenseurs d'inertie globaux dans le cas de systèmes à liaisons complexes et pseudo-paramètres. In 17th congrès français de mécanique, Troyes, 2005.

[Gho04] Ghoussayni S, Stevens C, Durham S, Ewins D. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait and Posture* 2004; 20:266–72.

[Gle98] M. Gleicher, “Retargetting motion to new characters,” in Proceedings of the ACM SIGGRAPH Conference on Computer Graphics, pp. 33–42, 1998.

[Gri79] Grillner, S., Halbertsma, J., Nilsson, J., Thorstensson, A., 1979. The adaptation to speed in human locomotion. *Brain Research* 165, 177-182.

[Han02] Hansen AH, Childress DS, Meier MR. A simple method for determination of gait events. *Journal of Biomechanics* 2002; 35:135–8.

[Han09] Hanlon, M., Anderson, R., Real-time gait event detection using wearable sensors (2009) *Gait and Posture*, Article in Press.

[Hic05] Hicheur, H., Vieilledent, S., Berthoz, A., Head motion in humans alternating between straight and curved walking path: Combination of stabilizing and anticipatory orienting mechanisms (2005) *Neuroscience Letters*, 383 (1-2), pp. 87-92.

[Hon07] The Honda Humanoid robot Asimo, Technical Information, September 2007, Honda Motor Co., Ltd., Public Relations Division.
<http://asimo.honda.com/downloads/pdf/asimo-technical-information.pdf>.

[Hre00] Hreljac A, Marshall RN. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *Journal of Biomechanics* 2000; 33:783–6.

[Kaj03] S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Fujiwara, K. Harada, K. Yokoi, and H. Hirukawa, “Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point,” in Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA ’03, vol. 2, pp. 1620–1626 vol.2, 2003.

[Kan02] Kaneko, K., Kanehiro, F., Kajita, S., Yokoyama, K., Akachi, K., Kawasaki, T., Ota, S., Isozumi, T., Design of prototype humanoid robotics platform for HRP (2002), IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, 3, pp. 2431-2436.

[Kan04] Kanehiro, F., Hirukawa, H., Kajita, S., OpenHRP: Open architecture humanoid robotics platform (2004) International Journal of Robotics Research, 23 (2), pp. 155-165.

[Kat74] I. Kato, S. Ohteru, H. Kobayashi, K. Shirai and A. Uchiyama. Information-Power Machine with Senses and Limbs (WABOT 1). First CISM – IFToMM Symposium on Theory and Practice of Robots and Manipulators (1974), Vol. 1, Springer-Verlag, 11–24.

[Kha86] W. Khalil et J. Kleinfinger. A New Geometric Notation for Open and Closed Loop Robots. ICRA'86, pages 75–79, avril 1986.

[Kun98] Kuno, H., Suzuki, N., Akataki, K., Mita, K., Yasubayashi, M., Ito, M., Geometrical analysis of hip and knee joint mobility in cerebral palsied children (1998) Gait and Posture, 8 (2), pp. 110-116.

[Law97] Jane Marie Law, “Puppets of Nostalgia: The Life, Death, and Rebirth of the Japanese Awaji Ningyo Tradition”, ISBN 0-691-02894-X, 321 pp, Princeton University Press, 1997.

[Leb06] F. Leboeuf, G. Bessonnet, P. Seguin, P. Lacouture, Energetic versus Sthenic Optimality Criteria for Gymnastic Movement Synthesis, Multibody System Dynamics, vol 16, No. 3, pp. 213-236, 2006.

[Leg96a] Legnani, G., Casolo, F., Righettini, P., Zappa, B., A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics - I. Theory, (1996) Mechanism and Machine Theory, 31 (5), pp. 573-587.

[Leg96b] Legnani, G., Casolo, F., Righettini, P., Zappa, B., A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics - II. Applications to chains of rigid bodies and serial manipulators, (1996) Mechanism and Machine Theory, 31 (5), pp. 589-605.

[Lie77] A. Liegeois, “Automatic supervisory control of the configuration and behavior of multibody mechanisms,” vol. 7, no. 12, pp. 868–871, 1977.

