



HAL
open science

Conception d'une interface de marche pour la réalité virtuelle

Yves Dupuis

► **To cite this version:**

Yves Dupuis. Conception d'une interface de marche pour la réalité virtuelle. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université du Sud Toulon Var, 2006. Français. NNT: . tel-00121108

HAL Id: tel-00121108

<https://theses.hal.science/tel-00121108>

Submitted on 19 Dec 2006

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

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

**UNIVERSITE DU SUD TOULON-VAR
(USTV)**

Doctorat
Sciences et techniques industrielles

Yves DUPUIS

**CONCEPTION D'UNE INTERFACE DE
MARCHE POUR LA REALITE VIRTUELLE**

Thèse dirigée par M. Dominique MILLET
Soutenue le 8 novembre 2006

Jury :

M. Eric Moreau	Professeur	Université de Toulon	Président
M. Maxime Gautier	Professeur	IRCCyN – Centrale Nantes	Rapporteur
M. Simon Richir	Professeur	ENSAM	Rapporteur
M. Cédric Anthierens	MCF	LISMMA Toulon	Examineur
M. Pascal Souquet	Ingénieur	CETIM	Examineur
M. Dominique Millet	Professeur	LISMMA Toulon	Directeur

Laboratoire d'accueil : LISMMA SUPMECA TOULON (EA 2336)

*A ma grand-mère,
souvenir d'une promesse d'enfant...*

Remerciements

Je remercie en tout premier lieu Dominique Millet pour avoir assuré le rôle difficile de directeur de thèse.

Je remercie également mon co-encadrant Cédric Anthierens pour sa participation et son soutien quotidien.

Je remercie le CETIM en la personne de Pascal Souquet, partenaire industriel de cette thèse, pour son soutien financier.

Je remercie Eric Moreau d'avoir présidé le jury de cette thèse, Maxime Gautier et Simon Richir d'avoir accepté la charge de rapporteur.

Je remercie Jean-luc Impagliazzo pour son soutien moral dans les moments difficiles et pour tout le reste... Merci pour tout.

Je remercie également les techniciens du laboratoire pour leur disponibilité et leurs conseils pratiques.

Je remercie mes parents et mon frère pour m'avoir encouragé et supporté dans les moments difficiles.

Je remercie Nicolas et Juan pour avoir joué le rôle de cobaye sans rechigner ainsi que pour leur amitié précieuse.

Je remercie enfin ma chère Anna, merci d'avoir ensoleillé ma vie.

Table des matières

Introduction	9
Chapitre 1 Réalité Virtuelle et Interfaces de Locomotion	13
1.1 La réalité virtuelle et les interfaces comportementales.....	13
1.2 Etat de l'art des interfaces de locomotion pour la réalité virtuelle.....	16
1.2.1 Les interfaces de locomotion à substitution de mouvement.....	16
1.2.2 Les interfaces de locomotion exploitant le mouvement de marche.....	18
1.2.3 Analyse comparative des interfaces de locomotion pour la réalité virtuelle	23
1.3 Analyse biomécanique de la marche humaine.....	26
1.3.1 Description de la marche humaine	26
1.3.2 Etude cinématique et dynamique de la marche	30
1.4 Intégration des informations sensorielles lors d'un mouvement complexe : application à la locomotion	35
1.4.1 Rôle des informations kinesthésiques.....	35
1.4.2 La perception du corps en mouvement.....	38
1.4.3 Construction d'une cohérence multisensorielle.....	40
1.5 Problématique.....	42
Chapitre 2 Conception de l'Interface de Locomotion	43
2.1 Phase de pré-conception.....	43
2.1.1 Architecture de l'interface de locomotion	43
2.1.2 Choix technologiques	45
2.2 Dimensionnement des actionneurs.....	51
2.2.1 Dimensionnement moteur lors de la phase de balancement.....	51
2.2.2 Dimensionnement moteur lors de la phase d'appui.....	53
2.2.3 Validation expérimentale.....	57
2.3 Instrumentation de l'interface.....	59
2.3.1 Capture des efforts.....	59
2.3.2 Système de positionnement 3D	63
Chapitre 3 Génération des Consignes et Commande de l'Interface de Locomotion.....	80
3.1 Génération des consignes pour les pédales.....	80
3.1.1 Introduction	80
3.1.2 Phase de balancement.....	80
3.1.3 Phase d'appui.....	86

3.2 Mise en place de la commande	97
3.2.1 Choix du type d'asservissement en fonction de la stratégie de pilotage	97
3.2.2 Identification paramétrique.....	98
3.2.3 Synthèse du correcteur numérique	101
Chapitre 4 Pilotage et Expérimentation de l'Interface de Locomotion.....	109
4.1 Pilotage de l'interface de Locomotion	109
4.1.1 Introduction	109
4.1.2 Implémentation générale	110
4.1.3 Tâche de pilotage des pédales.....	111
4.1.4 Tâche de simulation.....	114
4.1.3 Aspect sécurité de l'interface.....	116
4.2 Expérimentations et Résultats.....	118
4.2.1 Immersion et interaction sensori-motrices.....	118
4.2.2 Immersion et interaction mentales.....	122
Conclusion.....	125
Références Bibliographiques	129
Publications.....	132

Introduction

C'est en 1838 que Sir Charles WHEATSTONE a inventé le stéréoscope, une visionneuse tridimensionnelle très populaire. Cet appareil comportait des lentilles inclinées et un porte-cartes adaptable à l'avant. Les cartes stéréographiques sont constituées de deux images placées côte à côte représentant le même objet tel que vu, à angles légèrement différents, par chacun des deux yeux. Lorsqu'on regarde dans la visionneuse, on a l'impression de voir l'objet en trois dimensions parce que les images envoyées au cerveau y sont fusionnées, créant ainsi l'illusion de la profondeur. Aujourd'hui, la technologie de la réalité virtuelle tridimensionnelle mise en application dans le visiocasque est fondée sur le même principe. A l'intérieur du visiocasque, deux écrans d'ordinateur sont placés à des angles légèrement différents devant les deux yeux. La naissance des techniques de la réalité virtuelle est ainsi étroitement liée à l'évolution de l'informatique, en particulier à celle du domaine de la synthèse des images. Le début des années 60 marque le début de la micro-informatique avec en particulier la création d'un périphérique entre l'homme et la machine qui servira plus tard d'interface comportementale : la souris. C'est la première interface matérielle entre l'homme et la machine qui exploite un des comportements naturels : le mouvement de la main. En 1970, le premier visiocasque est réalisé par Daniel VICKERS de l'Université de l'Utah. Ce dispositif permet une immersion visuelle dans un monde virtuel. L'utilisateur, coiffé d'un casque supportant deux mini-écrans, peut observer une scène virtuelle tout en tournant la tête. 1982 est l'année d'apparition d'une nouvelle interface comportementale : le gant de données. Ce dispositif mesure les déplacements des doigts et de la main de l'opérateur, et permet à ce dernier de communiquer avec l'ordinateur. La période 1980/1985 marque le début de la commercialisation de matériels et logiciels spécifiquement dédiés à la réalité virtuelle. A partir de 1990, le grand public prend connaissance des premiers développements de la réalité virtuelle par les médias.

Actuellement, les applications de la réalité virtuelle sont en pleine expansion. Les architectes peuvent inviter leurs clients à visiter des édifices avant leur construction. Dans le domaine de l'automobile et de l'aviation, les ingénieurs utilisent la réalité virtuelle dans la conception des moteurs et des pièces, réduisant ainsi les essais. Les travailleurs peuvent employer la même technologie pour s'entraîner avant de commencer à se servir d'une

nouvelle machine, ce qui génère un gain de temps sur la chaîne de fabrication. La réalité virtuelle peut également être utile en téléconférence, en chirurgie virtuelle ou pour simuler des exercices militaires. Enfin, les personnes ayant une incapacité peuvent utiliser la réalité virtuelle pour interagir, à l'intérieur d'un univers virtuel, avec des gens physiquement aptes. Dans certaines applications, il est intéressant d'associer le monde réel avec un monde virtuel. C'est le domaine de la réalité augmentée qui consiste par exemple à augmenter la perception visuelle du monde réel par l'insertion réaliste d'objets visuels synthétiques. La réalité augmentée est un domaine de la recherche qui est apparu au début des années 90. Ces systèmes de réalité augmentée affichent une information provenant d'une base informatique superposée ou en face d'un affichage visuel ordinaire. Les systèmes les plus intéressants reconnaîtront les objets dans leurs champs de vision et ajouteront de l'information à propos de ces objets. Néanmoins, la réalité augmentée sous-entend « augmentée en information ». A ce titre, la réalité augmentée ne touche pas seulement la vue, elle peut toucher d'autres organes sensoriels comme l'ouïe. Par exemple, un système sonore équipe maintenant couramment les voitures haut de gamme, qui prévient le conducteur lorsqu'il recule trop près d'un obstacle. Cet exemple illustre la démocratisation des systèmes d'aide et d'assistance familiarisant l'utilisateur à cette perception augmentée.

Au niveau industriel, les enjeux de la réalité virtuelle visent la réduction des délais de conception et des coûts, mais aussi tous les aspects du cycle de vie des produits. En effet, une précoce et meilleure définition des produits et de leur environnement permet de prendre en compte, dès les phases préliminaires de conception, l'industrialisation associée ainsi que les aspects commercialisation, maintenance et support. Il en découle une réduction des coûts de définition et des coûts récurrents associés à toute la vie du produit. Ces aspects sont très importants dans le cas des systèmes complexes, dangereux ou chers et en particulier à vie longue, dans des domaines tels que : aéronautique, militaire, transport et énergie. Aujourd'hui, un nombre important de jalons du cycle de développement des produits sont franchis en appuyant les décisions sur des prototypes physiques. Les technologies de la réalité virtuelle permettent d'envisager de nouvelles pistes pour des décisions anticipées en minimisant le recours au physique. En effet, la réalité virtuelle dépasse le cadre de la simple visualisation, elle permet de placer l'équipe au cœur même du projet et d'interagir avec lui. Les différentes fonctions (recherche, développement, achat, production, commerce, fournisseurs) peuvent partager rapidement une vision commune du projet : la communication

est facilitée, les problèmes sont détectés plus rapidement et un certain nombre d'incompréhensions entre divers métiers sont évitées.

Depuis l'émergence des techniques de réalité virtuelle, les efforts de développement se sont essentiellement portés sur la restitution d'informations visuelles, au détriment des autres canaux sensoriels. Mais aujourd'hui, de plus en plus d'utilisateurs souhaitent pouvoir interagir de manière plus naturelle avec les univers virtuels en s'appuyant davantage sur d'autres sens humains comme celui du toucher. Ainsi, nous qualifions de **pseudo-naturelle** l'immersion et l'interaction que nous souhaitons offrir à l'utilisateur, en lui permettant d'agir inconsciemment dans le monde virtuel en exploitant un des automatismes qu'il aura acquis dans le monde réel. Cet automatisme sera exploité dans le monde virtuel avec quelques différences sensori-motrices par rapport au monde réel, d'où le préfixe « pseudo ».

Nous distinguons actuellement plusieurs familles d'interfaces comportementales offrant une immersion et/ou une interaction pseudo-naturelle. Dans le cadre de notre étude, nous nous intéressons plus particulièrement aux interfaces comportementales de locomotion. Les travaux présentés dans cette thèse contribuent à la problématique des interfaces spécifiques de locomotion dédiées à la réalité virtuelle.

Ces travaux de thèse s'inscrivent dans une collaboration entre le CETIM et le laboratoire LISMMA de l'Institut Supérieur de la Mécanique de Paris par le biais d'un contrat CIFRE.

Le mémoire de thèse présentant ces travaux est organisé en quatre chapitres.

Dans le **chapitre 1**, nous mettons d'abord en évidence les exigences liées à la conception d'une **interface comportementale** de locomotion en réalité virtuelle. Ensuite, un **état de l'art** des interfaces de locomotion existantes pour la réalité virtuelle est décrit. Cet état de l'art est suivi d'une analyse concernant la **perception du mouvement** ainsi que la **biomécanique de la marche**, deux domaines de connaissance importants à prendre en compte avant la conception. Ce chapitre conclura en posant la problématique et en présentant les objectifs.

Le **chapitre 2** décrit l'architecture retenue pour l'interface ainsi que les choix technologiques effectués. Il présente également le **dimensionnement des actionneurs** devant prendre en

considération de nombreux facteurs liés à l'homme et à la nature des stimuli sensoriels que nous souhaitons restituer à l'utilisateur. La deuxième partie du chapitre est dédiée à l'**instrumentation spécifique** de notre interface permettant de mesurer les réponses motrices de l'utilisateur.

Dans le **chapitre 3**, nous présentons les **méthodes de génération de consigne** des pédales lors des phases de balancement (aspect motricité) et de support (aspect sensoriel). Ensuite, nous décrivons de manière précise l'**implémentation de la commande** permettant de piloter les actionneurs avec ces consignes spécifiques.

Le **chapitre 4** décrit tout d'abord la tâche de pilotage de l'interface en mettant l'accent sur le caractère **générique** de celle-ci. Nous présentons ensuite la tâche de simulation permettant à l'utilisateur d'évoluer dans le monde virtuel. Enfin, nous proposons une **validation** de notre interface basée sur des critères d'interaction et d'immersion sensori-motrices et mentales.

Chapitre 1

Réalité Virtuelle et Interfaces de Locomotion

1.1 La réalité virtuelle et les interfaces comportementales

Le terme « réalité virtuelle » est une traduction de l'expression anglaise « Virtual Reality », introduite aux Etats-Unis dans les années 80 par Jaron LANIER. Cet oxymoron, associant deux termes en apparence contradictoires, semble avoir perdu de sa signification lors de sa traduction de l'anglais car la traduction fidèle serait « pratiquement réel ». Certains préfèrent parler d'« environnements virtuels », de « mondes virtuels », de « simulations temps réel » ou de « virtuel » tout court. Quel que soit le choix terminologique, ce champ d'investigation peut être défini par trois critères : **l'immersion**, pour traduire la sensation d'être dans l'espace tridimensionnel de l'image ; **l'interactivité**, pour qualifier la possibilité de se déplacer dans cet espace et d'en manipuler les objets ; **le temps réel**, grâce auquel le « visiteur » de cet espace ne perçoit pas de décalage temporel entre son action sur l'environnement virtuel et la réponse sensorielle de ce dernier. Ainsi, la réalité virtuelle permet de restituer la notion de réalité à un humain alors qu'elle n'existe pas dans le concret. L'utilisateur d'un système de réalité virtuelle a la sensation d'être en interaction avec un environnement qui pourrait exister dans son quotidien, mais en fait il interagit simplement avec une description de celui-ci, matérialisée par des structures de données informatiques et des interfaces homme/machine. La modélisation du monde virtuel ainsi que l'interfaçage entre celui-ci et le sujet semblent donc être les deux problématiques majeures de la réalité virtuelle. Afin d'immerger l'utilisateur au sein de l'environnement virtuel, nous exploitons des interfaces matérielles dites « **interfaces comportementales** », composées « **d'interfaces sensorielles** » et « **d'interfaces motrices** ». Le traité de la réalité virtuelle [FMP, 01] définit une interface comportementale comme « un dispositif qui exploite un comportement humain, naturel et sans acquis préalable ». Autrement dit, une interface n'est pas comportementale si

elle implique une période d'apprentissage trop importante et complexe pour pouvoir être utilisée. Les interfaces sensorielles génèrent des stimuli sensoriels permettant à l'utilisateur de percevoir le résultat de ses actions dans le monde virtuel alors que les interfaces motrices informent l'ordinateur des actions motrices de l'homme dans le monde virtuel.

Certaines interfaces mixtes, « **interfaces sensori-motrices** », transmettent les réponses motrices de l'utilisateur à l'ordinateur et en retour des stimuli sensoriels sont renvoyés par l'ordinateur, comme les gants de données ou les bras à retour d'effort. Ces derniers détectent le mouvement des bras de l'utilisateur et restituent des efforts en cohérence avec la tâche à accomplir. Les applications sont nombreuses et variées, par exemple nous pouvons remarquer l'utilisation de plus en plus répandue de ces interfaces à retour d'effort dans le domaine de la chirurgie. Sur le même principe, notre réflexion est centrée sur la conception d'une interface comportementale de locomotion pédestre sensori-motrice. En d'autres termes, elle permet de transmettre les réponses motrices de marche de l'utilisateur et lui fournit des retours sensoriels cohérents avec le mouvement de marche, comme l'illustre la figure 1. Cette interface comportementale doit donc permettre à l'utilisateur de marcher naturellement sur place dans un environnement physique restreint tout en évoluant de manière illimitée dans l'environnement virtuel. Nous donnerons notre définition précise de la « marche naturelle » dans le paragraphe 2.1.1. Celle-ci revêt deux connotations distinctes relatives à la biomécanique de la marche et à la perception du mouvement propre.

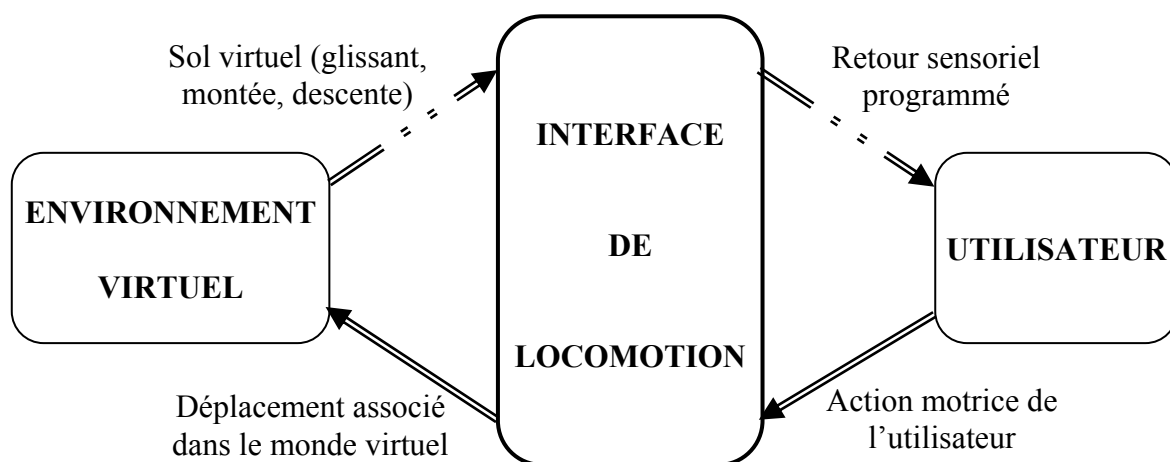


Figure 1. Interface sensori-motrice de locomotion

Cette interface est motrice du fait qu'elle informe en temps réel le monde virtuel du mouvement de marche de l'utilisateur. Elle est également sensorielle de part le fait qu'elle rend compte du mouvement de marche en agissant directement sur certains sens de

l'utilisateur. Par conséquent, l'interface doit restituer à l'utilisateur les stimuli sensoriels adéquats afin de lui faire croire qu'il marche effectivement sur un sol fixe alors que dans la réalité l'interface le ramène constamment sur place.

Nous dressons dans un premier temps l'état de l'art des différentes interfaces de locomotion existantes afin de mettre en évidence les moyens à utiliser lorsque nous souhaitons proposer à l'utilisateur une interaction et une immersion de marche la plus réaliste. En effet, comment les interfaces doivent-elles transmettre les stimuli sensoriels et les réponses motrices ? Comment les utiliser pour permettre un interfaçage efficace ? Le but commun des interfaces présentées dans le paragraphe suivant est de permettre à l'utilisateur de se déplacer dans un environnement virtuel par le biais d'un mouvement se rapprochant de la marche naturelle.

1.2 Etat de l'art des interfaces de locomotion pour la réalité virtuelle

Les interfaces de locomotion se regroupent en deux grandes familles selon qu'elles soient de type *passives* ou *actives*. Dans cet état de l'art, nous ne nous intéressons pas aux interfaces de locomotion passives comme le SpaceMouse [Log, 01], le DataGlove ou le SpaceBall [Lab, 01] avec lesquelles l'utilisateur contrôle manuellement son déplacement dans le monde virtuel contrairement aux interfaces actives où le contrôle de l'interface s'effectue par un mouvement de marche assez proche de la réalité pour ne pas nécessiter de période d'apprentissage.

1.2.1 Les interfaces de locomotion à substitution de mouvement

Etant donné les grandes difficultés techniques de réaliser une interface de marche dans deux directions, on peut souhaiter transformer le mouvement de marche en un autre type de mouvement (patins à roulette, vélo). Ces déplacements palliatifs ont le mérite de simplifier la réalisation de l'interface tout en donnant à l'utilisateur la possibilité d'activer ses jambes. Ce compromis permet une meilleure immersion sensori-motrice dans le monde virtuel que le simple déplacement virtuel commandé par une manette. Nous présentons dans ce paragraphe deux familles d'interfaces de locomotion utilisant cette substitution de mouvement. La première famille est constituée des interfaces de type « Sliding devices », le déplacement dans le monde virtuel est contrôlé par un mouvement de glissement des pieds de l'utilisateur sur le sol.

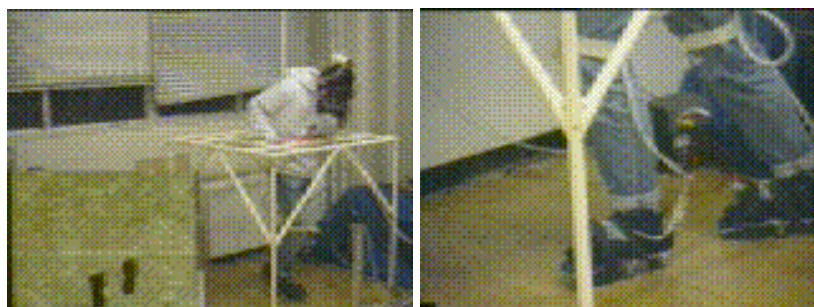


Figure 2. Interface Virtual perambulator

L'interface *Virtual perambulator* [IF, 96] fournit à l'utilisateur une sensation de marche par l'intermédiaire de patins omnidirectionnels (figure 2). Un arceau de sécurité placé tout autour de l'utilisateur permet à ce dernier de se maintenir debout et de rester dans une zone limitée de l'espace physique.

Afin de naviguer dans le monde virtuel, un visiocasque fournit une image d'horizon 360° de la scène virtuelle. Un système de freinage placé au niveau de l'orteil permet d'appliquer une force de frottement au pied de l'utilisateur lorsque celui-ci fait glisser son pied vers l'avant. La longueur des « pas » est mesurée par un codeur optique directement connecté aux roues des patins. Le principal inconvénient ici est la difficulté à garder son équilibre si l'on n'est pas un utilisateur expérimenté.

La deuxième famille d'interfaces de locomotion à substitution de mouvement est celle des interfaces à base de pédales. La première interface développée fut OSIRIS [LPD, 95] (Optimized Synthetic Infrared Interactive Simulation) destinée à des applications militaires d'entraînement au combat nocturne. Cette interface est composée d'un visiocasque pour l'immersion visuelle, d'un système de poursuite de mouvement et d'une interface mécanique bipédale de type « *stair-stepper* ».

L'interface SARCOS UniPort est constituée d'un vélo avec des pédales pouvant être actionnées électriquement (figure 3), ce qui permet de fournir une résistance à l'utilisateur en fonction de la pente du terrain virtuel mais aussi en fonction de sa vitesse d'avance.



Figure 3. SARCOS UniPort

L'utilisateur peut changer librement de direction d'avance dans la scène virtuelle en tournant son buste dans la direction souhaitée. Comme la précédente, cette interface offre une motricité effective assez lointaine de celle d'une marche naturelle mais offre l'avantage de pouvoir se déplacer librement à 360° dans le monde virtuel après une période d'apprentissage relativement courte.