[Lim07] Lim, H.-O., Takanishi, A., Biped walking robots created at Waseda University: WL and WABIAN family (2007) Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 365 (1850), pp. 49-64.

[Mac88] Maciejewski, A. et Klein, C. (1988). Numerical filtering for the operation of robotic manipulators through kinematically singular configurations. *Journal of Robotic Systems*, 5:527–552.

[Man80] Mann, R.A., Hagy, J., 1980. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *American Journal of Sports Medicine* 8, 345-350.

[Mic00] Mickelborough J, Van Der Linden ML, Richards J, Ennos AR. Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. *Gait and Posture* 2000; 11:32–7.

[Mil09] Miller, A., Gait event detection using a multilayer neural network (2009) *Gait and Posture*, 29 (4), pp. 542-545.

[Mon07] T. Monnet, E. Desailly, M. Begon, C. Vall'ee, and P. Lacouture, “Comparison of the score and ha methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 15, pp. 3487–3492, 2007.

[Mon07b] T. Monnet. Contribution à l'identification des paramètres inertIELS des segments du corps humain. PhD thesis, Université de Poitiers, 2007.

[Mon10] T. Monnet, M. Begon, C. Vallée, P. Lacouture : « Improvement of the input data in biomechanics : kinematics and body segment inertial parameters » book chapter in *Biomechanics : Principles, Trends and Applications* ISBN : 978-1-60741-394-3, Nova Science Publishers, Inc (in press).

[Nak86] Nakamura, Yoshihiko, Hanafusa, Hideo, Inverse kinematic solutions with singularity robustness for robot manipulator control, (1986) *Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, Transactions of the ASME*, 108 (3), pp. 163-171.

[Nak07] S. Nakaoka, A. Nakazawa, F. Kanehiro, K. Kaneko, M. Morisawa, H. Hirukawa, and K. Ikeuchi, “Learning from observation paradigm: Leg task models for enabling a biped humanoid robot to imitate human dances,” *International Journal of Robotics Research*, vol. 26, no. 8, pp. 829–844, 2007.

[Oco07] O'Connor CM, Thorpe SK, O'Malley MJ, Vaughan CL. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait and Posture* 2007;25: 469–74.

[Ogu06] Ogura, Y., Aikawa, H., Shimomura, K., Kondo, H., Morishima, A., Lim, H.-O., Takanishi, A., Development of a new humanoid robot WABIAN-2 (2006) Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006, art. no. 1641164, pp. 76-81.

[Ott09] Ottaviano, E., Ceccarelli, M., Palmucci, F., An application of CaTraSys, a cable-based parallel measuring system for an experimental characterization of human walking (2009) Robotica, pp. 1-15.

[Poz90] Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L., Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects (1990) Experimental Brain Research, 82 (1), pp. 97-106.

[Ros94] G. J. Rose J., Human Walking. Williams and Wilkins, 1994.

[Rosh06] Mark Rosheim, Leonardo's Lost Robots, Springer Berlin Heidelberg, ISBN: 978-3-540-28440-6 (Print), 978-3-540-28497-0 (Online), 2006.

[San07] A. Sandel, Outils symboliques pour l'écriture de modèles et l'étude de sensibilité des systèmes multicorps, PhD thesis, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2007.

[Sar04] Sardain, P., Bessonnet, G., Forces acting on a biped robot. Center of pressure - Zero moment point (2004) IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part A: Systems and Humans, 34 (5), pp. 630-637.

[Seg05] P. Seguin, G. Bessonnet, P. Sardain, A Parametric Optimization Approach to Walking Pattern Synthesis, International Journal of Robotics Research (IJRR), vol. 24, pp 523-536, 2005.

[Sel06] R. Sellaouti, O. Stasse, S. Kajita, K. Yokoi, and A. Kheddar, “Faster and smoother walking of humanoid hrp-2 with passive toe joints,” in Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 4909–4914, 2006.