Ce genre d'interface a ensuite été repris par Distler et Bulthoff [DB, 96] afin de pouvoir les incliner et les insérer dans une salle immersive de type CAVE. En 1997, Ensor et Carraro [EC, 97] ont développé une bicyclette pourvue de pédales à résistance programmable afin d'enrichir l'interaction entre l'utilisateur et l'interface. Enfin, Brogan et al. [BMH, 97] ont employé ce type de bicyclette instrumentée en la montant sur une plate-forme pouvant s'incliner jusqu'à 12 degrés dans le but de simuler la montée ou la descente de pentes.

1.2.2 Les interfaces de locomotion exploitant le mouvement de marche

Dans la famille des interfaces de locomotion exploitant le mouvement de marche naturel de l'homme, nous distinguons deux grandes catégories :

- Les interfaces de type tapis roulant 1D ou 2D
- Les interfaces de type plates-formes programmables

1.2.2.1 Les interfaces de type « tapis roulant »

Les interfaces de type tapis roulant sont largement utilisées dans le domaine de la réalité virtuelle. Elles représentent une solution efficace pour obtenir une interface de marche la plus naturelle possible. Néanmoins, le problème majeur rencontré avec cette solution est l'unique direction imposée par le tapis 1D, qui doit être complété par une autre interface (volant, manette, boutons, etc) afin de simuler la marche dans le plan. Le Sarcos Treadport [Hol, 02] est un tapis roulant 1D permettant de simuler la marche en ligne droite inclinée (figure 4). L'utilisateur porte un harnais dont l'attache est fixée dans son dos. Le principe est le suivant : la vitesse à laquelle tourne le tapis roulant est proportionnelle à l'éloignement de l'utilisateur par rapport au centre.

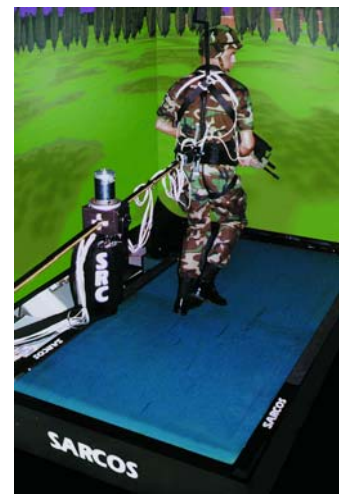
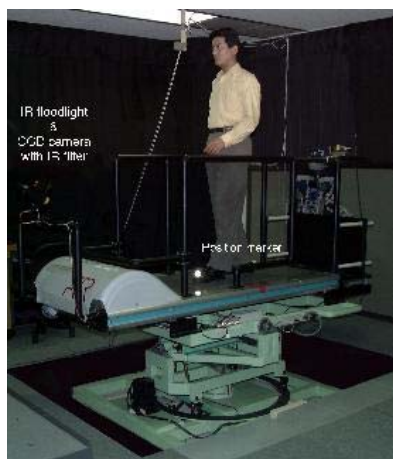


Figure 4. Interface SARCOS Treadport

Des écrans de projection entourent l'interface donnant ainsi à l'utilisateur un rendu visuel semblable à celui ressenti dans un CAVE. L'attache fixée dans le dos de l'utilisateur permet également de créer une force de rappel pour simuler une impression d'effort. Mais celui-ci n'est pas réglable.

Le changement de direction dans le monde virtuel est proportionnel au degré de rotation de l'utilisateur autour de l'axe vertical lors d'une marche lente. Dans le cas d'une marche rapide voire lors d'une course, le changement de direction est calculé à partir de la mesure de l'écart latéral entre l'utilisateur et le centre du tapis roulant. Cette interface a pour avantages d'offrir une bonne sécurité et permet surtout d'effectuer un retour d'effort sur l'utilisateur afin de simuler la gravité dans le cas de sols en pente. Par contre, il reste encore assez facile de trébucher sur ce type d'interface et le changement de direction ne s'avère pas très naturel.

L'interface ATR ATLAS [NM, 98] propose également un tapis roulant actif (figure 5) mais cette fois-ci monté sur une plate-forme par l'intermédiaire d'une jonction rotule (3 axes de rotation). La caractéristique majeure de cette interface est la douceur avec laquelle l'interface annule le déplacement physique de l'utilisateur. Pour ce faire, l'interface dispose d'une méthode de détection des mouvements de marche de l'utilisateur. L'interface présente également l'avantage de ne pas disposer de capteurs directement reliés à l'utilisateur, ce qui



l'empêche d'interférer avec son mouvement de marche. Enfin, avec la possibilité qu'offre l'interface de tourner ou d'incliner entièrement le tapis roulant, l'utilisateur a une meilleure sensation des changements de direction et des pentes. Par ailleurs, l'interface est équipée d'une caméra CCD fixée à l'extrémité avant du tapis roulant qui enregistre une image de face du pied de l'utilisateur sur lequel est placé un réflecteur. Un traitement d'image permet d'obtenir une estimation de la vitesse d'avance du pied.

Figure 5. Système ATR ATLAS

Face à un tapis asservi, les utilisateurs ne sont pas toujours à l'aise. En effet, l'appréhension de la chute en bout de tapis est assez forte pour certains utilisateurs. Dans ce cas, ils essaient d'asservir la vitesse du tapis et s'opposent au contrôleur informatique qui a le même objectif. Ceci crée des instabilités dans le mouvement du tapis [BLF, 99]. Pourtant, pour marcher le plus aisément sur un tapis, il suffit de ne pas s'occuper de son fonctionnement. En outre, les interfaces de type tapis roulant 1D présentées ci-dessus présentent toutes l'inconvénient de ne pas permettre de changement de direction lors de la marche. La conception d'interfaces de type tapis roulant 2D doit permettre de remédier à ce problème en offrant à l'utilisateur le moyen de changer de direction de manière naturelle. Darken et Cockayne [DC, 97] ont développé un tapis roulant 2D nommé ODT (Omni-Directional Treadmill) dans le cadre d'un contrat avec l'armée des Etats-Unis. Cette interface permet donc à l'utilisateur de se déplacer dans n'importe quelle direction de l'espace. Un système de tracking mécanique est attaché au harnais porté par l'utilisateur afin de piloter l'interface. L'interface est composée de deux tapis roulants 1D perpendiculaires, l'un des tapis roulants se trouve à l'intérieur de l'autre. La bande supérieure de l'interface est composée d'une matrice de roulements qui reposent sur la bande supérieure et orthogonale du deuxième tapis roulant, elle aussi composée d'une matrice de roulements comme le montre la

figure 6 ci-dessous. Chaque bande de tapis roulant est ainsi composée de 3400 rotules. D'autre part, les tapis roulants sont actionnés indépendamment par des servomoteurs. La vitesse de rotation de ces actionneurs est proportionnelle à la position de l'utilisateur sur l'interface.

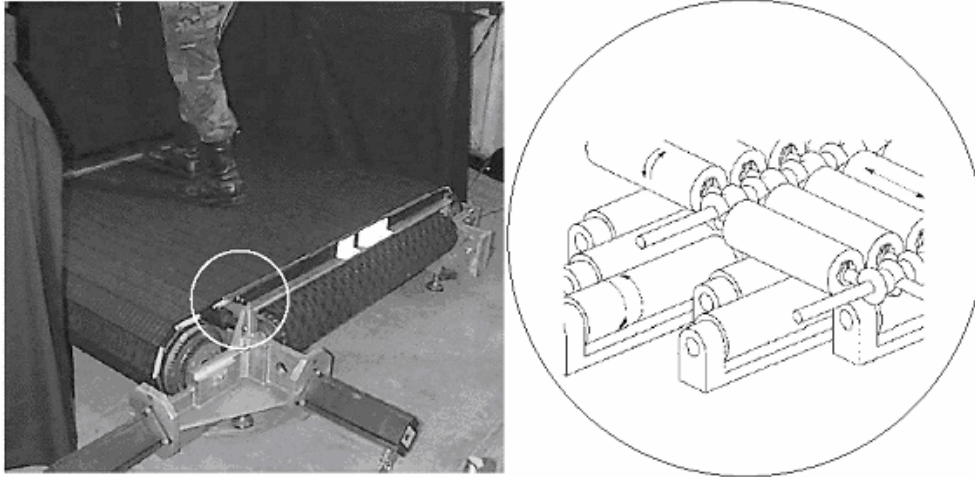


Figure 6. Interface ODT

L'avantage majeur de ce type d'interface est la possibilité de marcher dans n'importe quelle direction même de tourner sur soi même. D'autre part, les sensations de marche sont assez naturelles pour des vitesses de marche basses. Cette interface présente néanmoins des problèmes lorsque l'utilisateur souhaite opérer une transition d'une marche rapide à un arrêt immédiat. Enfin, les impressions des utilisateurs concordent à dire qu'il est nécessaire d'adapter un certain style de marche pour utiliser efficacement l'interface.

Une autre interface de type tapis roulant 2D appelée le « Torus Treadmill » a été développée par Iwata [Iwa, 99] et donne également la possibilité de marcher sur un plan infini (figure 7). Le principe utilisé est celui d'un tore composé de 12 tapis simples reliés côte à côte qui peuvent défiler suivant une direction perpendiculaire à leur axe de déroulement. Les mouvements des pieds sont mesurés par des capteurs électromagnétiques placés sur les genoux du marcheur. Le sol bouge dans le sens opposé de la marche par asservissement afin que l'utilisateur conserve en permanence la position centrale au centre du système mécanique.



Figure 7. Interface Torus Treadmill

La distance entre le marcheur et le centre du tapis déterminent la puissance des moteurs qui augmente proportionnellement avec la distance. Le sol actif se comporte comme un ressort virtuel qui ramène continuellement le marcheur au centre du système. Le plan infini est obtenu par la composition de deux translations orthogonales suivant les axes de déplacement X et Y. Les 12 tapis sont alimentés chacun par un moteur à courant alternatif de 80 W. Dans la direction orthogonale, un moteur à courant alternatif de 200 W entraîne l'ensemble des tapis. La vitesse de défilement des tapis est de 1.2 m/s en X et Y. La longueur maximum de pas est de 30 cm sur une aire active de 1 m x 1 m. Les inconvénients majeurs sont ici l'encombrement matériel de l'interface ainsi que la nuisance sonore des organes de transmission. D'autre part, le changement de direction doit s'opérer avec précaution. Enfin, de façon générale pour les interfaces de type tapis roulant, il n'est pas possible d'agir de manière indépendante sur les deux membres inférieurs de l'utilisateur contrairement aux interfaces présentées ci-dessous.

1.2.2.2 Les interfaces de type plates-formes programmables

Contrairement aux interfaces décrites précédemment, elles permettent de simuler un terrain inégal ou courbé et de rendre compte du frottement ou de la rigidité d'un sol. Le principe est de reproduire la surface d'un sol inégal à l'aide de plates-formes programmables possédant chacune un certain nombre de degrés de liberté. L'interface SARCOS Biport est basée sur ce principe et utilise trois actionneurs hydrauliques pour contrôler chacune des pédales (figure 8). La même interface possédant des actionneurs électriques à la place des actionneurs hydrauliques a été mise en place par Roston et Peurach en 1997 [RP, 97].



Figure 8. SARCOS Biport

Le GaitMaster1 [Iwa, 01] est une interface qui permet de simuler une surface de sol inégale dans toutes les directions. Les principaux éléments de l'interface sont deux pédales

possédant chacune trois degrés de liberté, toutes les deux montées sur une plate-forme tournante (figure 9). L'utilisateur se tient debout sur les pédales et a la possibilité de se maintenir grâce à des rambardes de sécurité. La plate-forme tournante suit l'orientation du marcheur et chaque pédale est pilotée afin de pouvoir suivre la position du pied correspondant. L'avantage de ce type d'interface est la possibilité de pouvoir simuler la montée et la descente lors de la marche. Néanmoins, l'interface présente d'importantes limitations en ce qui concerne la longueur et la vitesse des pas.



Espace de travail de la pédale :

32 cm en ligne droite

28 cm sur le côté

20 cm en hauteur

Vitesse maximale de la pédale en translation :

50 cm/s

Vitesse maximale de rotation de la plate-forme :

500 deg/s

Figure 9. GaitMaster type omnidirectionnel

Le GaitMaster 2 (figure 10) permet uniquement de simuler la marche en ligne droite. L'interface est composée de deux pédales, chacune possédant deux degrés de liberté en translation (horizontal et vertical). Chaque pédale suit le mouvement du pied et le ramène à sa position initiale. Ainsi, l'utilisateur peut physiquement marcher dans un environnement virtuel tout en étant globalement maintenu sur place dans le monde physique, même lors de la montée ou de la descente d'un escalier virtuel.

Espace de travail de la pédale :

80 cm en horizontal

20 cm en vertical

Vitesse maximale horizontale :

1.5 m/s

Charge maximale :

80 kg



Figure 10. GaitMaster type unidirectionnel

Plus récemment, une nouvelle interface de locomotion appelée CirculaFloor [IYF, 05] a été développée et utilise un ensemble d'unités planes mobiles indépendantes reproduisant la surface du sol sous les pieds de l'utilisateur et lui permettant ainsi de se déplacer dans toutes les directions (figure 11). La surface infinie du sol est assurée par la circulation des unités mobiles sous les pieds de l'utilisateur. Le déplacement du pied est mesuré par l'intermédiaire de capteurs de positions. Lors du contact avec le pied, l'unité se déplace dans la direction opposée au marcheur afin d'annuler son déplacement physique. Ainsi, la position du marcheur est fixe dans le monde réel et ceci indépendamment de la direction dans laquelle ce dernier évolue.

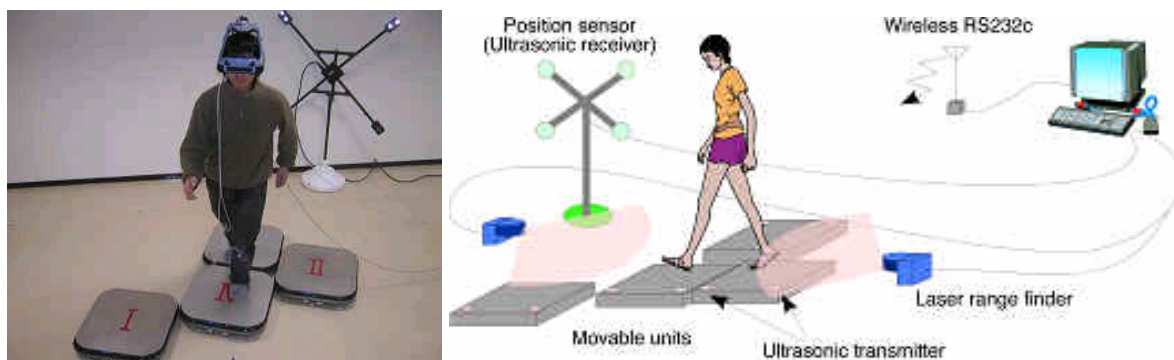


Figure 11. Interface CirculaFloor

Cette interface présente l'avantage évident d'être peu encombrante et facilement transportable. Cependant, le prototype actuel fonctionne uniquement à des vitesses de marche très basses (plusieurs appuis par unité mobile) et développer une interface permettant une marche plus rapide semble techniquement assez difficile. En effet, la vitesse de marche moyenne étant de 1.5 m/s, il est nécessaire de ramener les unités à la même vitesse. Une solution serait d'augmenter le nombre d'unités mobiles mais alors dans ce cas chaque unité devra être capable de remonter plus rapidement vers l'avant.

1.2.3 Analyse comparative des interfaces de locomotion pour la réalité virtuelle

Nous n'avons pas développé ici toutes les solutions possibles de déplacement virtuel, mais seulement celles qui exploitent les mouvements, approchés ou similaires, de la marche humaine. La description des interfaces de locomotion à substitution de mouvement a montré qu'il n'est pas toujours nécessaire de faire concrètement « marcher » l'utilisateur. Le mouvement de marche peut être substitué par un mouvement de glisse ou bien de pédalage.

Le retour sensoriel généré par ces interfaces se limite la plupart du temps à l'utilisation de patins ou à l'existence d'un couple de contre-réaction variable sur un pédalier de vélo.

Les interfaces de locomotion exploitant le mouvement de marche offrent quant à elles une meilleure immersion sensori-motrice. D'un côté, les interfaces de type plate-formes programmables permettent de restituer à l'utilisateur un retour sensoriel programmé plus naturel mais qui sont de manière générale limitées au niveau de la cinématique et de la dynamique du mouvement. De l'autre côté, les interfaces de type tapis roulant offrent la possibilité de se déplacer librement dans le plan dans certains cas mais le plus souvent au détriment d'un retour sensoriel perturbant lors des phases d'accélération, de décélération ou de changement de direction. Nous avons regroupé dans le tableau 1 les principales interfaces de locomotion présentées dans cet état de l'art et évalué leur degré de satisfaction vis à vis de 3 critères nous semblant primordiaux à atteindre dans le cadre d'une marche naturelle. L'action naturelle définit l'immersion et l'interaction du point de vue fonctionnel. La fonction de notre interface (la marche) est comparée à la fonction similaire dans le monde réel (indépendance des membres, ...). La marche sur l'interface est-elle similaire à la marche dans le monde réel ? La facilité de marche renseigne sur la qualité motrice de l'interface (nombre de degrés de liberté, amplitude et vitesse des pas). Enfin, le retour sensoriel décrit la capacité de l'interface à restituer à l'utilisateur des stimuli sensoriels relatifs à la marche.

Interfaces de locomotion	Action naturelle	Facilité de marche	Retour sensoriel
Virtual Perambulator	- -	+	-
SARCOS Uniport	-	-	- -
SARCOS Biport	+	+	-
GaitMaster type unidirectionnel	+ +	+	-
GaitMaster type omnidirectionnel	+ +	-	+
CirculaFloor	+	- -	-
SARCOS Treadport	+	+	-
ATR ATLAS	+ +	+	-
ODT	+ +	+	-
Torus Treadmill	+	+	-

Tableau 1. Comparatif des interfaces de locomotion pour la réalité virtuelle

A travers ce tableau présentant les principales interfaces de locomotion, nous avons mis en évidence la difficulté manifeste de concevoir une interface répondant de manière satisfaisante à l'ensemble de nos critères. En nous basant sur l'approche instrumentale de l'interfaçage (figure 12) donnée par P. Rabardel [Rab, 95], nous pouvons de manière générale souligner un décalage entre la motricité désirée et la motricité effective dû à une limitation cinématique et dynamique de l'interface.

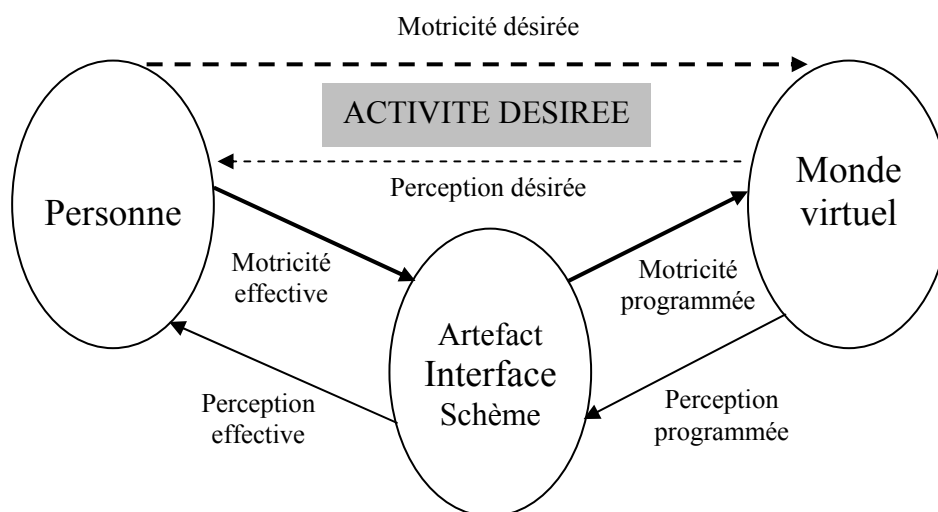


Figure 12. Schème triadique de l'interfaçage comportemental en réalité virtuelle

En outre, le décalage entre perception désirée et effective est dû soit à une absence ou un mauvais retour sensoriel sur l'utilisateur. En effet, quels types de récepteurs sensoriels doit-on stimuler et lesquels ne doit-on pas stimuler? D'autres le seront avec des caractéristiques différentes de celles détectables par l'homme en situation réelle. L'ensemble de ces stimulations effectives pourront donner naissance à des incohérences que le cerveau devra gérer. L'existence de ces incohérences sensori-motrices est inhérente aux techniques de la réalité virtuelle, voire est le fondement de toute une partie de sa problématique car nous proposons à l'utilisateur une interaction et une immersion « réaliste » et « pseudo-naturelle ». Dans ce contexte, nous admettons qu'il n'est pas possible de dupliquer l'action réelle de marche en terme de perception. Cela est dû au fait que l'utilisateur reste sur place, il n'y a donc pas de transport de masse contrairement au cas de la marche sur sol fixe. Cependant, l'impact des incohérences sensori-motrices peut être diminué grâce aux expérimentations et aux connaissances des spécialistes des sciences cognitives et biomécaniques. Pour cela, nous dressons dans la suite de ce chapitre, un état de l'art sur la biomécanique de la marche ainsi que sur les modes de perception du mouvement lors de la marche.

1.3 Analyse biomécanique de la marche humaine

La marche est un mouvement moteur que l'on acquiert progressivement dès notre plus jeune âge. Progressivement affinée chez l'enfant, elle devient une fonction complexe, intégrée à de multiples niveaux du système nerveux central, à tel point qu'il n'est pas possible de lui reconnaître un centre spécial. La marche met en jeu de nombreux automatismes, qui permettent la reproduction cyclique de la séquence active des membres inférieurs, tout en autorisant l'adaptabilité nécessaire aux variations du relief, aux changements d'allure ou aux modifications de trajectoire. Le but de cette étude est de comprendre les aspects fondamentaux de la marche humaine, qui est une activité d'une extrême complexité.

1.3.1 Description de la marche humaine

1.3.1.1 Le cycle de marche normal

Pour étudier le mouvement humain, qui est réalisé dans un espace à trois dimensions, on détermine trois plans de référence du corps, qui sont le *plan sagittal*, le *plan coronal ou frontal*, et le *plan transversal* (figure 13).

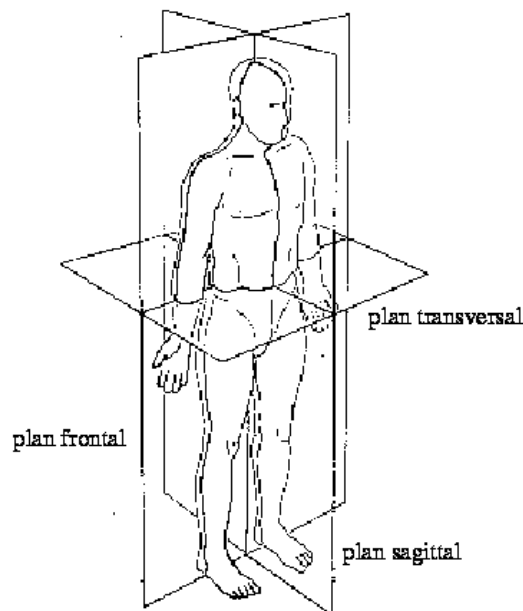


Figure 13. Plans de référence du corps humain dans la position anatomique standard

Lorsque l'on désire étudier la marche du point de vue biomécanique, on se représente un modèle cyclique du mouvement, en faisant l'hypothèse que les cycles sont tous les mêmes. Bien que cette hypothèse ne soit pas tout à fait correcte, c'est une approximation raisonnable.

La figure 14 illustre un cycle de marche pour un enfant de huit ans. Par convention, le cycle débute lorsque le pied de référence, le pied droit pour nous, rentre en contact avec le sol.

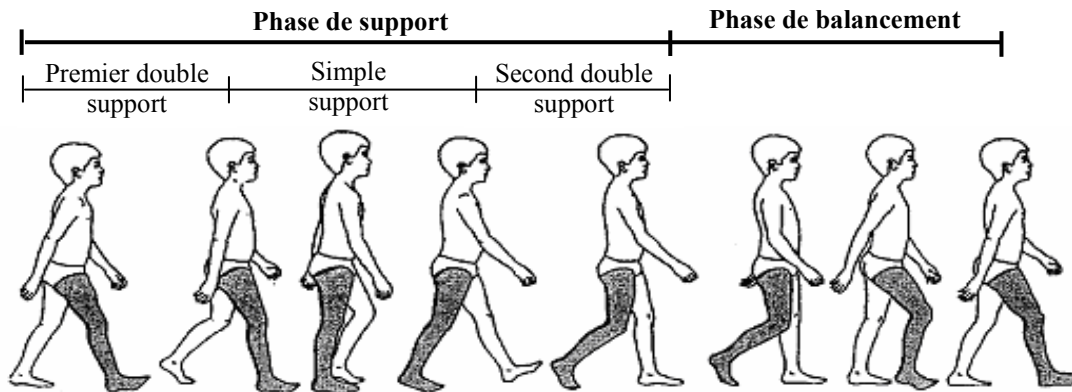


Figure 14. Cycle de marche normal

Le cycle de marche se divise en deux phases principales pour chaque pied : la période pendant laquelle le pied est en contact avec le sol est appelée *phase d'appui*. La *phase de balancement* désigne alors la période de temps durant laquelle le même pied a quitté le sol et avance jusqu'à sa prochaine phase d'appui.

Ainsi, la marche humaine est un processus de locomotion pendant lequel le tronc est supporté successivement par une jambe puis par l'autre. Alors que le corps passe au-dessus de la jambe d'appui, l'autre jambe effectue un mouvement de balancement dans le sens de progression en préparation pour sa prochaine phase d'appui. Il y a donc toujours un pied qui est en contact avec le sol. En fait, pendant le changement de support entre les deux jambes, on observe une période où les deux pieds sont en contact avec le sol, c'est la phase de *double appui*. Cette phase se réduit au fur et à mesure que l'on marche de plus en plus vite, jusqu'à ce qu'elle disparaisse complètement pendant la course, où elle est remplacée par une période de vol où les deux pieds sont en l'air. Ce changement cyclique de fonction de chaque jambe et l'existence d'une période de transfert pendant laquelle les deux pieds sont en contact avec le sol sont les principales caractéristiques du processus de locomotion qu'est la marche [VDO, 92]. On en déduit donc que quelles que soient les distorsions dues à des infirmités physiques, les deux éléments indispensables pour toute forme de marche bipède sont :

- La périodicité du mouvement de chaque pied d'une position de support à une autre dans le sens de progression.
- La continuité des forces de réaction du sol qui supportent le corps.

1.3.1.2 Les différentes périodes lors de la marche

Si l'on considère les phases d'un cycle de marche pour un pied donné au niveau temporel, on remarque que la phase d'appui représente 62% de la durée du cycle complet et la phase de balancement 38% (figure 15)

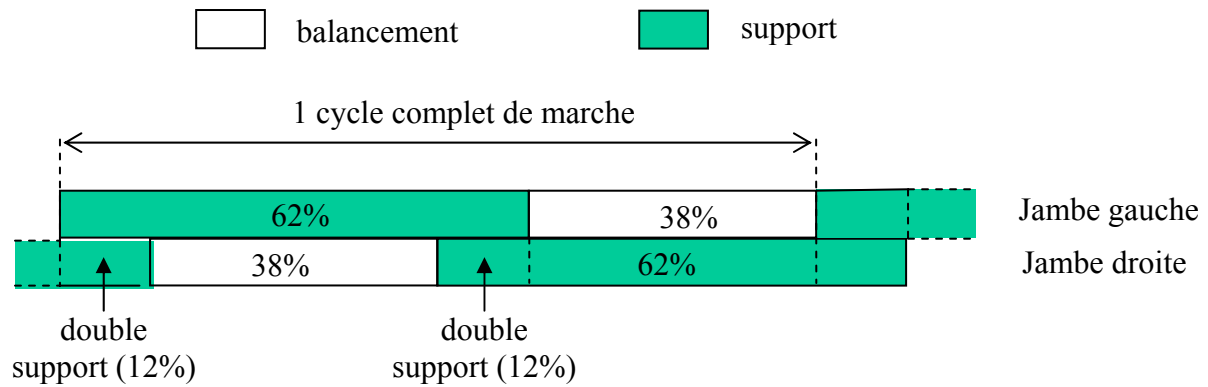


Figure 15. Durées des phases de balancement et d'appui pour un cycle

Traditionnellement, le cycle de marche humain est divisé en huit périodes. La phase d'appui est divisée en cinq périodes et la phase de balancement en trois périodes. L'ensemble de ces périodes, représentées dans la figure 16, représentent les facteurs invariants de la marche.

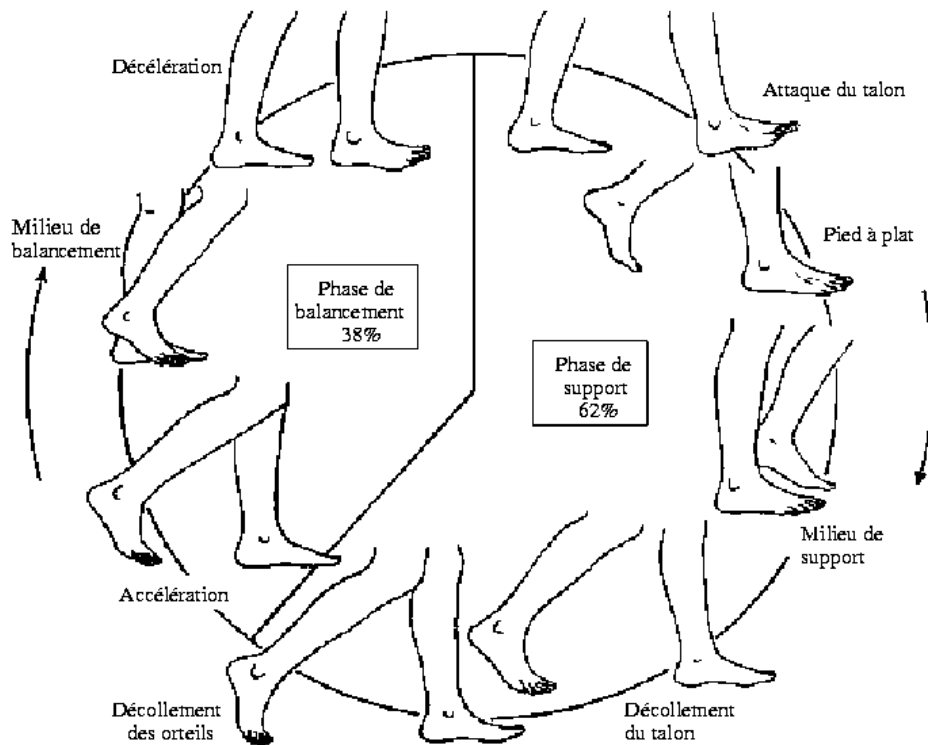


Figure 16. Les huit périodes principales composant le cycle de la marche humaine

La phase d'appui débute avec la pose du talon sur le sol et se termine avec le décollage des orteils du même pied. Elle peut être divisée en cinq sous-phases :

- Le cycle de marche débute avec *l'attaque du talon* qui représente le moment où le centre de gravité du corps est au plus bas. A cet instant, le membre inférieur est allongé au maximum, et le bassin est en adduction horizontale du côté de l'attaque par rapport au membre portant. Le genou est en extension quasi complète voire complète selon les individus. La cheville se trouve en position neutre, ces déplacements articulaires ont pour but de donner au membre inférieur sa longueur maximale.
- Le *pied à plat au sol* apparaît lorsque la surface plantaire du pied touche le sol. A cet instant, le marcheur se trouve en équilibre monopodal. Le genou se fléchit légèrement, de 15° à 25° suivant le marcheur et la rapidité du déplacement.
- Le *milieu de support* a lieu lorsque le pied contre latéral de balancement dépasse le pied de support. Le centre de gravité du corps est dans sa position la plus haute.
- Le *décollement du talon* se produit lorsque le talon perd contact avec le sol. Cette étape se caractérise par une activité intense des muscles dits « fléchisseurs plantaires » agissant sur la cheville. Lors du décollement du talon, les orteils restent fermement en contact avec le sol, la cheville se trouve placée en position haute. Ceci risquant de soumettre le centre de gravité à une accélération verticale trop importante, aussi le genou se plie-t-il au même instant.
- Le *décollement des orteils* termine la phase de support alors que le pied quitte le sol.

La phase de balancement commence avec le décollage des orteils et s'achève avec le contact du talon avec le sol. Pendant cette phase, on observe les trois événements suivants :

- *L'accélération* qui commence dès que le pied quitte le sol et que l'articulation de la hanche est en pleine activité pour balancer la jambe dans le sens de progression. Le poids du corps est alors entièrement supporté par la jambe opposée.
- Le *milieu de balancement* qui se produit au moment où le centre de masse (COM) passe devant le centre de pression (COP). Elle coïncide avec la phase de milieu de support de l'autre pied.

- La *décélération* qui décrit l'action des muscles pour ralentir le mouvement de la jambe et stabiliser le pied en le préparant pour un nouveau contact du talon avec le sol.

Lorsque l'on rapporte la durée de chacun de ces intervalles à la durée totale de l'enjambée, on constate que les valeurs des rapports sont presque inchangées, quelle que soit la vitesse de marche [AB, 96]. Cela révèle un fait important : indépendamment de la fréquence et de la longueur des pas qui vont varier en fonction de la morphologie des individus, le patron de base de la marche conserve à peu près la même structure temporelle. En conséquence, nous considérons dans la suite, le cycle de marche comme étant une suite de ces huit périodes.

1.3.2 Etude cinématique et dynamique de la marche

Dans l'état de l'art concernant les interfaces de locomotion, nous avons mis en évidence un décalage important entre la motricité désirée et la motricité effective . Ce décalage est essentiellement dû aux limitations cinématiques et dynamiques des interfaces. Afin de diminuer, voire même annuler ce décalage, il est primordial de définir dès la conception préliminaire les caractéristiques cinématiques et dynamiques à atteindre par notre interface de locomotion. Pour cela, il est très utile d'obtenir des relevés de vitesse, d'accélération ou d'efforts de certains points particuliers du corps lors de la marche : pieds, chevilles, genoux, épaules, tête et centre de masse dans le cas d'une marche droite normale.

1.3.2.1 Données biomécaniques issues de la vidéographie

Nos données expérimentales proviennent des soutiens scientifique et technique de l'IRISA de Rennes et du Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de l'Exercice Musculaire de Marseille. Nos données cinématiques proviennent d'un système de capture de mouvement nommé VICON composé de 6 caméras permettant de reconstituer en trois dimensions les positions de réflecteurs positionnés sur le marcheur au niveau des articulations. La mesure de la trajectoire de ces points permet alors de reconstituer le mouvement du corps segmenté du marcheur et même de remonter à la trajectoire de son centre de masse.

Nous présentons, dans les figures 17 et 18, les courbes de position, de vitesse et d'accélération dans le plan sagittal des pieds d'un individu mesurant 1.76 m et pesant 75 Kg lors d'un cycle normal de marche en ligne droite.

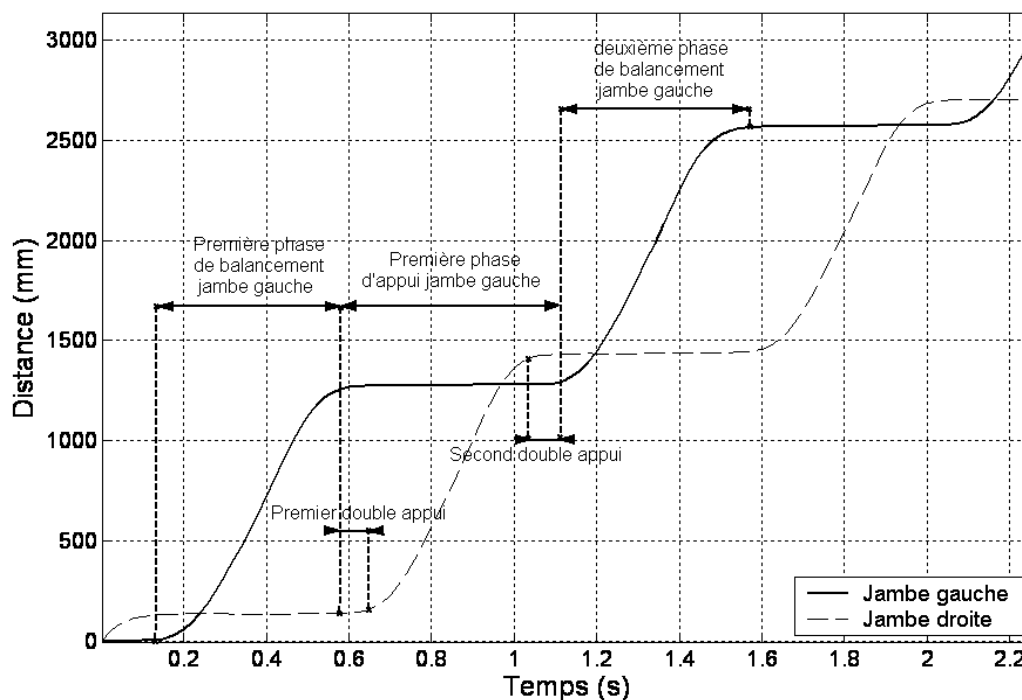


Figure 17. Distance parcourue par les pieds dans le plan sagittal lors de la marche

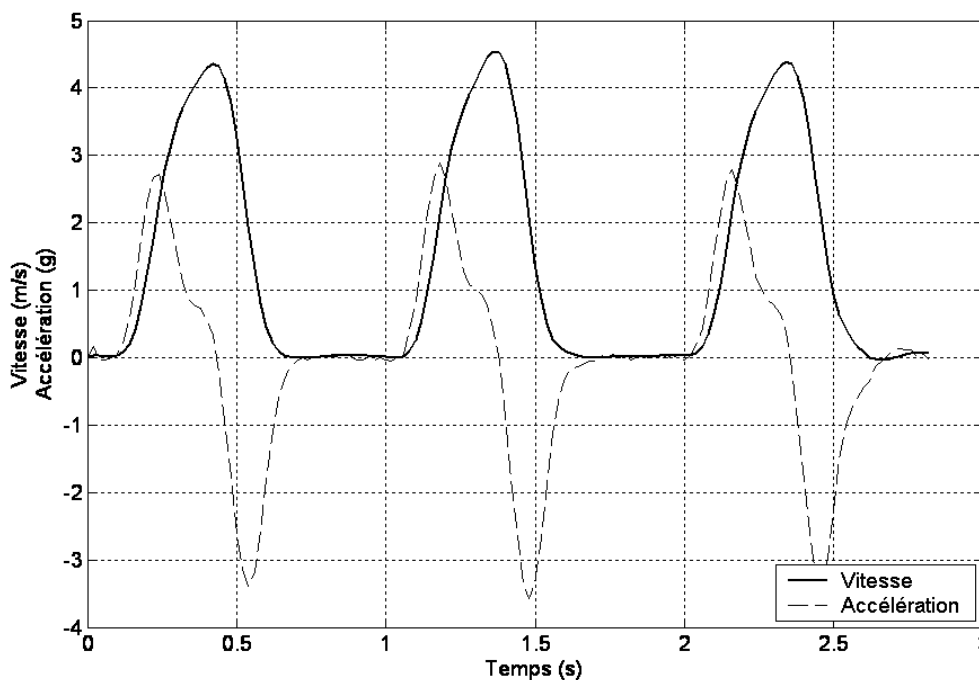


Figure 18. Courbes de vitesse et d'accélération du pied dans le plan sagittal

L'interprétation directe de ces courbes nous permet de mesurer la longueur du pas du marcheur qui est ici d'environ 69 cm. D'autre part, nous constatons que le pied atteint sa vitesse maximale (environ 4.5 m/s) au milieu de la phase de balancement. Enfin, l'accélération maximale du pied a lieu pendant la période de décollement du talon (cf. 2.3.1.2) et atteint presque 30 m/s^2 . De manière générale et conformément à notre hypothèse

précédente, ces courbes de position, de vitesse et d'accélération peuvent être jugées périodiques. L'ensemble de ces données devra être pris en considération lors de la conception de notre interface de locomotion. En effet, les vitesses et accélérations du pied lors de la phase de balancement de la jambe sont des contraintes importantes à intégrer si l'on souhaite donner à l'utilisateur une motricité effective la plus proche possible de celle désirée.

1.3.2.2 Evolution du centre de masse lors du cycle de marche

Il est également important de connaître l'évolution du centre de masse (COM) dans le plan sagittal lors du cycle de marche en ligne droite puisque celui-ci nous informe directement sur l'équilibre du marcheur. Pour cela, on détermine d'abord le COM de chaque segment constituant le modèle segmenté de l'utilisateur puis le COM du corps est calculé dans le référentiel comme le barycentre de l'ensemble des centres de masse de ces segments pondérés de leurs masses respectives.

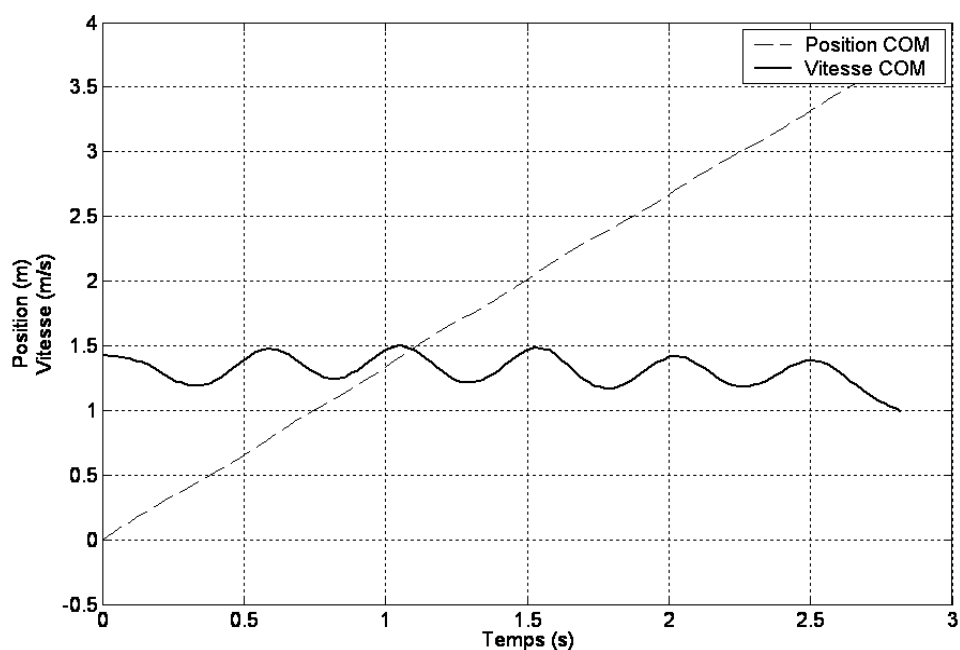


Figure 19. Courbes de position et de vitesse du Centre de Masse

La figure 19 nous montre que la trajectoire sagittale du COM est assimilable à une droite. En réalité, cette droite présente des fluctuations locales puisque sa dérivée nous donne une courbe d'allure sinusoïdale évoluant autour de 1.3 m/s, vitesse moyenne d'avance du marcheur. Il est encore remarquable que cette courbe de vitesse du COM puisse-être assimilée à une courbe périodique. Lors de la phase d'appui de la jambe, la vitesse du COM décroît jusqu'à atteindre son minimum vers le milieu de la phase d'appui pour ensuite remonter vers sa valeur maximale lors du décollage du talon.

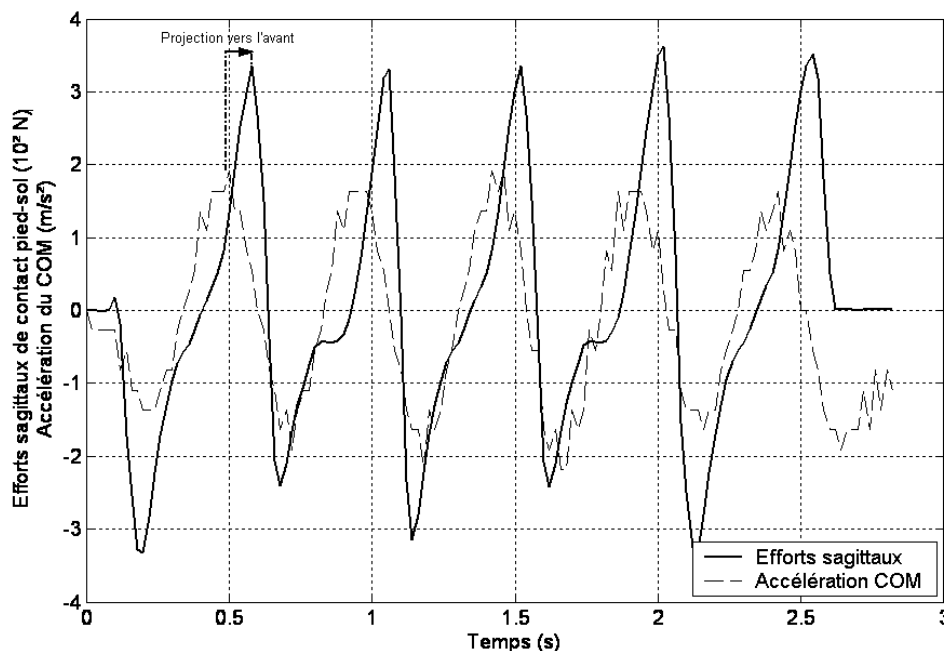


Figure 20. Mise en évidence de la causalité entre l'accélération du COM et efforts pied-sol

Il est intéressant de mettre en correspondance les efforts sagittaux de contact pied-sol et la courbe d'accélération du COM (figure 20) afin de mettre en évidence l'avance du COM par rapport aux actions de contact pied-sol. En effet, la marche est un perpétuel déséquilibre vers l'avant : c'est la projection vers l'avant qui entraîne l'évolution des efforts de contact avec le sol et non l'inverse. Cependant, lors du pilotage de notre interface, nous n'aurons pas accès directement à la position du COM. En effet, la méthode de détermination par vidéographie du COM décrite dans la partie précédente n'est pas envisageable dans notre cas pour des raisons évidentes d'encombrement. Par contre, il est envisageable de mesurer les efforts de contact pied-sol. La connaissance des efforts au sol pendant la phase d'appui nous permet-elle de remonter à la position du COM de l'individu ?

1.3.2.3 Relation entre efforts au sol et centre de masse

Pour un corps solide indéformable, nous pouvons appliquer le principe fondamental de la dynamique, dont nous tirons la relation suivante :

$$\sum \vec{F} = M \cdot \vec{a}$$

où M est la masse du corps, \vec{a} l'accélération du corps et \vec{F} la résultante des forces extérieures appliquées au corps. Néanmoins, le corps humain n'est pas un solide indéformable et cette relation ne peut donc pas s'appliquer directement dans notre cas. Dans la suite de ce

paragraphe, nous présentons différentes méthodes de détermination du COM à partir des données relatives aux efforts au sol.