[Sre09] M N. Sreenivasa, P. Souères, J-P Laumond, A. Berthoz, Steering a humanoid robot by its head, Journées Nationales de la Robotique Humanoïde, JNRH 2009, Nantes.

[Sut72] Sutherland, D.H., Hagy, J.L., Measurement of gait movements from motion picture film, (1972) Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 54 (4), pp. 787-797.

[Tak85] Takanishi, A., Ishida, M., Yamazaki, Y., Kato, I., Realization of dynamic walking by the biped walking WL-10RD. (1985) pp. 459-466.

[Val99] Vallée C., Hamdouni A., Isnard F. et Fortuné D. (1999). The equations of motion of a rigid body without parametrization of rotations. Journal of Applied Mathematics and Mechanics, 63(1): 25–30.

[Vau92] Vaughan, C.L, Davis, B.L., O'Connor, J.C. (1992) Dynamics of human gait. Human Kinetics publishers, 137p.

[Vuk73] M. Vukobratovic and J. Stepanenko, “Mathematical models of general anthropomorphic systems,” Mathematical Biosciences, vol. 17, no. 3-4, pp. 191–242, 1973.

[Wam86] C. W. Wampler, “Manipulator inverse kinematic solutions based on vector formulations and damped least-squares methods,” vol. 16, no. 1, pp. 93–101, 1986.

[Wu95] G. Wu, P. Cavanagh, and R. Brand, “Isb recommendations for standardization in the reporting of kinematic data,” Journal of Biomechanics, vol. 28, no. 10, pp. 1257–1261, 1995.

[Wu02] Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip, and spine (2002) Journal of Biomechanics, 35 (4), pp. 543-548.

[Wu05] Wu, G., Van Der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand (2005) Journal of Biomechanics, 38 (5), pp. 981-992.

[Zat83] V. Zatsiorsky and V. Seluyanov., The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. Biomechanics, 8: 1152–1159, 1983.

Liste des figures

Figure 1 : Chronophotographie de Georges Demenÿ (1850-1917)	13
Figure 2 : Fusil photographique d'Étienne-Jules Marey (1830-1904)	14
Figure 3 : Phonoscope de Georges Demenÿ	14
Figure 4 : Le chevalier mécanique de Léonard De Vinci 1495	15
Figure 5 : Zashiki Karakuri : un robot domestique pour le service du thé (http://www.karakuri.info)	15
Figure 6 : Main de la musicienne de Jaquet Droz XVIII ^e	16
Figure 7 : WABOT-1 de l'Université de Waseda	16
Figure 8: Asimo de la firme HONDA® et HRP-2 de Kawada Industries®	17
Figure 9 : Démonstration Motion Capture Vicon ®	24
Figure 10 : Système Optotrak® Smart Markers	25
Figure 11 : 4D View Solutions ®	25
Figure 12 : Système Xsens ®.....	26
Figure 13 : Gypsy 6™ Motion Capture System.....	26
Figure 14 : Exosquelette HAL de Cyberdyne ®	27
Figure 15 : Schéma du dispositif CATRASYS.....	27
Figure 16 : Acquisition d'un mouvement de marche sur tapis roulant	29
Figure 17 : Maquette de l'articulation du genou (http://sciences41.tice.ac-orleans-tours.fr).....	29
Figure 18 : Articulation de l'épaule (http://www.artrosport.com)	30
Figure 19 : Segments humains et repères associés	31
Figure 20 : Set de 37 marqueurs disposés sur le corps du sujet	32
Figure 21: Définition du repère du bassin à partir de trois marqueurs (Figure 20 et Tableau 1)	38
Figure 22 : Définition des repères des membres inférieurs (Figure 20 et Tableau 1).....	39
Figure 23: Définition des repères des membres supérieurs (Figure 20 et Tableau 1)	41