Il existe différentes méthodes de détermination du COM à partir d'une plate-forme de forces [Col, 00]. Une plate-forme de forces est une plaque dont chacun des 4 coins est pourvu d'un capteur piézoélectrique. Ces capteurs mesurent les efforts exercés par l'individu sur la plaque lors de la phase d'appui de la marche et ceci dans les trois directions orthogonales de l'espace. A partir d'une plate-forme de forces, la méthode de double intégration de la première équation de la dynamique permet d'obtenir le déplacement du COM. Cependant, on ne connaît ni la vitesse initiale ni la position finale et l'on doit alors recourir à des techniques d'estimation des constantes d'intégration. Par ailleurs, la méthode utilisant la dynamique inverse est souvent utilisée dans l'analyse du mouvement. Le principe est de représenter le diagramme des corps libres du premier segment, d'identifier toutes les forces et les moments et de calculer les inconnues par les équations de Newton-Euler. Enfin, on procède de même au segment suivant avec la connaissance de l'action du premier segment sur le second. Une autre méthode consiste à déterminer la position du COP qui est le point d'application de la résultante des forces exercées par l'individu sur le sol. On interprète alors le COP comme un signal corrélé et bruité du COM. A partir de ce principe, on estime le déplacement du COM en filtrant les données temporelles du COP. Cette méthode est essentiellement basée sur l'hypothèse que le COP fluctue par rapport au COM et qu'il contient donc des composantes fréquentielles plus hautes. Il est également à noter que l'ensemble de ces trois méthodes ne permettent pas de déterminer le déplacement vertical du COM. Cette lacune n'est pas pénalisante car l'altitude du COM peut être assimilée comme constante lors de la marche.

1.3.2.4 Conclusion

Les études cinématique et dynamique de la marche nous ont permis de caractériser mécaniquement la marche : cinématique, dynamique du pas et trajectoire du COM. En outre, nous avons vu que la trajectoire du COM pouvait être déterminée grâce aux efforts au sol. Cette trajectoire doit être prise en compte pour déterminer la manière dont nous allons ramener l'utilisateur sur place. De plus, ce retour sur place va s'opérer au niveau des membres inférieurs mais ne va pas être uniquement perçu par ceux-ci. En effet, la perception du retour d'effort aura lieu également sur les membres supérieurs comme le cou et la tête qui jouent un rôle important au niveau de la perception du mouvement propre. C'est ce que nous nous proposons de décrire dans la suite.

1.4 Intégration des informations sensorielles lors d'un mouvement complexe : application à la locomotion

1.4.1 Rôle des informations kinesthésiques

1.4.1.1 La proprioception

Il nous paraît normal de connaître le mouvement de notre bras ou la direction de la verticale, mais aucun indice ne nous laisse deviner que nous avons dans les muscles des capteurs de longueur et de force, dans les articulations des capteurs de rotation, dans la peau des capteurs de pression et de frottement, et dans chaque oreille, cinq capteurs qui mesurent spécialement les mouvements de la tête. En ce qui concerne la marche humaine, les retours sensoriels des effecteurs locomoteurs, mais également des récepteurs décrivant l'orientation du corps dans l'espace contribuent à la régulation de la locomotion.

Dans tous les muscles de notre corps, on trouve de petites fibres bien particulières qui sont placées parallèlement aux fibres proprement dites des muscles : ce sont les fuseaux neuromusculaires. Ces capteurs sensoriels détectent l'allongement du muscle. Ils mesurent non seulement la longueur des muscles, mais aussi sa dérivée première, la vitesse [Ber, 97]. En d'autres termes, la décharge du fuseau est maximale avant que la longueur d'étirement ne le soit, car la vitesse croît plus vite que la longueur. Ainsi, lorsqu'un muscle est étiré, le temps de contraction compense exactement celui de l'étirement grâce à cette anticipation dynamique rendue possible par les propriétés des fuseaux. De façon plus générale, ***plus un capteur donnera une dérivée d'ordre élevée de la grandeur mécanique qu'il mesure, plus le cerveau pourra anticiper sur la grandeur elle-même à un moment donné ultérieur.*** En effet, pratiquement tous les capteurs sensoriels mesurent des dérivées des grandeurs qui les activent spécifiquement. Pendant la locomotion, le cerveau induit une modulation de la sensibilité dynamique des fuseaux. A chaque phase du pas, le cerveau règle la sensibilité de ses capteurs.

Pendant la marche, la fonction des muscles varie suivant leur localisation anatomique. Les muscles situés au sein des membres inférieurs participent activement au déplacement locomoteur. Leur message sensoriel contribue à l'entretien et à la régulation de l'activité musculaire [Mas, 00]. En revanche, les muscles du cou sont essentiellement passifs et dévolus au rôle d'organe sensoriel. Ils permettent la mise en relation des nombreuses entrées sensorielles provenant d'une part des effecteurs, d'autre part des récepteurs céphaliques. Les

descripteurs physiologiques et cinématiques témoignent de l'inefficacité d'une vibration externe à modifier la marche lorsque celle-ci est appliquée sur les muscles effecteurs [Win, 90]. En revanche, la vibration des muscles du cou a d'importants effets sur la conduite locomotrice [CBP, 01]. Lorsque la stimulation est appliquée au niveau dorsal, l'inclinaison du tronc vers l'avant augmente la vitesse du pas. Si elle est localisée sur les muscles latéraux, la direction locomotrice est perturbée. Les muscles des membres inférieurs ont un rôle critique pour maintenir l'équilibre locomoteur dynamique. La vibration des muscles du cou perturbe radicalement l'orientation locomotrice. Cet aspect met l'accent sur la problématique du référentiel coordinateur des différents espaces sensoriels et moteurs durant les tâches motrices. Il souligne en outre la validité des théories plaçant le segment céphalique au sommet de la hiérarchie organisatrice de la motricité humaine.

1.4.1.2 Le système vestibulaire

Les capteurs de la proprioception permettent de mesurer les mouvements relatifs des masses corporelles entre elles, ce qui est insuffisant pour les mouvements complexes où le cerveau doit connaître les mouvements absolus de la tête et du corps dans l'espace. L'oreille interne contient les organes de l'équilibre. Ces organes captent diverses informations d'accélération qui nous permettent de connaître et de contrôler notre position dans l'espace. Pour reconstituer parfaitement le mouvement d'un corps libre dans l'espace, on peut décomposer ceux-ci en trois rotations et trois translations. On peut mesurer ces mouvements sur trois axes perpendiculaires : un vertical et deux horizontaux. Nos organes de l'équilibre utilisent très précisément cette représentation : ils mesurent trois accélérations angulaires (rotation) et trois accélérations linéaires sur les trois axes. Le labyrinthe vestibulaire comprend deux types de structure : les canaux semi-circulaires, au nombre de six, orientés dans les trois plans de l'espace (3 de chaque côté) et les organes otolithiques, au nombre de quatre [Fer, 03].

Il existe dans chaque oreille interne un canal semi-circulaire latéral, un canal antérieur (ou supérieur) et un canal postérieur. Ces canaux, orthogonaux entre eux, renseignent sur les rotations de la tête dans les trois plans de l'espace en détectant les accélérations angulaires, réalisant un système de codage neuronal réciproque en « *push-pull* ». Ces canaux contiennent les cellules ciliées sensibles aux accélérations angulaires. Le liquide qu'elles renferment (l'endolymphe) se déplace par inertie si la tête subit une accélération angulaire : le

déplacement de l'endolymphe exerce une pression sur les cils des cellules sensorielles reliées à des terminaisons nerveuses qui vont indiquer la position du corps.

Les organes otolithiques (sacculé et utricule) renseignent quant à eux sur l'orientation de la tête par rapport à la gravité et sur les déplacements linéaires, ayant ainsi les propriétés d'un capteur inertiel. Le sacculé, d'orientation verticale, enregistre l'action de la gravité. Les capteurs utriculaires détectent quant à eux préférentiellement les accélérations linéaires dans le plan horizontal. Les organes otolithiques comportent chacun une zone réceptrice, l'épithélium sensoriel, qui réalise la transformation d'un mouvement de tête en un signal neural.

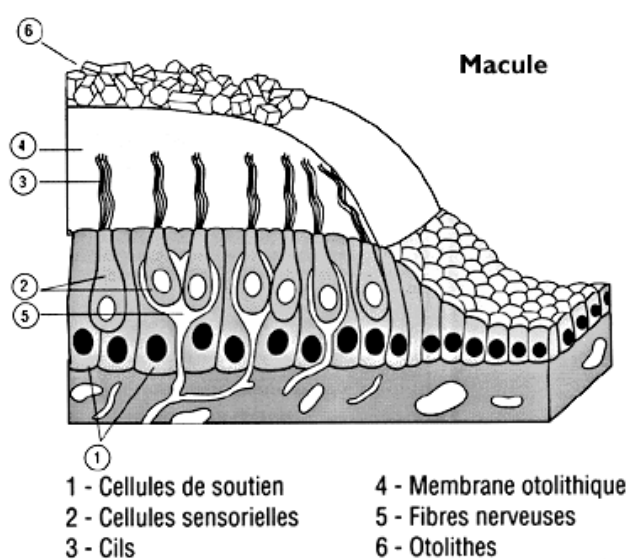


Figure 21. Coupe transversale d'une macule

Les cellules sensorielles sont surmontées d'une membrane otolithique gélatineuse qui comporte des particules cristallines de carbonate de calcium, les otolithes (figure 21). Les forces linéaires qui agissent dans le plan de la macule provoquent un déplacement tangentiel de la membrane otolithique par rapport à l'épithélium sensoriel. Rappelons que les cils des cellules nerveuses sont recouverts par la membrane otolithique et sur cette membrane sont englués des concrétions calcaires : les otolithes. Lors d'une accélération, les cils des cellules sensibles se courbent donc sous l'effet du glissement de la membrane otolithique elle-même entraînée par la densité des otolithes. On peut se représenter le fonctionnement de ce système en pensant à un passager debout dans un bus. Il se tient à une poignée, lors de la marche normale ou à l'arrêt, il tient debout sans problème, il ne tire donc pas sur la poignée qui reste verticale. Lors d'une accélération, il est entraîné vers l'arrière, il se retient à la poignée qui est

donc inclinée vers l'arrière. Le même mécanisme se produit lors d'un freinage. Les cellules ciliées émettent un signal nerveux, fonction du sens et de l'importance de la courbure de leurs cils.

En conclusion, les informations en provenance du vestibule sont issues d'un récepteur complexe : les cellules ciliées. En effet, à la différence d'autres récepteurs (ex : récepteur sensitif cutané de PACINI qui ne répond qu'à un type de stimulus en se dépolarisant) les cellules ciliées se dépolarisent ou s'hyperpolarisent suivant la direction du mouvement de la tête. De surcroît, un mouvement de la tête affecte les deux vestibules et il doit s'établir des connexions dans le système nerveux central pour traiter des informations de significations différentes pour chacun des deux vestibules. Par ailleurs, les quatre groupes de noyaux recevant les neurones vestibulaires primaires s'appellent « les noyaux vestibulaires » mais reçoivent de multitudes d'afférences à partir d'autres modalités sensorielles (cutanées, somesthésiques, visuelles) et du cervelet. Ils constituent donc de véritables centres d'intégration sensori-motrice.

1.4.2 La perception du corps en mouvement

La perception du mouvement propre est une grande fonction de la vision appelée « Vection ». Un exemple : nous avons tous ressenti l'irrésistible illusion d'avancer lorsque, assis dans un train à l'arrêt, nous voyons le train voisin démarrer ; ou lorsque, regardant d'un pont une rivière en contrebas, nous avons l'impression que le pont s'avance. Il apparaît que l'intensité de la vection est proportionnelle à plusieurs paramètres du mouvement du monde visuel. Le premier est la surface : plus la surface de la scène visuelle en mouvement est grande, plus l'intensité de la vection est forte. Encore qu'une très petite surface scénique soit aussi susceptible d'induire la vection. *Cette idée va dans le sens que la perception est fonction non pas tant de l'intensité d'une stimulation que de la concordance de celle-ci avec une hypothèse faite par le cerveau.* L'anticipation est fondamentale pour la perception du mouvement propre. Un autre paramètre important pour déterminer l'intensité de la vection est la vitesse de défilement. Au-dessous d'un certain seuil, la vection n'est pas perçue ; au-delà, l'intensité de la sensation augmente avec la vitesse jusqu'à un maximum à partir duquel la vection disparaît brusquement si la vitesse augmente. La fréquence spatiale de la scène, c'est à dire le nombre d'éléments par unité de surface, influe aussi sur l'intensité de la vection. Enfin, le dernier élément est la distance de la scène en mouvement et, en particulier,

sa position en toile de fond ou en avant-scène. C'est la partie de l'environnement la plus distante qui est déterminante pour l'intensité et la direction de la vection [Ber, 67].

Afin de percevoir notre mouvement propre, nous utilisons inconsciemment différents modes de représentation de la position des objets. Une façon de coder ces relations entre objets consiste à tout rapporter à soi-même, à estimer la distance et l'angle de chacun de ces objets par rapport à votre corps. Ce codage de type polaire est typiquement égocentré. Une deuxième façon consiste à utiliser les relations des objets entre eux ou par rapport à une référence extérieure à notre corps. Le codage est alors dit allocentré et il est invariable par rapport à notre propre mouvement : il se prête donc bien à la simulation interne, mentale, des déplacements. Les canaux semi-circulaires de l'organe vestibulaire constituent un référentiel euclidien fondamental qui peut-être à la base de notre perception géométrique de l'espace [BI, 87]. Par sa structure même, il ne donne de référence que pour les mouvements propres du corps. C'est un système égocentré. La gravité est un autre référentiel lié à l'espace extérieur. C'est un invariant de l'espace terrestre et elle est mesurée par des récepteurs spécialisés que sont les otolithes.

La gravité constitue une référence extérieure au corps et, par conséquent, comme le dit Paillard [Pai, 71], « un fil à plomb externe » auquel les mouvements du corps peuvent être référés dans un référentiel qu'il appelle « géocentrique ». Pendant la course ou la marche, la tête est stabilisée en rotation avec un angle qui dépend de la direction du regard. Cette stabilisation est possible grâce au système vestibulaire qui évalue l'angle de la tête par rapport à la gravité. Pendant la marche, la tête est stabilisée en rotation autour de positions déterminées par la direction du regard. Ici, les pieds touchent rarement le sol donc la surface terrestre ne peut pas servir de référence. Le cerveau utilise la détection de la gravité par le système vestibulaire pour stabiliser la tête et créer une plate-forme mobile comme référentiel. Le cerveau peut choisir de multiples référentiels : il choisit un référentiel lié au membre qui effectue le mouvement.

1.4.3 Construction d'une cohérence multisensorielle

La vitesse de la tête dans l'espace est mesurée en combinant les informations des accéléromètres vestibulaires et du tachymètre visuel. On sait aussi que les neurones des noyaux vestibulaires ne reçoivent pas seulement des informations visuelles et vestibulaires : ils sont également sensibles à l'activation des récepteurs musculaires du cou. Des voies synaptiques très courtes les relient aux fuseaux neuromusculaires (très nombreux dans les muscles du cou) qui mesurent la longueur et la vitesse d'étirement des muscles. Lorsque la tête tourne, le cerveau est donc informé de cette rotation par cette combinaison d'informations visuelles, vestibulaires et proprioceptives. La mesure du mouvement est donc bien multisensorielle. La direction du regard modifie également la perception vestibulaire du mouvement.

Voyons maintenant, grâce à un exemple simple, la manière dont coopèrent le sens du toucher et les fonctions visuo-motrices : si l'on veut suivre du doigt un plan incliné de façon à y positionner une cheville dans un trou, le cerveau peut adopter trois stratégies. Dans un premier cas, il peut ne pas tenir compte des forces et effectuer une simple poursuite visuelle du contour du plan. Une deuxième stratégie est d'appliquer une force continue sur le plan et détecter que le doigt perd le contact lorsque la force devient nulle. Pour maintenir le doigt au contact du plan, il suffit de contrôler l'intensité de la force détectée par le toucher, comme avec un asservissement. Enfin, le cerveau peut adopter une troisième stratégie : il se constitue un modèle interne de la forme de l'objet à suivre et n'impose pas une force aux muscles du doigt [Pai, 71]. Il maintient celui-ci peu contracté (en termes de robotique, on dira qu'il s'agit d'une stratégie « compliant ») de sorte qu'une variation importante indique que le doigt s'est écarté de la trajectoire désirée. ***La perception devient alors comparaison entre un état attendu et un état réel.*** Par conséquent, la vision et le sens haptique coopèrent dans une tâche de suivi de forme en élaborant un modèle interne de la forme. Dès lors, on peut se poser les questions suivantes : lors de la marche, de quelle manière les capteurs sensoriels combinent leurs signaux ? Comment peut-on introduire une cohérence entre ces signaux ? En effet, les informations des sens sont ambiguës : problème de différence entre accélération dans un sens et freinage dans l'autre pour les canaux semi-circulaires et les otolithes, problème des accélérations de Coriolis pour les canaux semi-circulaires, problème du train pour la vection. De plus, ces informations ne sont pas dans le même système de coordonnées : les canaux semi-circulaires sont situés dans un référentiel euclidien lié à la tête, la vision est dans

l'espace donné par la rétine, les sens sont situés dans l'espace moteur et l'audition est dans l'espace des fréquences. En outre, l'ensemble de ces informations visuelles et vestibulaires sont décalées dans le temps. D'autre part, ces informations ne couvrent pas les mêmes plages de vitesse de mouvement : les capteurs vestibulaires sont très rapides à détecter les accélérations alors que la vision est plus lente. Les capteurs des fuseaux musculaires ont des temps de réponse différents et les bandes passantes sont différentes entre capteurs tactiles et vision.

En résumé, la perception est une interprétation, sa cohérence est une construction dont les règles dépendent de facteurs endogènes et des actions que nous projetons. Il y a plusieurs façons d'agencer les données des sens pour construire une cohérence (qui peut entraîner la constitution des illusions). Le but de cette deuxième partie est de mettre en évidence le fait que l'action de notre interface sur la jambe d'appui sera perçue au niveau des muscles, des articulations et du système vestibulaire. La compréhension du fonctionnement des organes proprioceptifs et vestibulaires va nous permettre dans la suite de mettre au point une stratégie permettant à l'utilisateur de percevoir le retour sur place de manière particulière.

1.5 Problématique

L'état de l'art des interfaces de locomotion a mis en évidence la difficulté de concevoir une interface permettant un mouvement naturel de marche ne nécessitant pas de phase d'adaptation. L'existence de cette phase d'adaptation est essentiellement due au fait que les mouvements de l'utilisateur sont limités tant au niveau spatial qu'aux niveaux cinématiques et dynamiques. Par conséquent, l'utilisateur doit faire l'effort de limiter l'amplitude et la vitesse de sa marche.

D'un autre côté, les interfaces existantes ne s'intéressent pas à la perception du mouvement propre de l'utilisateur lors de la marche. En effet, la marche sur tapis roulant 2D semble être déstabilisante pour l'utilisateur, notamment lors des phases d'accélération et de décélération où la chute est fréquente. Il semble donc également primordial de prendre en compte les informations sensorielles kinesthésiques, vestibulaires et visuelles lors de la marche afin d'assurer une cohérence sensorielle.

La problématique de notre étude est donc dans un premier temps de concevoir une interface de locomotion possédant une motricité compatible avec la dynamique de la marche humaine. Cette conception prendra évidemment en compte le choix de la structure de l'interface, le dimensionnement de ses actionneurs ainsi que son instrumentation. Dans un deuxième temps, le problème se pose de savoir de quelle manière l'interface va agir sur l'utilisateur afin d'assurer une cohérence sensorielle.

Les objectifs de ces travaux concernent donc deux points :

- Concevoir une interface de locomotion permettant à l'utilisateur de marcher en ligne droite de manière la plus naturelle possible tout en restant globalement sur place. Le terme « naturelle » revêt ici deux connotations bien précises, l'une liée à la cinématique et à la dynamique de marche, l'autre attachée à la perception sensorielle.
- Valider notre interface en termes de motricité et de perception effective pour principalement satisfaire des applications de réalité virtuelle.

Chapitre 2

Conception de l'Interface de Locomotion

2.1 Phase de pré-conception

2.1.1 Architecture de l'interface de locomotion

L'écriture du Cahier des Charges Fonctionnel (CdCF) (Annexe A) permet de regrouper l'ensemble des besoins à prendre en compte lors de la conception de l'interface de locomotion. Dans ce contexte, il est nécessaire de rappeler que cette interface est destinée à des applications de réalité virtuelle et doit notamment pouvoir être insérée dans des salles immersives (Annexe A). Dès lors, des contraintes d'ordre dimensionnel se voient imposées par les dimensions de ces salles (3 m x 3 m) dans lesquelles nous souhaitons intégrer l'interface. De plus, le but des salles immersives étant d'immerger visuellement l'utilisateur en projetant les images du monde virtuel sur les murs ainsi que sur le sol, la hauteur de notre interface doit être limitée afin d'éviter une trop grande déformation des images projetées sur le sol. Rappelons ici que l'état de l'art des interfaces de locomotion a montré la difficulté de concevoir un système peu encombrant. Notamment, les interfaces de type « tapis roulant » 1D ou 2D s'avèrent de manière générale trop encombrantes pour pouvoir être insérées dans une salle immersive.

A ces contraintes dimensionnelles viennent naturellement s'ajouter d'autres besoins relatifs à la perception du mouvement propre de la marche. L'objectif principal étant de fournir à l'utilisateur un système lui permettant de marcher le plus naturellement possible, il nous est nécessaire de définir ce que nous sous-entendons par marche « *naturelle* ». Comme schématisé dans la figure 22, l'originalité de notre interface réside dans sa caractéristique sensori-motrice. En effet, la motricité de notre interface lui permet de mesurer, grâce à certains nombre de capteurs, les actions de marche de l'utilisateur. A partir de ces mesures, l'interface est alors capable de produire un retour sensoriel programmé permettant à

l'utilisateur de marcher globalement sur place mais aussi d'agir directement sur certains récepteurs sensoriels spécifiques de l'utilisateur.

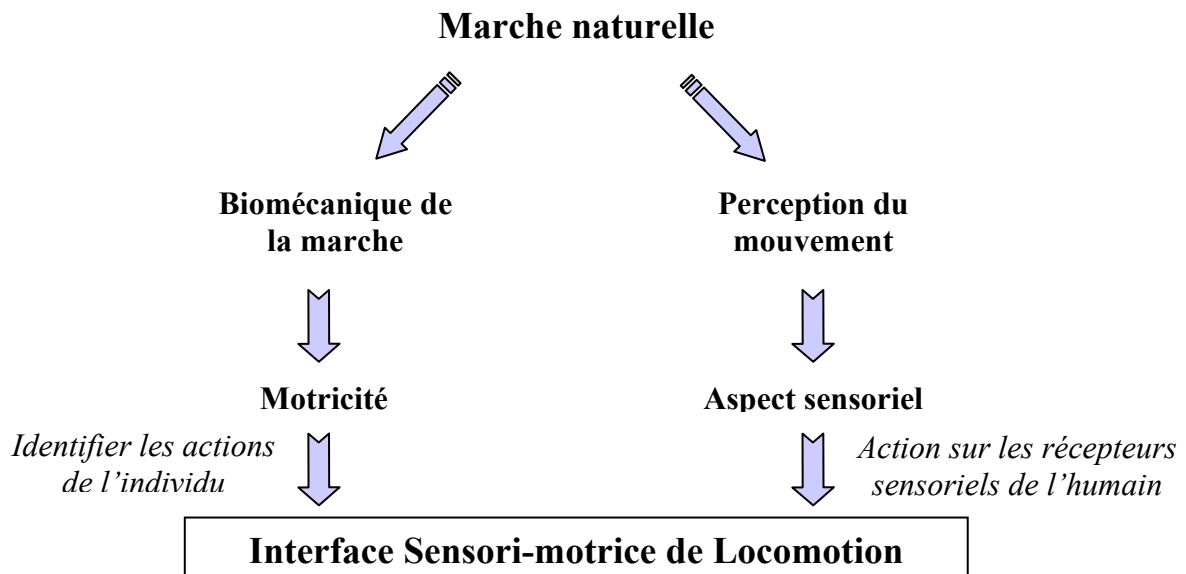


Figure 22. Définition de la notion de marche « naturelle » dans notre étude

Pour toutes ces raisons, nous avons retenu une architecture de type cartésienne pour notre interface, comme le montre la figure 23 ci-dessous. L'interface de locomotion 2D ainsi présentée possède deux « pédales » indépendantes sur lesquelles l'utilisateur peut marcher librement. Chacune de ces pédales possède 3 degrés de liberté : deux en translation et un en rotation afin que les pédales puissent suivre le mouvement de rotation des pieds lors d'un changement de direction.

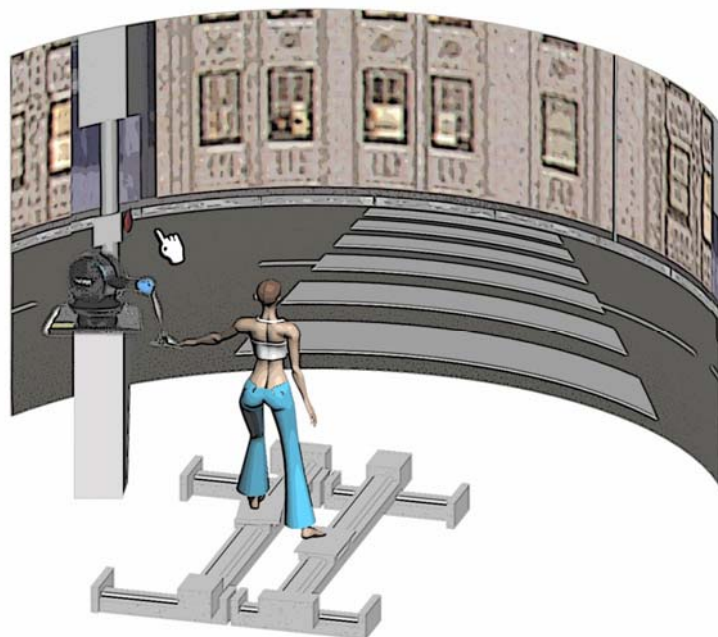


Figure 23. Interface de locomotion pour la marche plane

Nous soulignons ici l'aspect modulaire de notre interface puisque la prise en compte, dès la phase de pré-conception, des besoins relatifs à la marche dans le plan, nous permet de développer en premier lieu l'interface 1D pour la marche en ligne droite. Cette étape validée, il sera alors possible de développer l'interface 2D autorisant la marche plane. Cette stratégie de développement nous permet de valider nos hypothèses relatives à la perception du mouvement dans le cas d'une marche en ligne droite, celles-ci pouvant être ensuite généralisées à la marche plane.

En conclusion, nous pouvons d'ores et déjà esquisser le cycle de fonctionnement de notre interface pour la marche en ligne droite :

- Une phase motrice dite de « balancement » où le pied de l'utilisateur n'est plus en contact avec la pédale. Lors de cette phase et grâce à une instrumentation adéquate, la pédale suit le mouvement de translation du pied afin de se trouver à sa verticale.
- Une phase sensorielle dite de « support » pendant laquelle le pied est en contact avec la pédale et ramené suivant une consigne spécifique afin de garder l'utilisateur sur place.

Dans la suite de ce paragraphe, nous présenterons d'abord les choix technologiques retenus pour ensuite nous intéresser plus précisément au problème du dimensionnement des actionneurs.

2.1.2 Choix technologiques

L'étude cinématique et dynamique de la marche (§ 1.3.2) a permis d'évaluer les courbes de position, de vitesse et d'accélération du pied lors d'un cycle de marche sur sol fixe. Les caractéristiques de la chaîne d'entraînement des pédales devront donc répondre à ces spécifications de déplacement, de vitesse et d'accélération. La longueur moyenne du pas d'un individu étant de 80 cm, la course de l'actionneur linéaire devra donc être d'environ 1,4 m afin de positionner chacune des butées de sécurité à 20 cm des extrémités de l'axe et d'obtenir une marge de sécurité de ± 10 cm. Le tableau 2 ci-dessous regroupe les contraintes auxquelles devra répondre notre système.

Course utile (mm)	1400
Encombrement maximal L / l / H (mm)	1800 / 400 / 200
Charge normale maximale (Kg)	100
Vitesse maximale (m/s)	3
Accélération maximale sous charge (m/s ²)	20
Précision en positionnement (mm)	1
Force de maintien statique (N)	500

Tableau 2. Spécifications pour les actionneurs de translation

Dans la suite, nous décidons de ne pas nous intéresser aux actionneurs hydrauliques et pneumatiques pour des raisons évidentes d’encombrement. Notre étude se limitera aux systèmes mécaniques à entraînement direct ou indirect.

2.1.2.1 Entraînement direct – Moteurs linéaires

Le concept du moteur linéaire est semblable aux moteurs électriques conventionnels. En effet, il suffit de dérouler un moteur électrique conventionnel pour s’en rendre compte : le stator est maintenant l’inducteur et le rotor devient une bobine ou bien un rail magnétique. Avec cette architecture, la charge est reliée directement au moteur. L’entraînement mécanique en translation est donc direct sans aucun système de conversion de mouvement de rotation en mouvement de translation. L’intérêt pour ce type d’entraînement trouve son explication à travers sa technologie :

- Grande dynamique de mouvement (vitesse, accélération)
- Grande précision du positionnement
- Grande fiabilité, durée de vie plus longue
- Flexibilité et souplesse avec, entre autres, la possibilité de monter plusieurs parties sur un seul axe.

Techniquement, les principales limites sont les suivantes :

- Le moteur linéaire, placé près de la charge, peut dans certains cas : perturber le processus en cours par les échauffements produits par le moteur dans la zone de travail

- Le circuit magnétique du moteur peut attirer des particules magnétiques avec un risque d’accumulation locale problématique.

Nous recensons deux principales structures pour ce type d’actionneurs : les machines à course « limitée » et « illimitée ». En ce qui concerne les moteurs à course « limitée », leurs courses sont en général inférieures à 50 mm. Les moteurs à course limitée sont généralement monophasés, apportant une légère simplification de l’électronique de contrôle. En ce qui concerne les moteurs à course « non limitée », leur course est dite « illimitée » au sens magnétique du terme et sont en fait limités par leur encombrement. Ils sont nécessairement polyphasés. Les technologies principalement utilisées sont les suivantes :

Les moteurs linéaires à balais :

Ces moteurs linéaires ont leurs bobines montées sur un guidage linéaire au dessus des aimants fixes. La commutation s’effectue par une tige parcourant toute la longueur du moteur et des balais fixés sur le stator. Cette méthode limite les opérations à grande vitesse en raison de la perte de temps générée par la commutation avec les balais.

Les moteurs linéaires sans balais à noyau de fer

Le moteur est composé d’un rail à base de fer sur lequel sont montés des aimants permanents. L’inducteur est constitué de tôles métalliques et de bobines enroulant ces tôles. Les capteurs à effet hall sont montés dans la zone où sont fixés les bobines ou bien sur le bord du moteur. Ces capteurs sont activés par les aimants et permettent la commutation des bobines. Cependant, comme l’inducteur est composé de fer sur lequel sont posés des aimants permanents, il y a une variation de la force sur l’induit appelée « cogging force ». La conception des moteurs linéaires est optimisée pour minimiser cette variation en biaisant les aimants.

Les moteurs linéaires sans balais à noyau époxy

Avec cette technologie, deux rails magnétiques sont montés l’un face à l’autre (Nord et Sud opposés). Une plaque entre ces deux rails les empêche de se rapprocher. L’inducteur est ici composé de bobines séparées par de l’époxy. Cet assemblage de bobines est monté sur une barre en aluminium. Tout comme pour le moteur linéaire sans balai à noyau de fer, les capteurs thermiques et à effet hall sont montés sur l’inducteur.

Les moteurs linéaires « slotless »

Le rail est le même que celui utilisé pour les moteurs linéaires sans balais à noyau de fer, c’est à dire une plate forme de fer sur laquelle sont montés des aimants permanents. L’inducteur est composé d’une part de bobines similaires à celles utilisées pour les moteurs linéaires sans balais à noyau époxy, d’autre part d’une plaque en fer placée derrière les bobines. Tout cela est placé dans un logement en aluminium avec une ouverture sur la partie supérieure.

Le tableau 3 ci-dessous regroupe les caractéristiques principales des différentes technologies de moteurs linéaires présentées précédemment.

Caractéristique	Moteur linéaire à noyau de fer	Moteur linéaire à noyau époxy	Moteur linéaire « slotless »
Coût	Bas	Elevé	Le plus bas
Force d’attraction entre l’inducteur et le rail des aimants	La plus élevée	Aucune	Moyenne
Variation de la force	La plus élevée	Aucune	Moyenne
Rapport force / taille	Le meilleur	Moyen	Bon
Caractéristiques thermiques	Les meilleures	Les pires	Bonnes
Poids de l’inducteur	Le plus lourd	Le plus léger	Modéré
Force maximale de l’inducteur (N) (*)	133 – 6800	13 – 750	180 – 1100
Force en continu de l’inducteur (N)	44 – 2220	4 – 250	38 – 246
Accélération (m/s ²)	98	98	98
Vitesse max (m/s)	5	5	5
(*) Force maximale pour un duty cycle de 10%			
Duty cycle : rapport de la durée de fonctionnement du moteur sur la durée totale du cycle			

Tableau 3. Comparaison des technologies de moteurs linéaires

La technologie des moteurs linéaires convient donc à nos spécifications mais néanmoins, son coût ainsi que la difficulté de mise en place du système restent un frein à leur utilisation.

2.1.2.2 Choix d'un système à entraînement indirect

Afin de répondre aux spécifications présentées dans le tableau 2, nous proposons un système d'entraînement indirect par courroie crantée comme le montre la figure 24. Le banc de translation est ainsi composé d'une base compacte en aluminium sur laquelle sont montés des guidages en V, la transmission s'effectuant par l'intermédiaire d'une courroie crantée. Le mouvement est ainsi généré par une courroie de transmission et deux poulies de sorte que l'ensemble soit à la fois rigide, précis et rapide. Chaque axe est muni d'un réducteur et d'un servomoteur adéquat afin de répondre aux exigences cinématiques et dynamiques de la locomotion.



Figure 24. Axe de translation linéaire

Le choix reste donc à faire entre l'utilisation d'un servomoteur classique ou d'un servomoteur de type *brushless*. Le moteur *brushless* est constitué d'un aimant tournant de 2 ou 4 pôles ainsi que d'un aimant servant à exciter les capteurs à effet Hall. Le stator, composé d'un bobinage de 3 à 4 phases, alimenté par une électronique de puissance, génère un champ tournant. L'électronique de puissance assure, grâce aux capteurs à effet Hall, l'alimentation successive des phases, ce qui permet au moteur *brushless* d'obtenir les mêmes caractéristiques que les moteurs à courant continu. L'utilisation des moteurs *brushless* est particulièrement adaptée à des applications nécessitant de longues durées de vie, des vitesses élevées, et /ou des fonctionnements en conditions d'utilisation difficiles. Le tableau 4 ci-dessous regroupe les avantages et inconvénients dans le cas de l'utilisation de servomoteurs classiques ou *brushless*.

	Avantages	Inconvénients
Servomoteur classique	Facilité de réguler le couple et la vitesse en ajustant la tension de courant continue	Collecteur mécanique rotatif → Inertie élevée et pertes par chaleur importantes au niveau du bobinage du rotor
Servomoteur <i>Brushless</i>	Concentration des pertes au niveau du stator. Pas de collecteur mécanique → Réduction de l’inertie du rotor, augmentation de la vitesse de rotation, accroissement de la tension d’alimentation par rapport aux moteurs à courant continu	Prix sensiblement plus élevé que les servomoteurs classiques

Tableau 4. Comparaison servomoteur classique / brushless

En se basant sur les contraintes dynamiques imposées dans le cahier des charges fonctionnel, notre choix se porte donc vers l’utilisation d’un servomoteur de type *brushless*. Dans la suite, nous nous intéresserons au problème délicat du dimensionnement de cet actionneur. En effet, les contraintes cinématiques et dynamiques propres aux phases de « balancement » et de « support » vont être traduites en terme de vitesse et de couple moteur.

2.2 Dimensionnement des actionneurs

Le dimensionnement des actionneurs est un problème délicat puisqu'il ne s'agit pas dans notre cas de garder sur place une masse inerte. En effet, l'homme est à la fois un système actif et réactif. Dans ce sens, il transmet des efforts sur le sol lors de la marche mais il réagit également aux mouvements extérieurs perturbateurs. La difficulté majeure dans le dimensionnement des actionneurs va donc résider dans la phase d'appui (cf. figure 31). Lors de cette phase, l'utilisateur transmet effectivement des efforts sur la pédale mais il réagira également en conséquence du mouvement de translation imposé par la pédale. Dès lors, pendant la phase d'appui, la vitesse ainsi que le couple moteur utile vont dépendre de nombreux facteurs tels que la consigne de retour, la masse de l'utilisateur ainsi que les efforts exercés par l'utilisateur sur la pédale. Pendant la phase de balancement, le cahier des charges fonctionnel prévoit que la pédale suive et reste à la verticale du pied. Pour ce faire, le moteur doit pouvoir répondre à des contraintes cinématiques et dynamiques imposées par celles du pied.

2.2.1 Dimensionnement moteur lors de la phase de balancement

2.2.1.1 Expression du couple moteur

Pendant toute la durée de cette phase, le pied de l'utilisateur n'est pas en contact avec la pédale qui doit le suivre. Par conséquent, aucune action extérieure de l'utilisateur ne vient agir sur la pédale en translation. Le principe fondamental de la dynamique appliqué à la pédale nous donne alors :

$$C_m = \left(J_m + \frac{2J_p}{\eta_r K^2} + \frac{M_p R_p^2}{\eta_r \eta_c K^2} \right) \frac{d\Omega_m}{dt} + \frac{M_p \cdot g \cdot \tan\varphi}{\eta_r \eta_c K}$$

Où :

- C_m est le couple moteur.
- Ω_m est la vitesse de rotation du moteur.
- R_p est le rayon de la poulie.
- K est le rapport de réduction.
- η_r et η_c sont respectivement les rendements du réducteur et de la courroie.
- M_p est la masse de la pédale.

- J_m et J_p sont respectivement l’inertie du moteur et de la poulie.
- $\tan \varphi$ est le frottement de friction des guidages.
- g est l’accélération de la pesanteur.

Nous utilisons un modèle de frottement de Coulomb pour les guidages du rail. Le coefficient de frottement visqueux est ici supposé négligeable, il sera déterminé de manière précise lors de l’identification du banc de translation (cf. § 3.2.2).

2.2.1.2 Simulation

Le cahier des charges fonctionnel impose une vitesse de translation linéaire de la pédale maximale de 3 m/s. Le rayon de la poulie étant donné par le constructeur, nous choisissons alors une vitesse maximale de rotation raisonnable du moteur *brushless* égale à 3000 tr/min. Nous choisissons alors un rapport de réduction égal à 5 permettant d’atteindre une vitesse linéaire de 3.2 m/s. Afin de faciliter la compréhension de nos propos, nous notons V_{sol} la courbe de vitesse du pied sur sol fixe (figure 18 §1.3.2.1.). Lorsque l’utilisateur marche sur l’interface de locomotion, le profil de vitesse absolue de la pédale en phase de balancement est environ égale à $V_{sol}/2$ car l’utilisateur est constamment gardé sur place, de telle sorte que son COM reste globalement fixe. Par contre, la vitesse relative de la pédale en phase de balancement par rapport à l’autre pédale en phase d’appui reste égale à V_{sol} . En imposant une consigne de vitesse à la pédale égale à $V_{sol}/2$, nous pouvons évaluer la vitesse et le couple moteur nécessaires pour que la pédale suive le mouvement du pied de l’utilisateur lors de la phase de balancement.

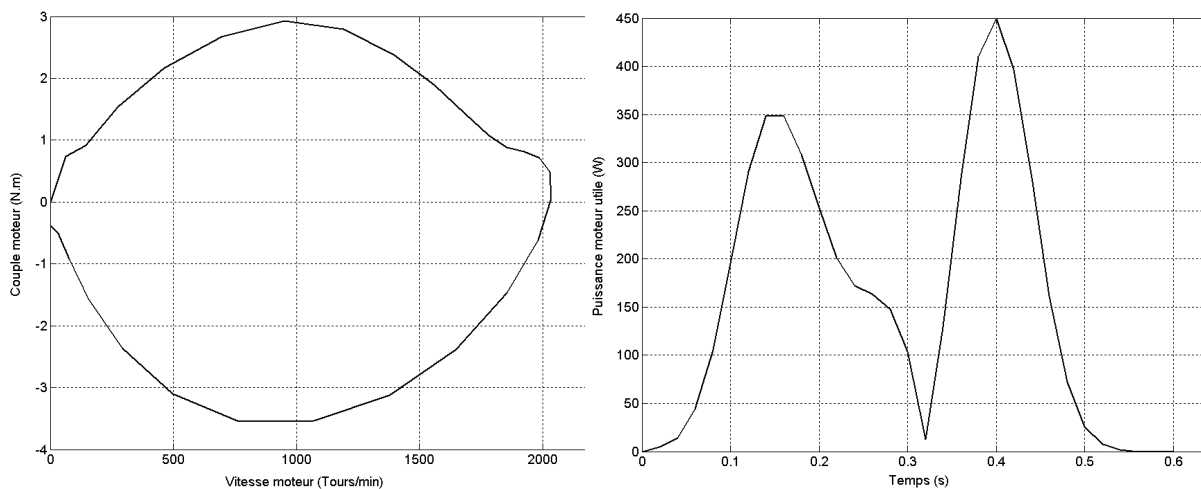


Figure 25. Graphes Couple/Vitesse moteur et puissance moteur

Les courbes de la figure 25 montrent que pour suivre la consigne de vitesse imposée, une puissance moteur de 450 Watts est requise. Néanmoins, comme nous allons le voir dans le paragraphe qui suit, cette phase de balancement s'avère moins contraignante que la phase d'appui où l'utilisateur exerce des efforts sur la pédale.

2.2.2 Dimensionnement moteur lors de la phase d'appui

2.2.2.1 Expression du couple moteur

L'évaluation de la puissance moteur nécessaire lors de la phase d'appui doit prendre en compte la trajectoire de retour sur place (notamment les accélérations et décélérations) ainsi que les efforts qu'exerce l'utilisateur sur la pédale [DAI, 05a]. Par contre, il nous est difficile de prévoir les efforts qui seront générés par l'utilisateur sur la pédale avec une consigne de retour donnée. En effet, les phases d'accélération et de décélérations de la consigne de retour vont agir directement sur les membres de l'utilisateur et par conséquent les efforts exercés sur la pédale seront sensiblement différents de ceux pouvant être enregistrés sur sol fixe. L'évaluation de l'influence d'une accélération ou bien d'une décélération sur les efforts de contact pied/pédale nécessiterait la connaissance du modèle biomécanique propre de l'utilisateur.

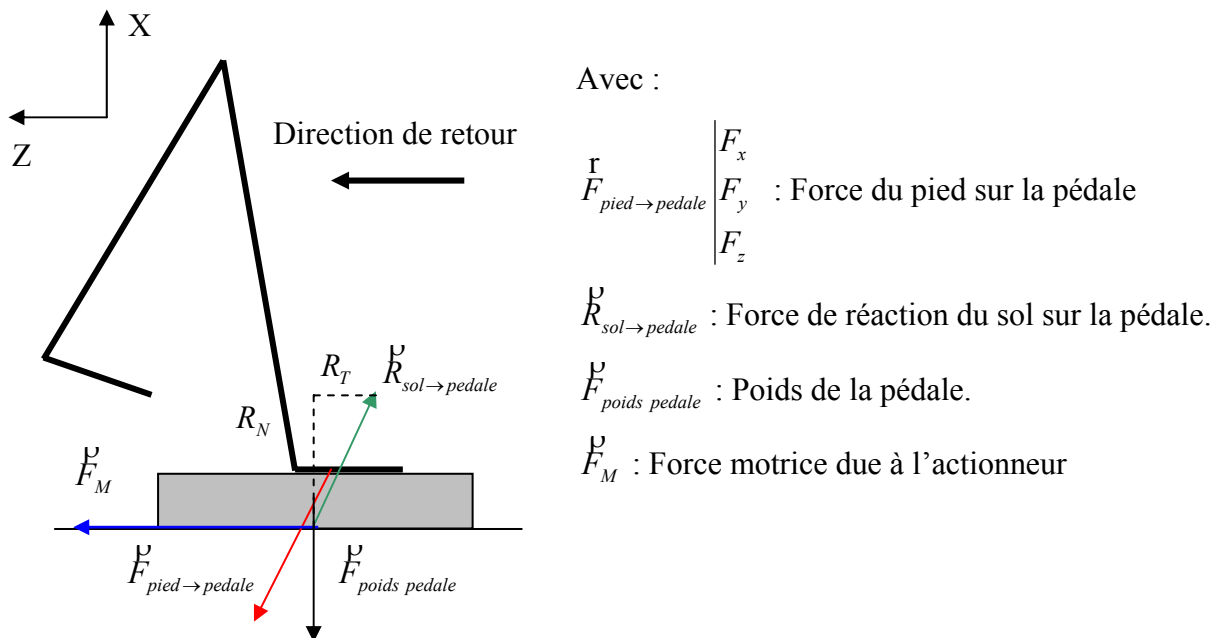


Figure 26. Efforts extérieurs appliqués sur la pédale lors de la phase d'appui

Dans un premier temps, nous proposons d'évaluer la vitesse et le couple moteur nécessaires pour satisfaire une trajectoire de retour à vitesse constante. Ce retour à vitesse

constante nous permet d’utiliser sans aucune modification les relevés d’efforts pied/sol lors d’une marche sur sol fixe. La figure 26 présente l’ensemble des efforts extérieurs appliqués à la pédale en translation. L’axe Z représente la direction sagittale de la marche et X l’axe vertical.

En appliquant le principe fondamental de la dynamique à la pédale, le couple moteur s’exprime de la manière suivante :

$$C_m = \left(J_m + \frac{2J_p}{\eta_r K^2} + \frac{M_p R_p^2}{\eta_r \eta_c K^2} \right) \frac{d\Omega_m}{dt} + \frac{\left((M_p g - F_x) \tan\varphi - F_z \right) R_p}{\eta_r \eta_c K}$$

2.2.2.2 Simulation dans le cas d’une consigne de retour à vitesse constante

La vitesse moyenne du COM sur sol fixe étant de 1.4 m/s, nous imposons une vitesse de retour constante égale à 0.7 m/s. En effet, nous rappelons ici que l’utilisateur est constamment ramené sur place, ainsi la distance absolue parcourue par le pied est environ la moitié de celle sur sol fixe. Par conséquent, l’interface doit ramener l’utilisateur sur place d’une distance égale à la moitié d’un pas pendant la durée d’un pas. La figure 27 regroupe les courbes d’efforts sagittaux et verticaux du pied sur sol fixe enregistrées à l’aide d’une plate-forme d’effort pour un individu d’environ 65 kg.

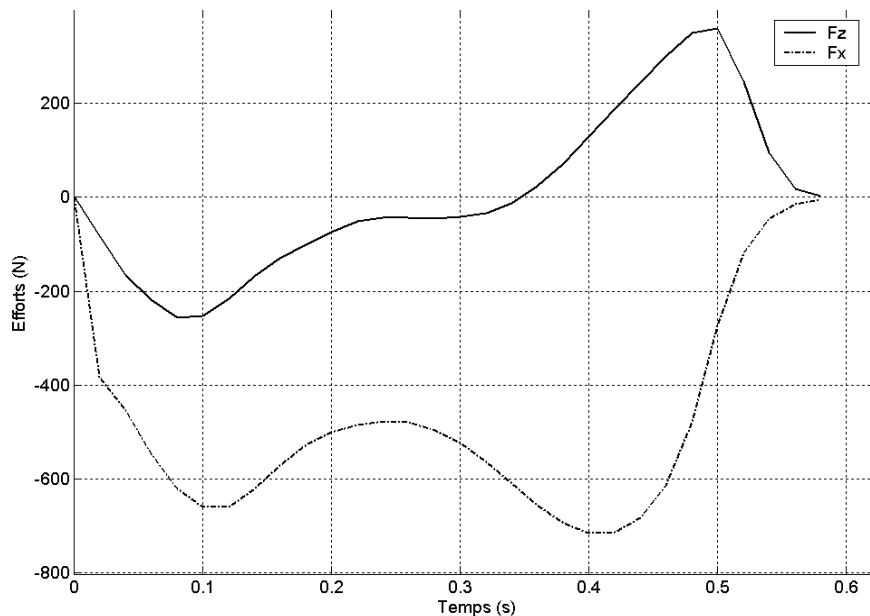


Figure 27. Efforts sagittaux et verticaux du contact pied/sol lors de la marche sur sol fixe

Les courbes F_x et F_z possèdent chacune deux extrêmes correspondant à l’attaque du talon et au décollage de l’orteil. L’ensemble de ces éléments ont été introduits dans notre

modèle grâce au logiciel Matlab Simulink. La simulation nous fournit les résultats suivants présentés dans la figure 28.