Figure 24: Angles de rotation de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence choisie. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles de rotation respectivement de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.....	44
Figure 25: Angle d'abduction de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence choisie. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles d'abduction respectivement de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.....	44
Figure 26: Angle de flexion de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence choisie. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles de flexion respectivement de la hanche droite et de la hanche gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.....	45
Figure 27 : Evolution des angles de flexion des genoux droit et gauche au cours de la marche en fonction des séquences de rotation choisies. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles de flexion respectivement du genou droit et du genou gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.....	47
Figure 28 : Evolution des angles d'abduction et de rotation des genoux droit et gauche au cours de la marche en fonction des séquences de rotation choisies. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles respectivement du genou droit et du genou gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.....	49
Figure 29 : Les axes de rotation de la cheville du robot HRP-2.....	50
Figure 30 : Evolution des angles de flexion et d'abduction des chevilles droite et gauche au cours de la marche en fonction des séquences de rotation choisies. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles respectivement des chevilles droite et gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.....	51
Figure 31 : Evolution des angles de rotation interne-externe des chevilles droite et gauche au cours de la marche en fonction des séquences de rotation choisies. Les zones grises et violettes représentent les zones dans lesquelles sont compris les angles respectivement de la cheville droite et gauche suivant la séquence angulaire utilisée pour l'extraction.....	52
Figure 32 : Rappel des marqueurs disposés sur le pied (Figure 20) pendant la phase d'acquisition du mouvement humain à reproduire par le robot	59
Figure 33: Kinogramme d'un cycle de marche comprenant un départ et un arrêt pied joint. Pied gauche en bleu et pied droit en rouge. Les pieds sont représentés à partir des marqueurs des malléoles et du 1 ^{er} et 2 ^e métatarses.....	59
Figure 34 : Déplacements des marqueurs des pieds dans les directions x, y et z (noir : pied droit, rouge : pied gauche, traits pleins : malléoles, traits pointillés : métatarses)	60

Figure 35 : Exemple de définition du signal S à partir des déplacements horizontaux d'un marqueur d'un pied pendant l'exécution d'un demi-tour.....	62
Figure 36 : Situation de mesure : Repère de référence et marqueurs pour l'étude comparative des performances des algorithmes de détection de contact. Six marqueurs positionnés sur les pieds : talons, malléoles internes et externes, 1 ^{er} , 2 ^e et 5 ^e métatarses	64
Figure 37: Trace des empreintes de pas sur le sol pour le virage à 90° imposé par rapport à la localisation des deux plateformes de force	65
Figure 38: Trace des empreintes de pas au sol pour le demi-tour imposé par rapport à la localisation des deux plateformes de force	65
Figure 39 : Marche en ligne droite : Allure des signaux traités par les trois algorithmes. Erreurs algébriques en ms des détections de contact IC1 et TO1 par rapport à la détection par la plateforme.	67
Figure 40 : Pour les trois mouvements de référence effectués par les 24 sujets sains : Erreurs algébriques moyennes (\pm un écart type) des évènements de contact (ms) en fonction de la méthode utilisée (HMA, FVA, HPA) par rapport à la détection obtenue par les plateformes de force.	70
Figure 41 : Virage à 90°: Allure des signaux traités pour les trois algorithmes. Erreurs algébriques des détections de contact IC1 et TO1 par rapport à la détection par la plateforme.	72
Figure 42 : Demi-tour : Allure des signaux traités pour les trois algorithmes. Erreurs algébriques des détections de contact IC1 et TO1 par rapport à la détection par la plateforme.	73
Figure 43 : Un cycle de marche pour un enfant de 8 ans (Dynamics of human gait - C.L. Vaughan [Vau92])	78
Figure 44 : Déplacements verticaux des marqueurs des pieds (suivant l'axe z)	79
Figure 45 : Exemple de la définition du polygone de sustentation dans le cas d'un double appui, pieds à plat	82
Figure 46 : Polygone de sustentation pour un double appui de marche dynamique	82
Figure 47 : Trajectoires du CdP et de la projection du CdM sur le sol comparées aux empreintes des pieds	84
Figure 48 : Evolution longitudinale de la position du CdP en fonction du temps	85
Figure 49 : Forces mesurées par les deux plateformes de force.....	85
Figure 50 : Trajectoires de la projection du CdM et empreintes des pieds au sol	86
Figure 51 : Kinogramme du mouvement des membres inférieurs (vue de profil et de dessus)	87