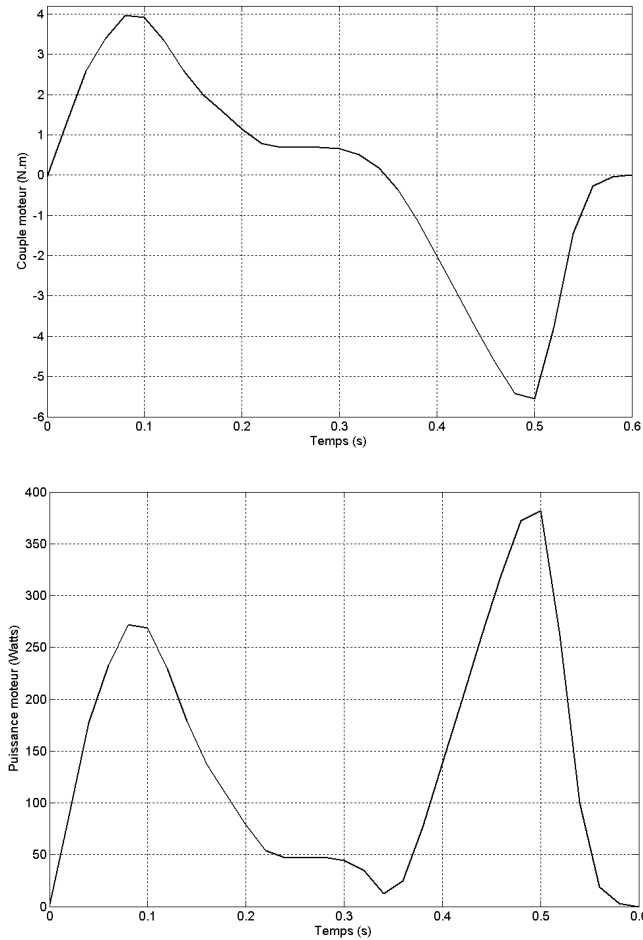


Figure 28. Couple et puissance moteur nécessaires lors d’un retour à vitesse constante

Nous observons deux maximaux sur la courbe de puissance moteur situés au début et à la fin de la phase de retour. En effet, au début de cette phase, les actions de contact pied/pédale s’opposent au mouvement de translation de la pédale, par conséquent le couple moteur augmente pour venir compenser ses actions extérieures. D’autre part, lors de la fin de la phase de retour, les efforts extérieurs appliqués sur la pédale par l’utilisateur sont dans le même sens que le mouvement de la pédale, qui doit alors freiner sa course (couple négatif).

Nous rappelons ici la difficulté d’évaluer le couple moteur nécessaire pour satisfaire une consigne donnée en raison des actions de contact de l’utilisateur sur la pédale. Dans le cas d’une consigne de retour à vitesse constante et pour un individu de 80 kg, nous avons montré que la puissance moteur utile atteint presque 400 Watts. Pour un individu de 100 kg (exigence du CDCF), la puissance moteur utile est de 470 Watts pour la même consigne de retour à vitesse constante.

2.2.2.3 Simulation dans le cas d’une consigne de vitesse sinusoïdale

Nous verrons dans un prochain chapitre, la nécessité d’utiliser des consignes de retour possédant des phases d’accélération et de décélération particulières. Ces accélérations vont générer un effort extérieur supplémentaire sur l’utilisateur qui va s’adapter en modifiant ses actions de contact pied/pédale. Dès lors, nous ne pouvons plus utiliser dans notre modèle de dimensionnement moteur, les courbes d’efforts mesurés sur sol fixe. Il nous est également difficile d’évaluer l’action de la courbe d’accélération sur les efforts de contact pied/pédale dépendant de nombreux paramètres anthropomorphiques, variant d’un individu à l’autre. Dans un premier, nous émettons l’hypothèse selon laquelle les efforts de contact pied/pédale ne sont pas modifiés par l’accélération de la consigne de retour. Nous choisissons pour cela une consigne de retour ayant un profil de vitesse de type sinusoïdal permettant de ramener l’utilisateur d’une distance de 0.6 m en 0.8 s. La courbe d’accélération de cette consigne de retour est présentée dans la figure 29.

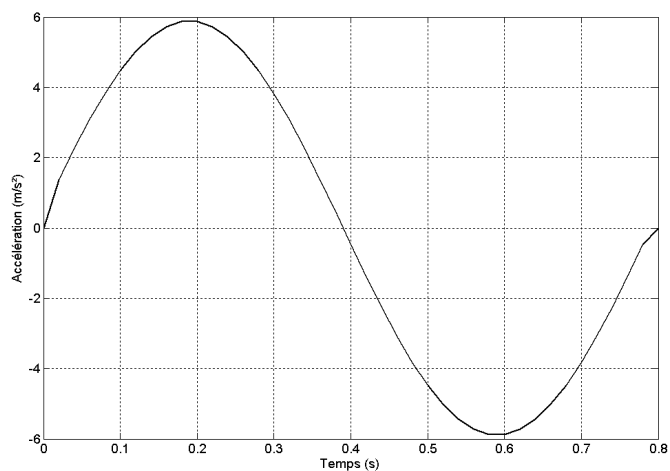


Figure 29. Courbe d’accélération de la consigne de retour

En introduisant cette consigne en entrée de notre modèle, la figure 30 nous présente les résultats obtenus :

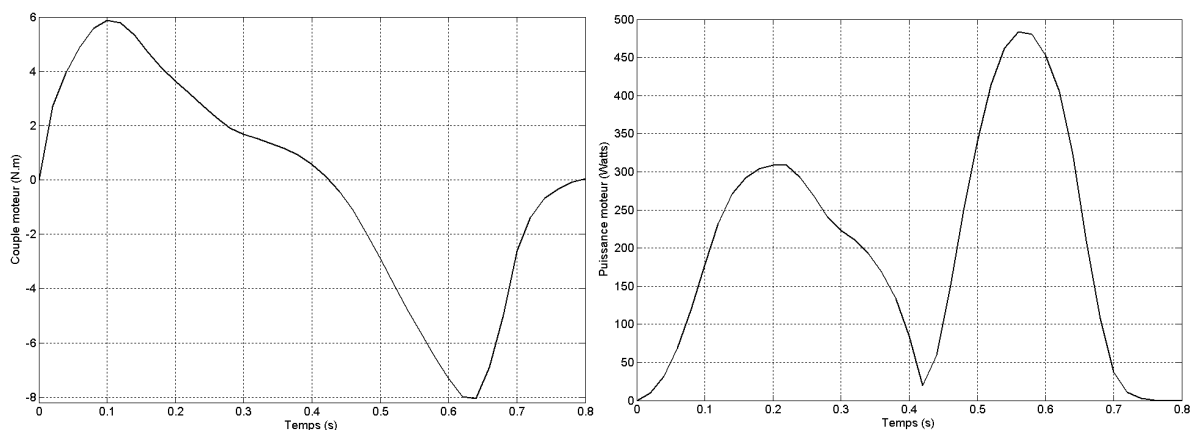


Figure 30. Couple et puissance moteur nécessaires lors d’un retour à vitesse sinusoïdale

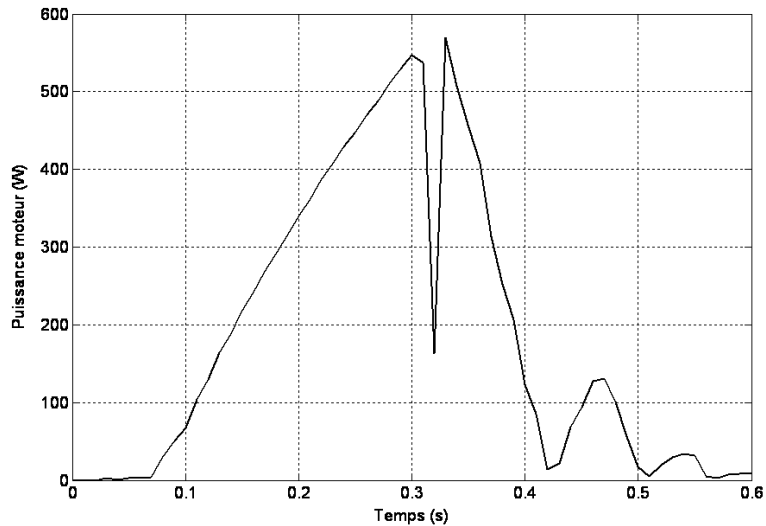
Nous remarquons ici que la courbe de puissance présente également deux extremums correspondant respectivement aux accélérations et décélérations maximales de la consigne de

retour. La courbe de puissance moteur présente un pic à environ 500 Watts sensiblement supérieur au pic de 380 Watts dans le cas d’une consigne à vitesse constante.

2.2.3 Validation expérimentale

Précédemment, nous avons mis en évidence la nécessité d’évaluer la vitesse et le couple moteur nécessaire pour satisfaire les contraintes propres aux phases de balancement et d’appui. Une simulation prenant en compte les efforts extérieurs générés par l’utilisateur sur l’interface ainsi que le type de consigne (vitesse constante, sinusoïdale) permet alors de donner un ordre de grandeur de la puissance moteur requise. Ce dimensionnement moteur nous permet de choisir le moteur *brushless* satisfaisant à nos besoins.

a) Phase de balancement



b) Phase d’appui

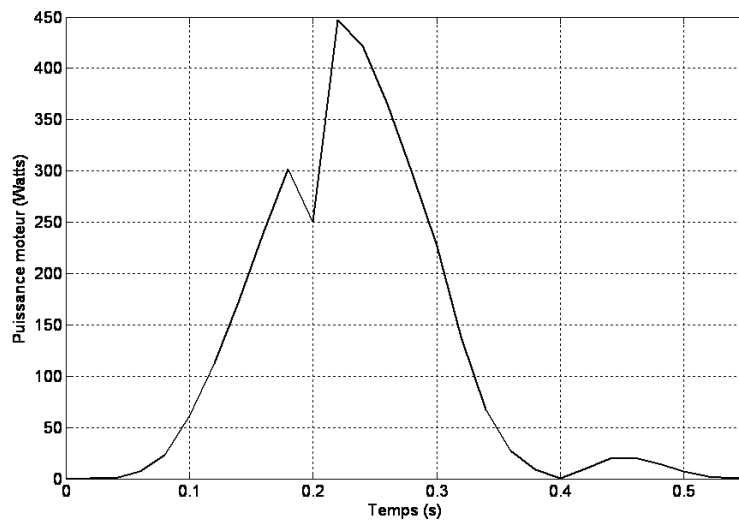


Figure 31. Puissance moteur mesurée lors de la marche sur l’interface

Afin de valider notre modèle de dimensionnement, nous présentons dans la figure 31 les courbes de puissance moteur mesurées pendant la marche sur l’interface lors des phases de balancement et d’appui pour une consigne de retour sinusoïdale. D’une manière générale, nous constatons que la puissance maximale requise est de l’ordre de 600 Watts lors de la phase de balancement. Ces mesures ayant été réalisées lors d’une marche normale (vitesse moyenne de 1.4 m/s), nous pouvons raisonnablement supposer que la puissance moteur nécessaire lors de la phase de balancement ne dépassera guère 600 Watts. D’autre part, il est difficile de déterminer de manière précise la puissance moteur nécessaire lors de la phase d’appui car celle-ci dépend essentiellement des accélérations et décélérations de la pédale et par conséquent du choix de la stratégie de retour. C’est pourquoi, par soucis de précaution, nous avons retenu le moteur *brushless* type BM10.3 de chez MAE d’une puissance nominale de 1200 Watts. Nous avons délibérément surdimensionné nos actionneurs pour pouvoir tester ultérieurement de nouvelles stratégies de retour sur place susceptibles de nécessiter une puissance moteur plus importante.

2.3 Instrumentation de l'interface

2.3.1 Capture des efforts

2.3.1.1 Capteurs tactiles

Le cycle de fonctionnement de l'interface de locomotion est composé de deux phases principales : la phase de balancement et la phase d'appui. Nous verrons dans le chapitre 4, que nous utiliserons des consignes ainsi que des lois de commande différentes pour les deux phases. Il apparaît alors essentiel d'intégrer à l'interface des capteurs permettant de détecter le contact des pieds avec les pédales. Cette détection permettra à l'automate pilotant l'interface de connaître à tout instant si l'utilisateur se trouve en phase de balancement ou bien en phase d'appui.

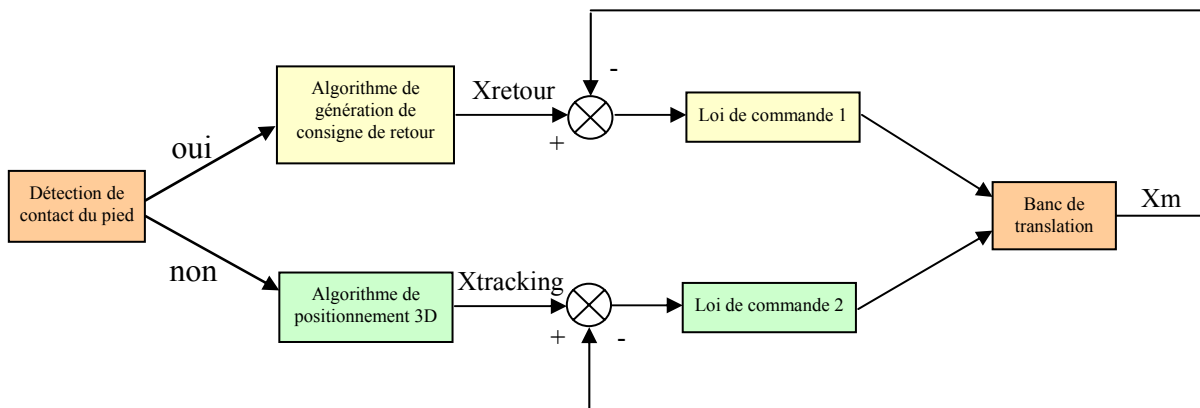


Figure 32. Intérêt de la tâche de détection de contact pied/pédale pour le pilotage

L'automate peut alors déterminer la consigne qu'il doit imposer à la pédale ainsi que la loi de commande à utiliser. Pour cela, nous utilisons des capteurs tactiles de type « FSR ». Six capteurs tactiles sont ainsi répartis sur la surface de chaque pédale. Comme le montre la figure 32, dans le cas où un contact pied/pédale est détecté, l'algorithme de génération de consigne de retour (§3.1.3) fournit par l'intermédiaire d'une loi de commande spécifique une commande au banc de translation. Dans le cas où il n'y a pas de détection de contact pied/pédale, c'est l'algorithme de positionnement 3D (§2.3.2) qui fournit, à l'aide d'une autre loi de commande spécifique, une commande au banc de translation. Nous verrons dans la suite que l'utilisation de lois de commande différentes pour les phases de balancement et d'appui se révèle très utile.

2.3.1.2 Capteur d’effort sagittal

La mesure des actions de contact pied/pédale est un paramètre pouvant être pris en compte pour générer des consignes de retour en effort (cf. chapitre 4). Le développement de l’interface étant initialement prévu pour la marche en ligne droite, nous présentons ici l’intégration d’un capteur d’effort 1D permettant de mesurer les efforts dans la direction sagittale de la marche. Cette mesure doit être à la fois rapide au regard de la dynamique des efforts et précise pour ne pas introduire d’erreurs dans la consigne de retour.

La solution retenue est d’utiliser un capteur d’effort à jauges travaillant à la fois en traction et en compression. Ce capteur possède une forme en S qui le rend peu encombrant. La difficulté réside alors dans l’intégration de ce capteur dans la pédale existante. Pour cela, la partie supérieure de la pédale est reliée à sa base par l’intermédiaire du capteur et de trois guidages. Comme illustré sur la figure 33, une des extrémités du capteur est solidaire de la partie supérieure de la pédale et l’autre extrémité est solidaire de la base de la pédale. La transmission des efforts sagittaux est assurée par les trois guidages guidant la partie supérieure de la pédale.



Figure 33. Intégration du capteur d’effort 1D

2.3.1.3 Capteur d’effort 6 composantes

L’interface de locomotion doit à terme être équipée d’un capteur d’effort 6 composantes dans chacune des pédales afin de mesurer le torseur dynamique des efforts lors de la marche. La mesure de ce torseur dynamique est une application qui intéresse tout particulièrement notre partenaire industriel (CETIM). En effet, ces relevés de torseur dynamique mesurés au niveau du centre de pression permettraient d’évaluer le torseur dynamique des efforts au niveau du genou grâce à un modèle biomécanique de la jambe. Ces informations s’avèrent

très utiles pour les concepteurs de prothèses de genou qui pourraient ainsi évaluer les zones de plus fortes contraintes au niveau de la prothèse, ceci à différentes allures de marche.

Il est évidemment possible de mesurer ce torseur dynamique des efforts de contact pied/sol sur un sol fixe à l'aide d'une plate-forme d'effort six composantes largement utilisées dans le domaine de la biomécanique. L'inconvénient de cette méthode est le nombre limité de plate-formes d'effort pouvant être utilisées (coût et encombrement). L'avantage de notre interface réside alors dans le fait où l'on peut aisément collecter des mesures pour une durée de marche souhaitée. De plus, les caractéristiques motrices et sensorielles de l'interface lui permet de simuler la marche dans différentes configurations : marche lente/rapide, marche en avant/en arrière, marche dans un train (vibrations,...). L'interface de locomotion devient alors un outil de mesure précieux pour les concepteurs de prothèses de genou en leur offrant de nombreuses configurations de marche.

D'autre part, l'intégration de capteurs six composantes viendra compléter l'intégration initiale de capteurs 1D mesurant les efforts sagittaux. Les données issues des capteurs 6D pourront alors être utilisées judicieusement afin de générer des consignes de retour sur place lors du développement de l'interface pour la marche plane.

Les principaux critères pris en considération pour cette instrumentation sont l'étendue de mesure du capteur, sa résolution, sa sensibilité, sa compatibilité avec le système d'acquisition, son encombrement, son intégration dans la pédale et ses effets sur l'environnement extérieur. L'ensemble des critères retenus dans notre étude est regroupé en annexe B dans l'analyse fonctionnelle du capteur d'effort six composantes. Parmi l'ensemble des solutions techniques envisageables, nous distinguons les capteurs à jauges de contrainte et les capteurs piézoélectriques. La solution proposée se tourne vers une technologie de type jauges de contrainte puisque la technologie piézoélectrique présente un certain nombre d'inconvénients tels que la nécessité de remise à zéro fréquente, une forte sensibilité aux vibrations parasites et une maintenance difficile sur site. En ce qui concerne la plage de mesure du capteur, les étendues en forces sont :

- $F_x \text{ Max} = \pm 400 \text{ N}$
- $F_y \text{ Max} = \pm 200 \text{ N}$
- $F_z \text{ Max} = \pm 1200 \text{ N}$

Les moments des efforts à mesurer dépendent des dimensions de la surface (pédale) sur laquelle sont appliqués les efforts. Afin de ne pas surdimensionner inutilement le capteur d’effort, il est utile de connaître les lieux d’application des efforts maximaux. Pour cela, nous nous basons sur des courbes de relevés biomécaniques. Les dimensions de la pédale sont données figure 34 où la zone en pointillés représente la frontière à l’intérieur de laquelle les efforts maximaux sont appliqués.

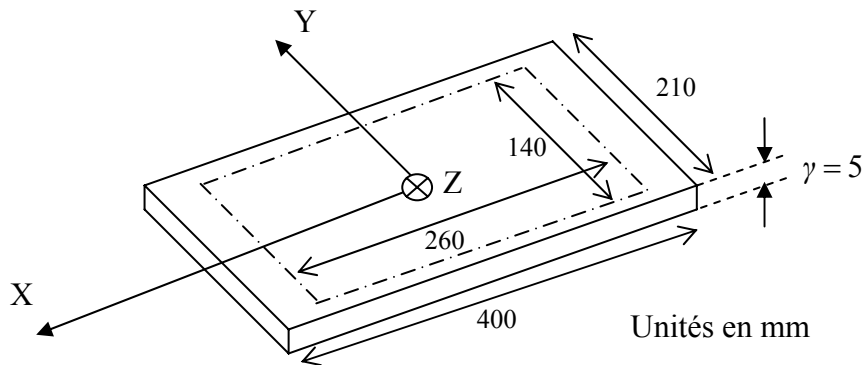


Figure 34. Zone d’application des efforts sur la pédale

Nous émettons l’hypothèse raisonnable que le pied en appui ne peut pas transmettre de moment purs autour des axes X et Y. Le torseur des efforts de contact pied/sol au niveau du COP s’écrit donc de la manière suivante :

$$\tau_{\text{pied/sol}}(\text{COP}) = \begin{Bmatrix} F_x & 0 \\ F_y & 0 \\ F_z & T_z \end{Bmatrix}$$

Nous en déduisons les moments au niveau du centre de la pédale autour de chaque axe :

- $M_x \text{ max} = 0.005 F_y \text{ max} + 0.07 F_z \text{ max} = 85 \text{ N.m}$
- $M_y \text{ max} = 0.005 F_x \text{ max} + 0.13 F_z \text{ max} = 158 \text{ N.m}$
- $M_z \text{ max} = 0.07 F_x \text{ max} + 0.13 F_y \text{ max} = 60 \text{ N.m}$

D’autre part, les dimensions du capteur ne doivent pas empêcher son intégration dans la pédale. Nous avons choisi un capteur 6 composantes de AMTI , le modèle MC36-500 a une étendue de mesure suffisante pour notre application (mesure des efforts jusqu’à 2225 N en Z).

En ce qui concerne la sensibilité du capteur, elle permet d’atteindre les résolutions suivantes avec notre chaîne d’acquisition :

- 11 g suivant l’axe X pour une gamme de 0 à 400 N
- 3 g suivant l’axe Y pour une gamme de 0 à 200 N
- 25 g suivant l’axe Z pour une gamme de 0 à 1200 N
- 0.18 N.m sur Mx pour une gamme de 0 à 85 N.m
- 0.1548 N.m sur My pour une gamme de 0 à 158 N.m
- 0.015 N.m sur Mz pour une gamme de 0 à 54 N.m

L’erreur de mesure maximale tolérée étant de 50 g, les valeurs ci-dessus sont conformes et correspondent aux gammes de mesure répondant à nos spécifications. Le torseur dynamique des efforts étant mesuré par rapport à l’origine de mesure du capteur, c’est à dire au centre de la pédale, il nous est nécessaire d’évaluer ce torseur dynamique au niveau du point d’application de la résultante des efforts (Centre de Pression). La position du centre de pression est donnée par :

$$\begin{cases} x_{\text{cop}} = \frac{-\gamma F_x - M_y}{F_z} \\ y_{\text{cop}} = \frac{-\gamma F_y + M_x}{F_z} \end{cases}$$

Les moments purs Tx et Ty au niveau du centre de pression étant nuls dans le cas de la marche, on en déduit le Moment Tz au centre de pression :

$$T_z = M_z + \frac{M_x - \gamma F_y}{F_z} F_x + \frac{\gamma F_x + M_y}{F_z} F_y$$

2.3.2 Système de positionnement 3D

2.3.2.1 Introduction

La motricité de notre interface de locomotion sous-entend que celle-ci soit capable de mesurer de manière précise et robuste le mouvement réel de marche de l’utilisateur. Dans la suite, nous ferons l’hypothèse que le mouvement de marche est entièrement décrit par la position à tout instant des pieds. Dans le cas de la marche en ligne droite, seules les positions sagittales et verticales des pieds nous informent sur la longueur et la hauteur des pas effectués.