Figure 52 : Kinogramme du mouvement des bras (vue de profil et de dessus)	90
Figure 53 : Angles de flexion des épaules et du coude	90
Figure 54 : Problématique de l'imitation du mouvement humain par les robots humanoïdes	98
Figure 55 : HRP-2 marchant sur une ligne comparé à Asimo.....	99
Figure 56 : Exemple d'une posture du robot non corrigée	100
Figure 57 : Schéma du processus de transposition	101
Figure 58 : Architectures cinématiques: (a) UiNiKi et Tidom (b) HOAP-3 et HRP-2.....	104
Figure 59 : Comparaison des montages des axes de flexion de hanches des robots HOAP-3 et HRP-2. Le montage en chape de cet axe pour HOAP-3 assure une rigidité plus importante, cependant le montage en porte à faux d'HRP-2 lui assure une plus grande liberté de mouvements au niveau des membres inférieurs.....	105
Figure 60 : Exemple de posture assurant l'équilibre statique	110
Figure 61: Numérotation des segments du robot.....	116
Figure 62 : Définition des phases et sous-phases des contacts au sol	124
Figure 63 : Schéma général de définition d'un pas de référence pour le robot (vue de dessus)	126
Figure 64 : Exemple de la définition des positions verticales des pieds lors d'un pas.....	127
Figure 65 : Les deux phases pour lesquelles les composantes horizontales des arrêtes en mouvement dépendent de leurs positions verticales. Durant ces phases, une des arêtes (arrière ou avant) reste fixe par rapport au repère terrestre	127
Figure 66: Exemple tridimensionnel de trajectoires de référence des pieds du robot	128
Figure 67 : Comparaison entre les trajectoires dans l'axe de marche des pieds humains et ceux du robot.....	128
Figure 68: Processus d'obtention des configurations successives du robot en fonction de la trajectoire du ZMP de référence. Les étapes 1 et 2 sont réalisées grâce aux travaux de thèse de M. Antoine Eon. Elles ne sont pas détaillées dans ce manuscrit. Si le ZMP effectif est en dehors du polygone de sustentation alors le mouvement doit être ralenti.....	129
Figure 69 : Trajectoire de référence du ZMP	130
Figure 70 : Kinogramme des pieds humain lors d'un slalom (pied gauche en rouge, pied droit en bleu)	
.....	133

Figure 71 : Kinogramme des pieds du robot lors d'un slalom, sans évitement de collision (pied gauche en rouge, pied droit en bleu)	134
Figure 72 : Trace des pas des pieds du sujet humain lors du slalom (pied gauche en rouge, pied droit en bleu)	134
Figure 73 : Exemple de détection de risque de collision (pied gauche en rouge, pied droit en bleu).	135
Figure 74 : Points de contrôle pour le contournement du pied d'appui.....	136
Figure 75 : Comparaison entre les trajectoires avec (rouge) ou sans (bleu) l'évitement de collision.	137
Figure 76 : Kinogramme des pieds du robot évitant les collisions	138
Figure 77 : Contrainte de butée articulaire en fonction de l'angle courant.....	147
Figure 78 : Allure du gradient des contraintes de butée articulaire en fonction de l'angle articulaire courant.....	148
Figure 79 : Algorithme de cinématique inverse	149
Figure 80 : Empreintes des pas du sujet humain pour la marche en ligne droite suivie d'un pivotement de 90°, associées à la trajectoire du CdM du sujet	152
Figure 81 : Empreintes des pas du robot dans le cas de la reproduction du mouvement humain avec un critère d'équilibre quasistatique. La dimension des pas est fortement diminuée pour réaliser une marche quasistatique avec le robot.....	152
Figure 82: Comparaison des postures entre HOAP-3 et le sujet humain à la fin du simple appui. HOAP-3 vérifie le critère d'équilibre quasistatique, son CdM est encore à l'aplomb de son pied arrière. Le sujet humain réalise une marche dynamique, son CdM est plus vers l'avant.	153
Figure 83: Altitudes des 4 points de la semelle du robot comparées aux altitudes des marqueurs disposés sur les pieds du sujet humain (malléole externe, 1er et dernier métatarses)	154
Figure 84 : Allures des mouvements générés pour les robots HRP-2 et HOAP-3 comparées au mouvement humain capturé.....	155
Figure 85 : Comparaison entre les empreintes de pas du sujet humain et celles du robot HRP-2. Pour le mouvement humain, la trajectoire du CdM est indiquée tandis que pour le robot, c'est la trajectoire de référence du ZMP.....	156
Figure 86 : Slalom : Altitudes des 4 points de la semelle du robot comparées aux altitudes des marqueurs disposés sur les pieds du sujet humain (malléole externe, 1er et dernier métatarses)....	157
Figure 87 : Allure du mouvement généré pour le robot HRP-2 comparée au mouvement humain capturé.....	158