D'autre part, le retour kinesthésique programmé sur l'utilisateur nécessite de connaître la trajectoire sagittale précise du COM directement liée à l'état d'équilibre ou de déséquilibre de l'utilisateur lors du mouvement de marche.

Il existe sur le marché différents capteurs de positionnement de type mécanique, magnétique, optique, infrarouge ou à ultrasons.

- Pour des raisons de confort et de sécurité, nous ne nous intéressons pas aux capteurs de position mécanique puisqu'ils supposent une liaison directe entre l'utilisateur et le capteur.
- D'autre part, les capteurs de type magnétique ne conviennent pas à notre application puisqu'ils seraient fortement bruités par les champs électromagnétiques générés par les moteurs *brushless*.
- Les télémètres à ultrasons présentent l'inconvénient majeur d'être très évasifs. En effet, dans notre cas il est possible de détecter autre chose que la cible. De plus, ils sont également très sensibles aux appareils utilisant les mêmes fréquences sonores.
- Le télémètre laser offre quant à lui une meilleure directivité mais sa précision dépend de la distance. En raison de sa bonne directivité et au regard de l'amplitude des mouvements des pieds de l'utilisateur pendant la marche, il est fort probable de ne pas détecter l'obstacle (en l'occurrence le pied).
- Enfin, les systèmes optiques tels que le système VICON utilisant un ensemble de 8 caméras (figure 35) permettent de déterminer de manière précise et robuste la position 3D de réflecteurs placés sur les pieds de l'utilisateur. Néanmoins, ces systèmes sont très encombrants et onéreux.

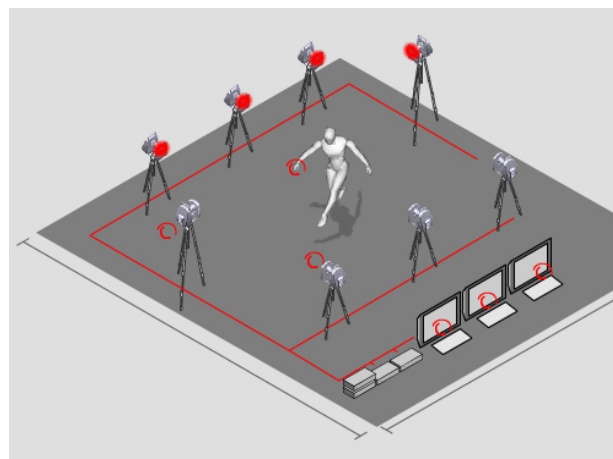


Figure 35. Système VICON

Au regard de ce bref état de l'art, nous avons choisi de développer un système optique spécifique pour notre application permettant de mesurer la position des pieds ainsi que celle du COM. Dans ce contexte, l'interface est équipée de deux caméras CCD de type Sony N50. La résolution des images est de 384 x 288 pixels et la fréquence d'échantillonnage est de 25 images par seconde. Une première caméra est située à l'avant et au centre de l'interface (figure 36) à une altitude de 0.575 m afin de poursuivre le mouvement des deux cibles positionnées sur les tibias de l'utilisateur. La seconde caméra est placée à l'arrière de l'interface à une altitude de 1.20 m de telle manière à pouvoir observer l'évolution du COM de l'utilisateur sur toute la longueur de l'interface.

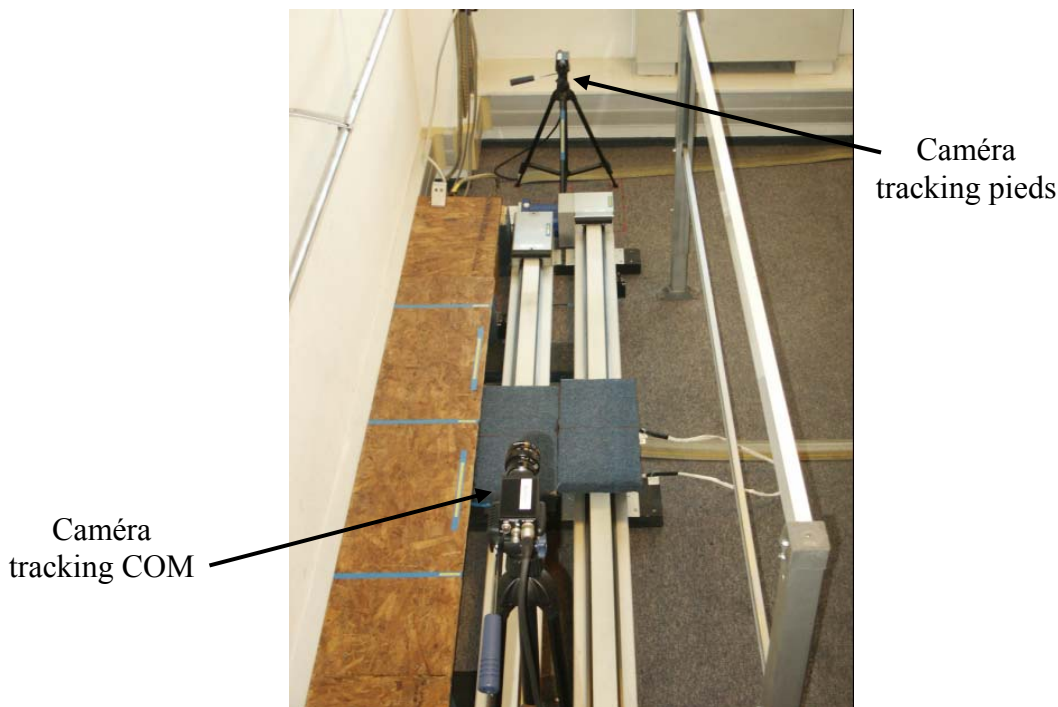


Figure 36. Répartition des caméras autour de l'interface

En ce qui concerne le système de positionnement des pieds, nous rappelons que l'objectif est de mesurer les positions sagittales et verticales des talons pendant la marche sur l'interface. Cela nous permet dans un premier temps de connaître la cinématique des pas de l'utilisateur et dans un second temps de positionner précisément la pédale sous le pied de l'utilisateur lors de la fin de la phase de balancement de la jambe. L'idée est de positionner une cible 2D sur chaque tibia de l'utilisateur et d'effectuer une poursuite de motif. Cela nous permet de connaître à tout instant et de manière précise la position du motif dans le plan image de la caméra. A partir de cette image, il est alors possible de déterminer la position de la cible dans le référentiel lié à la caméra en utilisant une des méthodes présentées dans les paragraphes suivants.

D’autre part, nous souhaitons évaluer la position et la vitesse sagittale du COM de l’utilisateur. Ces données seront utilisées afin d’évaluer le déséquilibre de l’utilisateur. Pour cela, une cible est placée au niveau du COM de l’utilisateur (55% de sa taille, c’est à dire au niveau de la dernière vertèbre lombo sacrée dans le bas du dos). La méthode de poursuite et de positionnement du COM est ici la même que pour les pieds.

2.3.2.2 Algorithme de poursuite de motif

L’objectif de l’algorithme de poursuite de motif est de poursuivre dans le plan image de la caméra, le motif 2D placé sur le tibia de l’utilisateur. Notre algorithme est basé sur une approche permettant la poursuite de mouvement de motifs 2D dans une séquence d’images [JD, 02]. Lors de l’acquisition des images, le principe est de mesurer la différence entre un motif de référence et le motif courant, qui sont différents en raison du déplacement du motif. L’algorithme utilise cette différence afin de calculer la correction à apporter pour ajuster le motif actuel au motif de référence. L’évaluation du motif se fait à l’intérieur d’une ellipse dont les paramètres sont :

$$E = (X_c, Y_c, R_1, R_2, \theta)$$

où X_c et Y_c sont les coordonnées du centre de l’ellipse dans le plan image, R_1 et R_2 sont les deux rayons de l’ellipse et θ l’angle de rotation de l’ellipse dans le plan image. Nous avons choisi une ellipse comme zone d’échantillonnage du motif car toute déformation plane de l’ellipse englobant le motif nous donne une nouvelle ellipse. Ainsi, le motif à poursuivre sera toujours déterminé par le vecteur des paramètres E . Le vecteur ΔE est la différence entre les paramètres réels et prédits de l’ellipse. Appelons I_{ref} le vecteur forme initial contenant la valeur des pixels (entre 0 et 255) contenus dans l’ellipse initiale et formant le motif à poursuivre. De même, nous appelons I_c le vecteur de forme courant qui contient la valeur des pixels contenus dans l’ellipse courante. Afin de faire coïncider entre deux images le motif courant avec le motif initial, la correction à apporter sur les paramètres de l’ellipse est donnée par :

$$\Delta E^t = A \cdot (I_{ref} - I_c)$$

où A est la matrice d’interaction générée hors ligne lors d’une phase d’apprentissage. Cette phase consiste à placer manuellement dans l’image une ellipse sur le motif à poursuivre. Ensuite, cette ellipse est déformée dans le plan image en changeant aléatoirement ses cinq paramètres. Pour chacune de ces déformations, les variations des paramètres de l’ellipse

(ΔE^t) ainsi que l’écart entre le motif courant et le motif initial ($\Delta I = I_{ref} - I_c$) sont stockées. De plus, il est nécessaire d’opérer un nombre de déformations aléatoires supérieur au nombre de points composant le motif. Dans notre cas, le motif à poursuivre est composé de 893 points et nous effectuons 5000 déformations aléatoires de l’ellipse. La matrice d’interaction A est alors égale au produit de la matrice pseudo-inverse de ΔI par la matrice des déformations ΔE^t .

L’avantage de cette méthode est d’assurer un temps de calcul constant pour suivre le motif entre chaque image. En effet, une fois la matrice d’interaction calculée hors ligne, les corrections à apporter à l’ellipse pour suivre le motif sont données par le produit de la matrice d’interaction A ($5 \times N$) par le vecteur ΔI de taille N , où N est le nombre de points composant le motif (ici $N = 893$). Autrement dit, le produit de ces deux matrices nécessite un nombre constant d’additions et de multiplications entre chaque itération et permet donc d’assurer un temps de calcul identique pour toutes les images. Dans la suite, nous présentons deux méthodes permettant d’estimer la position du motif dans le monde réel à partir du motif poursuivi dans le plan image.

2.3.2.3 Modélisation de la caméra

Soient $\mathbf{m} = [u, v]^T$ un point du plan projectif et $M = [X, Y, Z]^T$ un point 3D de l’espace projectif. P est une matrice 3×4 de rang égal à 3, homogène, telle que :

$$\mathbf{m} = \mathbf{P} \mathbf{M} \quad (1)$$

Dans le cadre d’un modèle sténopé, la matrice de projection P peut se décomposer de la façon suivante :

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} \alpha & c & u_0 \\ 0 & \beta & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \end{pmatrix} = \mathbf{A} (\mathbf{R} \mathbf{t})$$

où $(\mathbf{R} \mathbf{t})$ représente la transformation entre le repère caméra et le repère lié au monde. \mathbf{A} est la matrice des paramètres intrinsèques de la caméra :

- α et β sont les facteurs d’échelle horizontal et vertical.
- u_0 et v_0 sont les coordonnées, dans l’image, du centre de projection.

- C est un coefficient en rapport avec l’angle entre les axes x et y des pixels. Par exemple, si les coins des pixels sont des angles droits, le coefficient est nul.

Dans l’égalité (1), $[u, v]^T$ n’est pas le point image réellement observé car les lentilles utilisées dans les caméras introduisent une certaine quantité de distorsions non linéaires. Parmi ces distorsions, nous distinguons principalement les distorsions radiales et tangentielles, les premières étant de loin les plus importantes. Notons $r^2 = u^2 + v^2$ et $\mathbf{m}_d = [u_d, v_d]^T$ la projection du point M prenant en compte les distorsions de la lentille, ce point est défini par :

$$\mathbf{m}_d = \begin{pmatrix} u_d \\ v_d \end{pmatrix} = \left(1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6\right) \begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 2k_4 uv + k_5 (r^2 + 2u^2) \\ k_4 (r^2 + 2v^2) + 2k_5 uv \end{pmatrix}$$

Les coefficients k_i ont été évalués en utilisant la ToolBox Matlab développée par Christopher Mei [Mei, 06] dédiée à la calibration de caméra. Ainsi, nous avons mis en évidence que les distorsions pouvaient entraîner une erreur maximale de projection de ± 0.2 pixels.

2.3.2.4 Méthode géométrique de positionnement des talons et/ou du COM

Lors de la marche, nous émettons l’hypothèse raisonnable que le motif placé au niveau du COM de l’utilisateur ne subit aucune rotation mais uniquement des translations. Par contre, les motifs que nous plaçons sur les tibias de l’utilisateur afin de connaître la position des talons subissent des rotations autour des trois directions de l’espace. Appelons respectivement ω , θ et φ les rotations autour des axes X, Y et Z, comme l’indique la figure 37 ci-dessous.

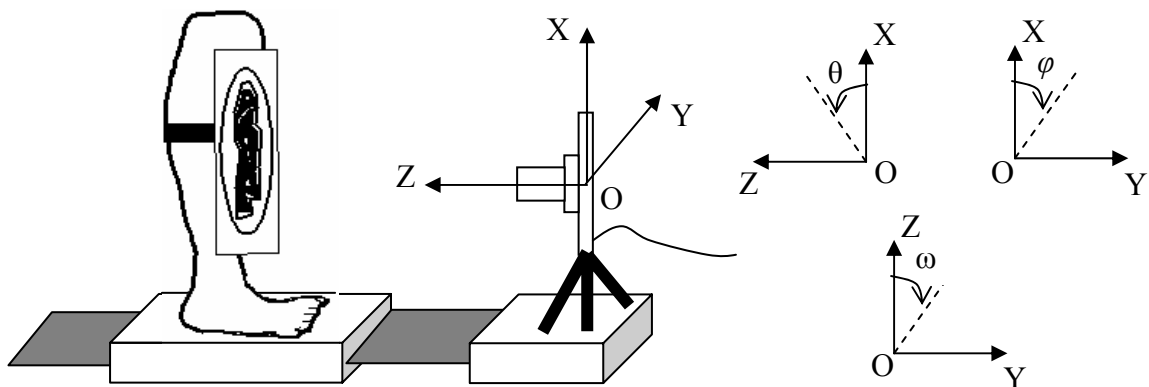


Figure 37. Repère lié à la caméra

Le repère (X, Y, Z) d'origine O est lié au centre du plan image de la caméra. Les axes Y et Z forment le plan horizontal, l'axe X étant l'axe vertical. Le modèle tibia-talon que nous utiliserons dans la suite (§3.1.2.1) pour accéder à la position des talons à partir de celles des tibias nécessite de mesurer ces rotations. Néanmoins, comme le montre la figure 38, l'angle ω que forme le tibia par rapport à l'axe vertical X est faible et évolue très peu par rapport aux angles θ et φ . Pendant la marche en ligne droite, l'angle θ peut atteindre des valeurs allant jusqu'à 50° , ce qui correspond à la phase de décollage de l'orteil où le segment du tibia est le plus incliné dans la direction sagittale.

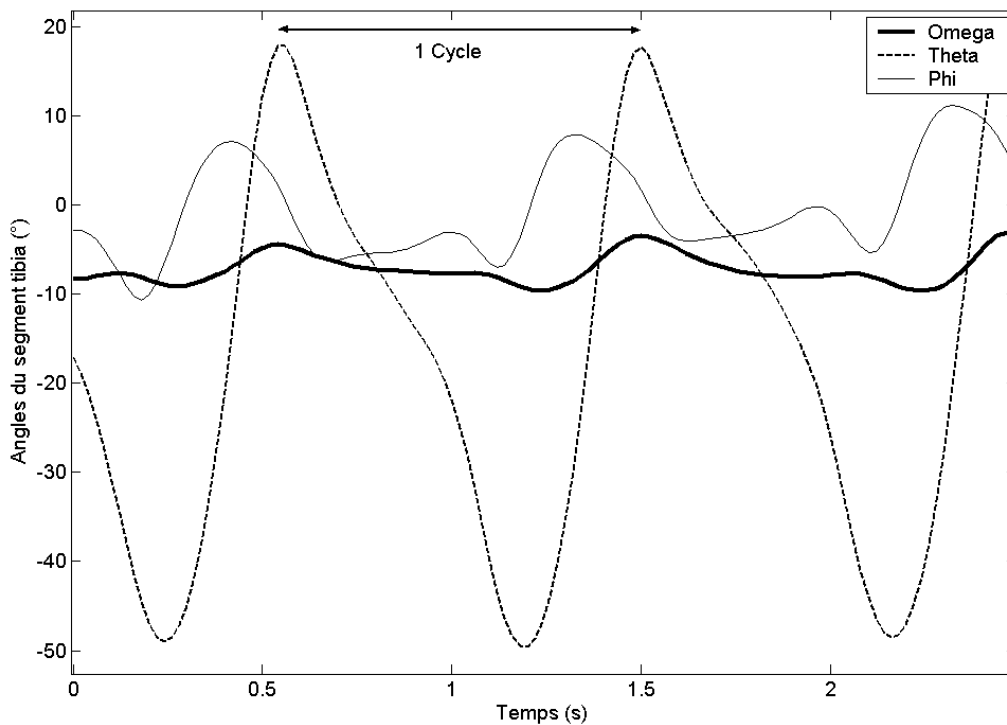


Figure 38. Angles formés par le segment du tibia gauche lors de la marche en ligne droite

Dans un premier temps, il semble raisonnable de négliger l'angle ω pour ne considérer que les angles θ et φ . L'angle φ est connu grâce à l'algorithme de poursuite de motif, cet angle correspond à l'orientation dans le plan image de l'ellipse englobant le motif. Etant donné la disposition de la caméra placée en face des motifs à poursuivre, il n'est pas possible de déterminer de manière précise l'angle θ avec une simple méthode géométrique. La figure 39 présente le motif géométrique que nous avons choisi, l'objectif étant de déterminer sa position sagittale et verticale dans le référentiel lié à la caméra à partir de sa projection dans le plan image de la caméra.

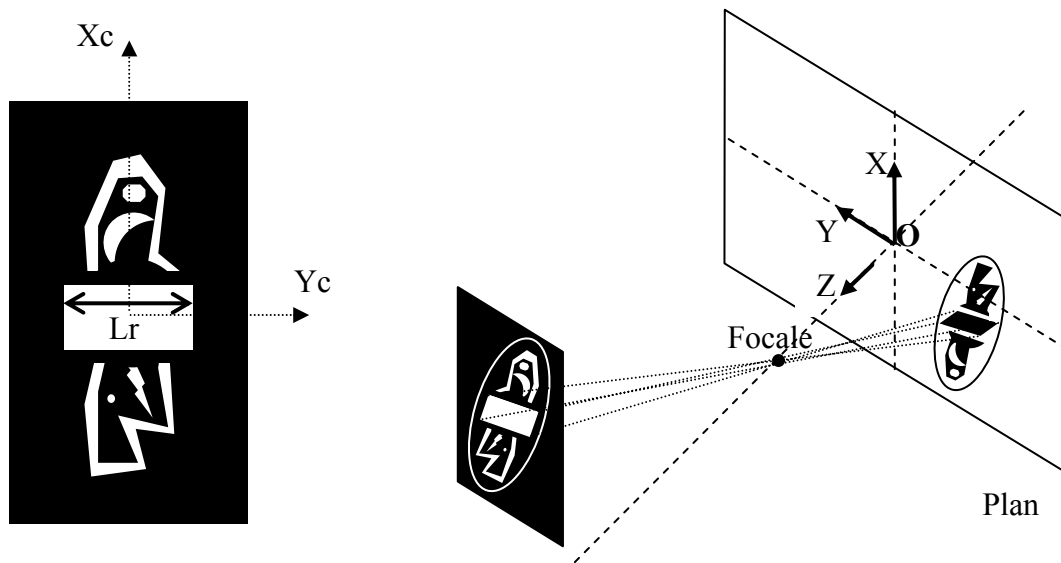


Figure 39. Motif géométrique poursuivi par la caméra

Le motif à poursuivre est un motif quelconque avec suffisamment de détails anisotropes afin d'assurer une bonne robustesse à l'algorithme de poursuite. Il possède en son centre un rectangle de largeur connue L_r . L'angle ω étant supposé nul lors de la marche en ligne droite, nous pouvons en déduire directement la distance selon l'axe Z du motif par rapport à la caméra. En effet, comme le montre la figure 40, il suffit de déterminer la largeur L_p du rectangle du motif dans le plan image.

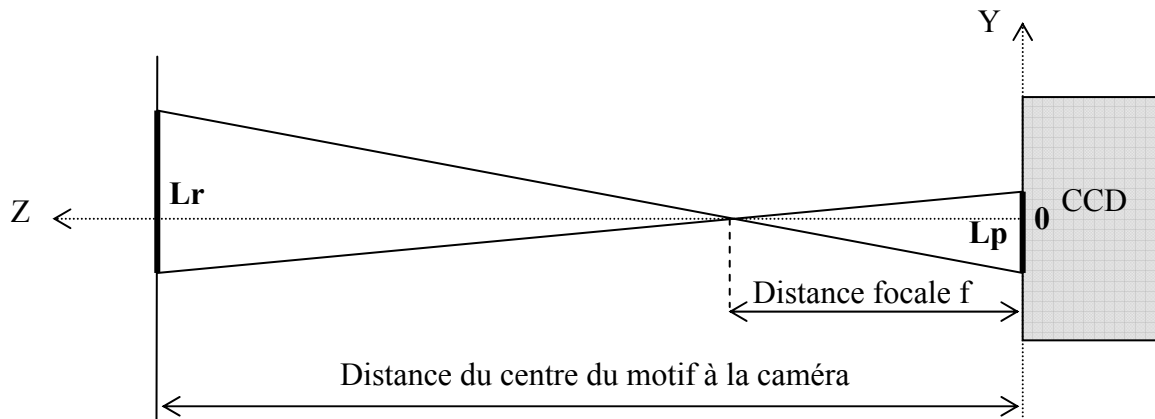


Figure 40. Projection dans le plan YZ

L_p étant mesuré de manière subpixelique (interpolation de type Q4) et f étant la focale de la caméra, la distance du centre du motif par rapport à la caméra est alors donnée par :

$$Z_{\text{motif}} = f \cdot \left(\frac{L_r}{L_p} + 1 \right)$$

De la même façon et comme le montre la figure 41, si nous nous plaçons dans le plan XZ et que nous notons X_p l’altitude du centre de l’ellipse par rapport à l’axe Z dans le plan image, il est aisé de déterminer l’altitude X_{motif} du centre du motif par rapport à la caméra.