Liste des publications de l'auteur

REVUES INTERNATIONALES :

L. BOUTIN, A. EON, S. ZEGHLOUL, P. LACOUTURE – “Humanoid imitation of human locomotion - Application to the robots HRP-2 and HOAP-3”, Robotica, soumis le 13/02/2009, accepté sous réserve de modifications le 08/12/2009.

A. EON, L. BOUTIN, S. ZEGHLOUL – “Design of humanoid robots from anthropometric data - Application to walking”, Journal of Intelligent and Robotics Systems, soumis le 25/05/2009, en cours d'expertise.

CONGRES INTERNATIONAUX AVEC COMITE DE LECTURE :

L. BOUTIN, A. EON, P. LACOUTURE, S. ZEGHLOUL, “Hrp-2 reproducing a human slalom - the whole process”, in Proceedings of the 2009 9th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Humanoids 2009, ISBN : 978-1-4244-4588-2, 6 pages, 6-9 décembre 2009, Paris, France.

L. BOUTIN, A. EON, S. ZEGHLOUL, P. LACOUTURE – “Biomimétisme : génération de trajectoires pour la robotique humanoïde à partir de captures de mouvements humains”, Troisième Congrès International de Conception et Modélisation des Systèmes Mécaniques (CMSM), 8 pages, 16-18 mars 2009, Hammamet, Tunisie.

CONGRES NATIONAUX AVEC COMITE DE LECTURE :

L. BOUTIN, A. EON, S. ZEGHLOUL, P. LACOUTURE – “Imitation du mouvement humain pour les robots humanoïdes. Application au robot HRP-2”, Congrès Français de Mécanique (CFM), 24-28 août 2009, Marseille, France.

L. BOUTIN, A. EON, S. ZEGHLOUL, P. LACOUTURE – “Biomimétisme : génération de trajectoires pour la robotique humanoïde à partir de captures de mouvements humains”, ISBN : 978-2-7466-0875-7, Journée Thématische de la Société de Biomécanique (JTSB), 14-15 mai 2009, Poitiers, France.

L. BOUTIN, L. HAZARD, Ph. BOUILLARD – “Structural dynamic behaviour optimisation by local damping systems”, 7th National Congress on theoretical and applied Mechanics, Belgium, May 2006.

COMUNICATIONS SANS ACTES

A. EON, L. BOUTIN, S. ZEGHLOUL, P. LACOUTURE – “Prédimensionnement de robots humanoïdes à partir de données anthropométriques : application à la marche”, Journées Nationales de la Robotique Humanoïde (JNRH), 5-6 mai 2009, Nantes, France.

L. BOUTIN, A. EON, S. ZEGHLOUL, P. LACOUTURE – “Génération d’allures de marche quasistatiques et dynamiques pour les robots humanoïdes à partir de résultats de Motion Capture - Application au robot HRP-2”, Réunion du Groupe de Travail GT7, 11 décembre 2008, Montpellier, France.

L. BOUTIN, A. EON, S. ZEGHLOUL, P. LACOUTURE – “Génération de trajectoires pour les robots humanoïdes à partir de captures de mouvements humains”, Journées Nationales de la Robotique Humanoïde (JNRH), 13-14 mai 2008, Paris, France.