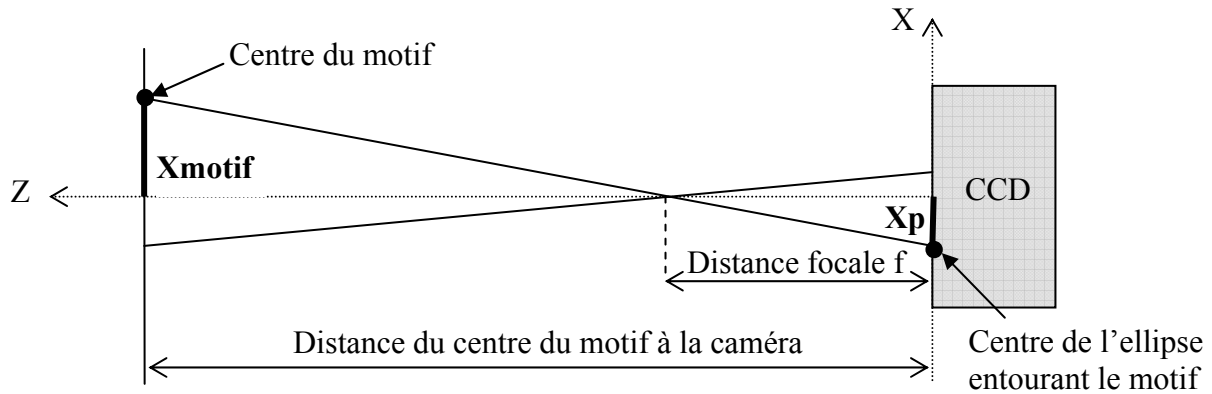


Figure 41. Projection dans le plan XZ

L’altitude X_{motif} du motif par rapport au référentiel attaché à la caméra est donc :

$$X_{motif} = X_p \cdot \left(\frac{Z_{motif} - f}{f} \right) = X_p \cdot \frac{L_r}{L_p}$$

La méthode géométrique présentée ici permet donc de déterminer la position sagittale et verticale du motif. Cependant, cette méthode est basée sur l’hypothèse selon laquelle la rotation ω est négligeable (cf. Figure 39). Dans le contexte d’une marche en ligne droite, cette hypothèse semble raisonnable puisqu’une rotation de 10° du motif autour de l’axe X à une distance de 1.50 m de la caméra entraîne une erreur de positionnement de l’ordre de 9.5 mm dans la direction X. Néanmoins, pour des raisons de sécurité il est souhaitable d’évaluer cette rotation ω . Si un déséquilibre quelconque survient lors de la marche sur l’interface, il est possible qu’une rotation ω plus importante apparaisse et entraîne un déplacement imprévu de la pédale. En effet, lors d’une rotation ω de la jambe de l’utilisateur, la mesure L_p du rectangle du motif est vue plus petite qu’elle ne l’est en réalité. Le résultat de l’algorithme nous donne alors une position du motif par rapport à la caméra plus éloignée qu’elle ne l’est en réalité. D’autre part, la connaissance de la rotation ω nous sera très utile lors du développement de l’interface pour la marche dans le plan.

Le motif étant placé sur le tibia de l’utilisateur, la connaissance de la rotation θ semble indispensable pour déterminer de manière précise la position du talon. En effet, si le motif est positionné à une distance de 400 mm du talon et sachant que l’angle moyen du segment tibia

lors de la pose du talon est de 20° , l’erreur de positionnement de la pédale sera de 145.6 mm. L’algorithme que nous présentons dans la suite permet de pallier ces problèmes.

2.3.2.5 Méthode homographique de positionnement des talons et/ou du COM

Dans ce paragraphe, nous présentons une méthode systématique de détermination de la position réelle du motif à partir de sa projection dans le plan image de la caméra. Le motif utilisé dans ce cas est sensiblement différent du précédent. Celui-ci est composé de quatre triangles orientés dans les quatre directions cardinales et de figures quelconques suffisamment « complexes » pour permettre un suivi de motif robuste. Le but est de déterminer dans un premier temps un certain nombre de points caractéristiques du motif comme le montre la figure 42. Cette détermination doit être robuste et précise car c’est à partir de ces données que nous allons identifier l’homographie entre les quatre points du plan image et les quatre points du motif réel (le motif étant plan, 4 points sont suffisants pour la déterminer de manière unique). Cette homographie nous permettra de déterminer la matrice de translation et de rotation entre le référentiel lié à la caméra est celui attaché au motif.

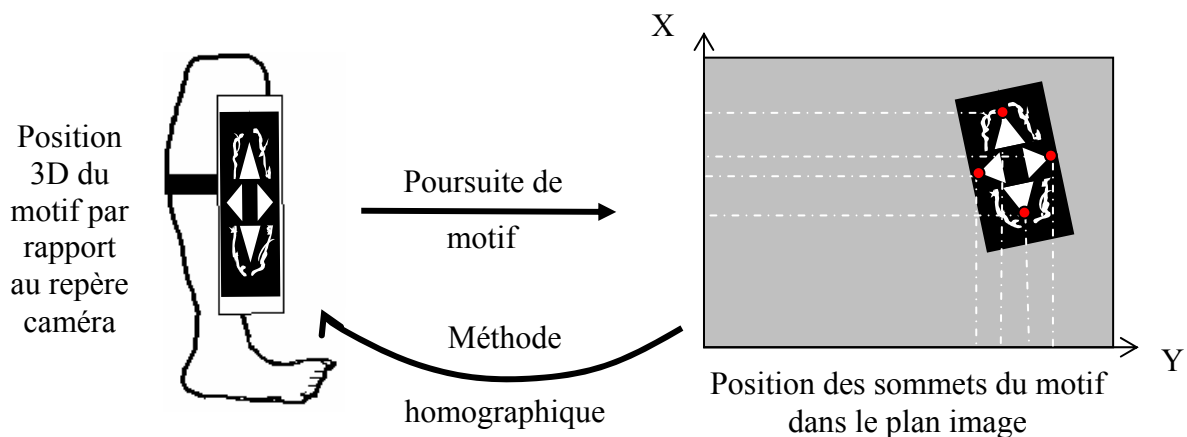


Figure 42. Principe de l’algorithme de positionnement 3D

2.3.2.6 Détection des sommets dans le plan image

Afin de nous affranchir le plus possible des variations de lumière susceptibles de perturber la détection des sommets, nous décidons de normaliser la portion de l’image contenant le motif à poursuivre. Il existe de nombreux algorithmes de détection de points d’intérêt : Harris-Stephens, SUSAN, etc. Les points d’intérêts sont soit des coins en L, des jonctions en T, des jonctions en Y ou des points de forte variation de texture. Ils correspondent à des doubles discontinuités de la fonction d’intensité provoquées par des discontinuités de la fonction de réflectance ou de profondeur. Dans un souci d’optimisation du

temps de calcul, il nous paraît plus judicieux de développer un détecteur de sommet spécifique pour notre étude. Nous rappelons que l'orientation du motif dans le plan image est donné de manière précise par l'angle de rotation de l'ellipse englobant le motif. Ainsi, nous connaissons les directions à suivre pour déterminer chacun des quatre sommets. La procédure de recherche des sommets a pour point de départ le centre de l'ellipse englobant le motif à poursuivre, qui est lui-même à quelques erreurs près le centre de symétrie des quatre triangles. Nous parcourons ensuite l'image dans les 2 directions données par les petits et grands axes de l'ellipse jusqu'à atteindre la base de chacun des quatre triangles. Ensuite, nous déterminons un certain nombre de points appartenant aux deux autres côtés du triangle comme l'illustre la figure 43. Cette recherche de points situés sur le contour du triangle s'effectue de manière subpixelique à l'aide d'une interpolation non linéaire utilisant 4 pixels voisins. Nous obtenons alors deux séries de points distinctes, chacune appartenant à un côté du triangle. Pour chaque série, nous calculons la meilleure droite au sens des moindres carrés passant par ces points. Notons que cela a pour conséquence d'atténuer le bruit d'extraction des points frontières. Le sommet est alors considéré comme le point d'intersection de ces deux droites.

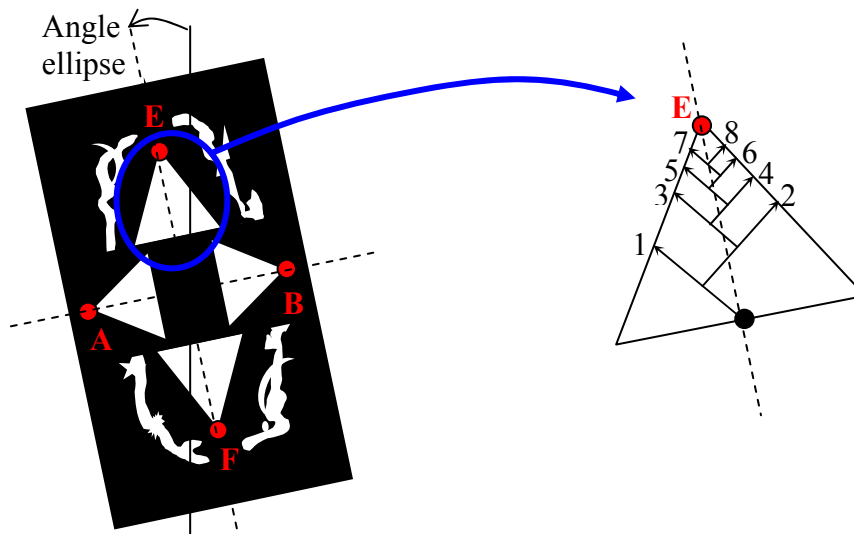


Figure 43. Recherche de sommet

Dans la recherche des points constituant ces deux droites, il est primordial de prendre en compte les distorsions dues à la lentille (au maximum ± 0.2 pixels). En effet cette erreur de distorsion est dans le pire des cas 7 fois plus importante que l'erreur moyenne de détection des sommets (± 0.03 pixels). La figure 44 souligne la précision des résultats obtenus en présentant la position des 4 sommets extraits pendant un peu plus de 2 secondes dans le cas où la cible est immobile.

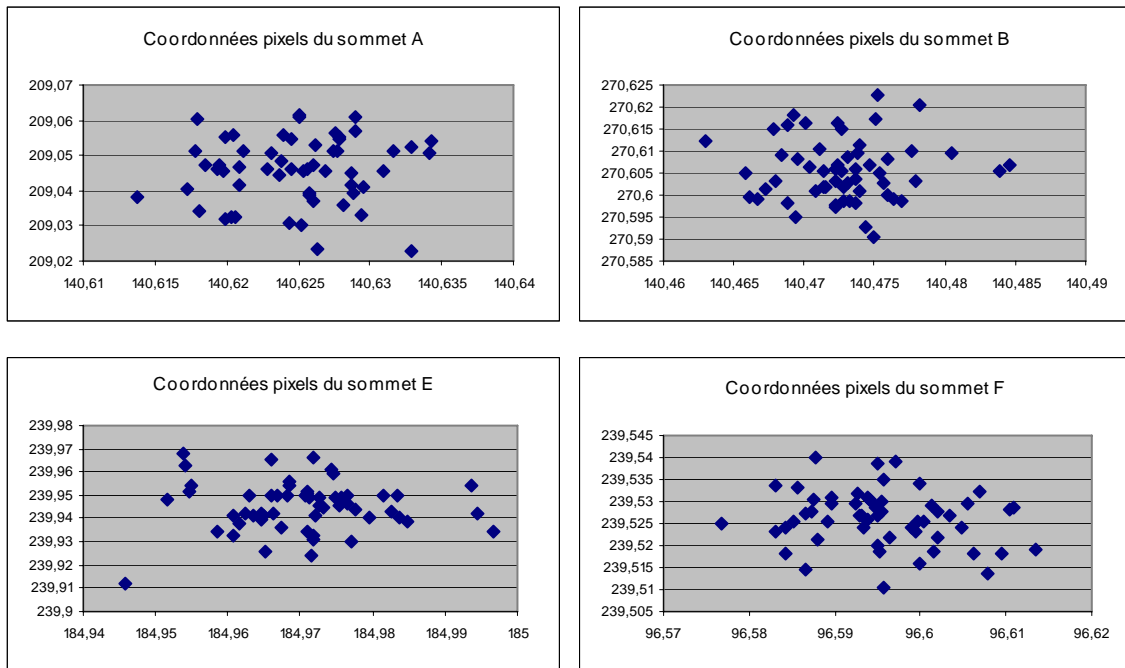


Figure 44. Extraction subpixellique des 4 sommets du motif en statique

2.3.2.7 Calcul de l’homographie entre le modèle plan et son image

Dans la suite nous utiliserons les mêmes notations que dans le paragraphe 3. D’autre part, en coordonnées homogènes, nous noterons $\mathbf{m}^0 = [u, v, 1]^T$ et $\mathbf{M}^0 = [X, Y, Z, 1]^T$. Comme nous l’avons vu précédemment, nous utilisons le modèle sténopé de la caméra. La relation entre un point 3D du motif et sa projection dans le plan image est donnée par :

$$s\mathbf{m}^0 = \mathbf{A}[\mathbf{R} \ \mathbf{t}] \mathbf{M}^0 \quad \text{avec} \quad \mathbf{A} = \begin{pmatrix} \alpha & c & u_0 \\ 0 & \beta & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

Où s est un facteur d’échelle arbitraire, (\mathbf{R}, \mathbf{t}) appelé « paramètres extrinsèques » sont les vecteurs rotation et translation reliant le système de coordonnées du monde à celui de la caméra. \mathbf{A} est la matrice des paramètres intrinsèques de la caméra telle qu’elle a été définie précédemment dans le paragraphe 2.3.2.3.

Le modèle plan dont nous souhaitons connaître la position dans le monde réel est situé au niveau $Z = 0$ du référentiel lié à la caméra. Dans la suite, nous noterons \mathbf{r}_i la i -ème colonne de la matrice de rotation \mathbf{R} . A partir de l’équation (2), nous pouvons donc écrire :

$$s \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_1 & \mathbf{r}_2 & \mathbf{r}_3 & \mathbf{t} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_1 & \mathbf{r}_2 & \mathbf{t} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 1 \end{bmatrix}$$

Par conséquent, un point M appartenant au modèle plan (c'est à dire au motif) et son image \mathbf{m} dans le plan caméra sont liés par une homographie \mathbf{H} :

$$\mathbf{m} = \mathbf{H} \mathbf{M} \quad \text{avec} \quad \mathbf{H} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_1 & \mathbf{r}_2 & \mathbf{t} \end{bmatrix} \quad (3)$$

Il existe de nombreuses méthodes pour estimer une homographie entre le modèle plan et son image. Notons respectivement M_i et \mathbf{m}_i les points du modèle et les points images. Dans l'idéal, ces points devraient satisfaire l'équation (3). Dans la réalité, cette égalité ne peut être satisfaite à cause du bruit provenant de l'extraction des points. Notamment, nous avons mis en évidence que nous avons un bruit moyen de ± 0.03 pixels lors de l'extraction des sommets du motif. Supposons que les points \mathbf{m}_i soient bruités par un signal Gaussien de moyenne nulle dont la matrice de covariance est notée Λ_{m_i} . Alors, la meilleure estimation de \mathbf{H} est obtenue en minimisant la fonctionnelle suivante [Zha, 99] :

$$\sum_i (\mathbf{m}_i - \hat{\mathbf{m}}_i)^T \Lambda_{m_i}^{-1} (\mathbf{m}_i - \hat{\mathbf{m}}_i),$$

$$\text{où } \hat{\mathbf{m}}_i = \frac{1}{\mathbf{h}_3^T M_i} \begin{bmatrix} \bar{\mathbf{h}}_1^T M_i \\ \bar{\mathbf{h}}_2^T M_i \end{bmatrix} \quad \text{avec } \bar{\mathbf{h}}_i \text{ la } i\text{-ème colonne de } \mathbf{H}$$

Dans la pratique, nous supposons que $\Lambda_{m_i} = \sigma^2 \mathbf{I}$, $\forall i$. Cette hypothèse est raisonnable si les points sont extraits indépendamment selon la même procédure. Dans ce cas, le problème ci-dessus devient un problème non linéaire de degré 2. La minimisation non linéaire est effectuée avec l'algorithme de Levenberg-Marquardt. Cet algorithme nécessite une solution initiale pouvant être obtenue de la façon suivante :

Posons $\mathbf{x} = [\bar{\mathbf{h}}_1^T, \bar{\mathbf{h}}_2^T, \bar{\mathbf{h}}_3^T]^T \in \mathfrak{R}^{3 \times 3}$, l'équation (3) peut alors s'écrire sous la forme :

$$\begin{bmatrix} M_i^0 \mathbf{0}^T & \mathbf{0}^T & -u M_i^0 \mathbf{0}^T \\ \mathbf{0}^T & M_i^0 \mathbf{0}^T & -v M_i^0 \mathbf{0}^T \end{bmatrix} \mathbf{x} = \mathbf{0}$$

Cette équation est de la forme $\mathbf{Lx} = \mathbf{0}$ où \mathbf{L} est une matrice de taille $2n \times 9$, n étant le nombre de points du modèle. Dans notre cas, nous extrayons 4 sommets du motif, donc \mathbf{L} est

une matrice de taille 8×9 . Il est connu que la solution \mathbf{x} de cette équation est le vecteur propre de $\mathbf{L}^T \mathbf{L} \in \mathfrak{R}^9$ associé à la plus petite valeur propre.

Pour cela, nous utilisons une décomposition SVD de la matrice $\mathbf{L}^T \mathbf{L} = \mathbf{U} \mathbf{S} \mathbf{V}^T$ où \mathbf{x} est la dernière colonne de la matrice orthogonale \mathbf{V}^T si les valeurs propres sont rangées dans l’ordre décroissant. Il est également important de remarquer que la matrice \mathbf{L} est mal conditionnée car certains de ses éléments sont égaux à 1, d’autres sont en pixels ou bien évalués dans le référentiel lié au monde. C’est pourquoi nous obtenons de meilleurs résultats en effectuant une pré-normalisation des données avant d’appliquer cet algorithme.

2.3.2.8 Validation de la méthode homographique

Afin de valider les paramètres extrinsèques de translation obtenus après application de la méthode homographique, notre motif est fixé verticalement face à la caméra sur une des deux pédales. Cette dernière est alors déplacée manuellement dans la direction sagittale, en réalisant un certain nombre de paliers, dans la zone où l’utilisateur est maintenu pendant la marche. La figure 45 permet de comparer la courbe de position réelle du motif donnée par le codeur aux données brutes non filtrées générées par l’algorithme.

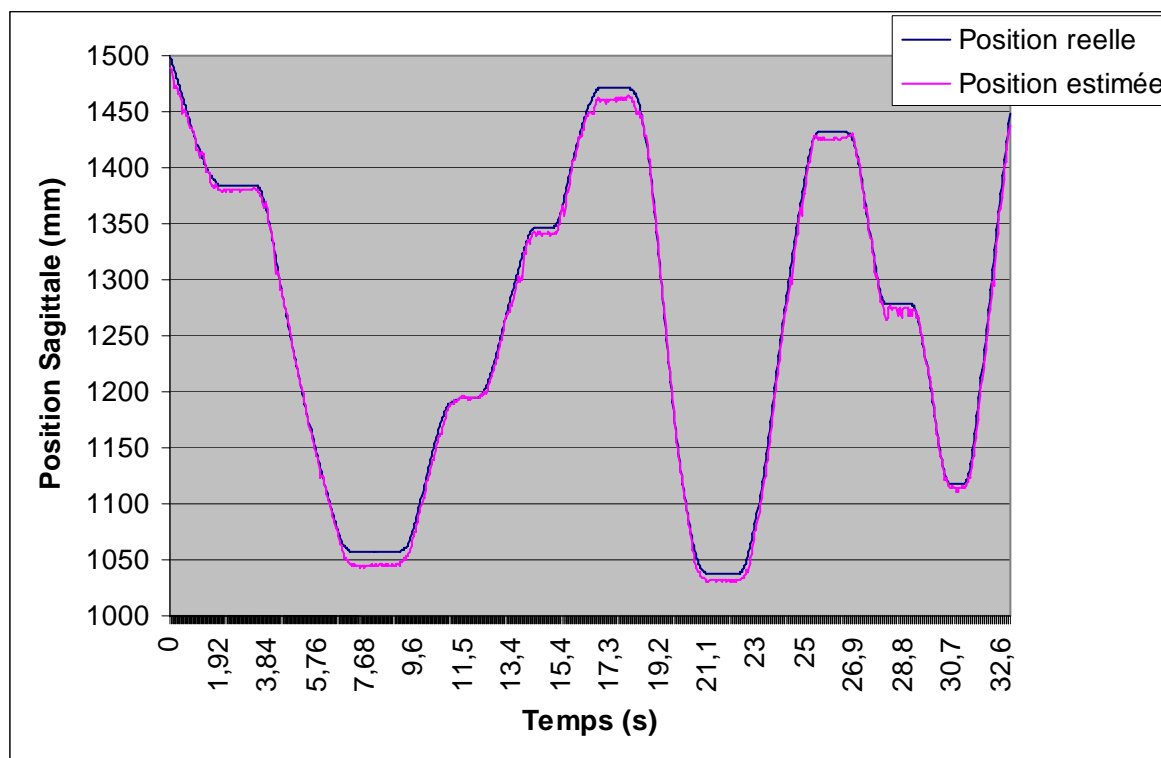


Figure 45. Comparaison des positions sagittales réelles et estimées du motif

Ces résultats sont très satisfaisants même si on note la présence de bruit bien visible dans certaines zones ainsi qu'une erreur de positionnement maximale de l'ordre de 10 mm. Nous verrons dans le chapitre 3, la manière dont nous gérons ces erreurs pour obtenir de façon robuste un signal plus lisse. Les résultats présentés ci-dessus représentent la solution initiale de l'algorithme de Levenberg-Marquardt, donc notre algorithme reste perfectible. Néanmoins, les résultats semblent suffisamment précis pour notre application pour que l'optimisation des résultats ne soit pas indispensable. En outre, la possibilité d'itérer pour optimiser les résultats représente une contrainte au niveau du temps de calcul. Afin de garder un traitement de 25 images par seconde, nous choisissons de ne pas optimiser les résultats initiaux issus de l'algorithme.

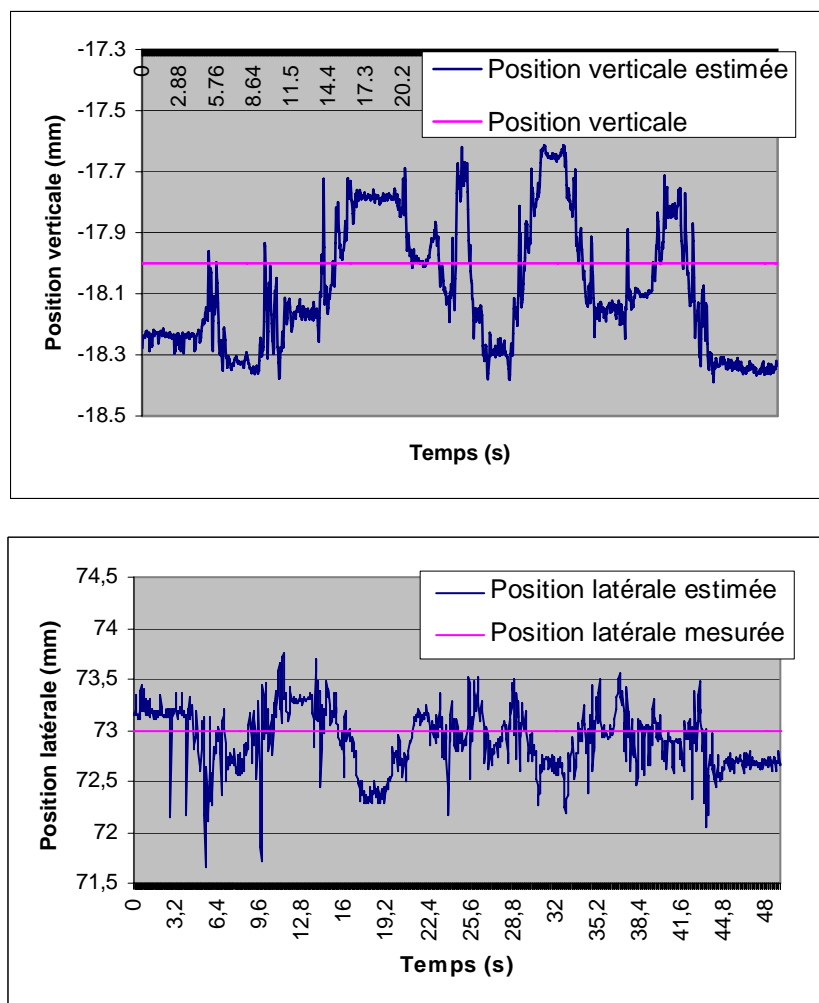


Figure 46. Positions verticales et latérales du motif lors d'une translation d'axe sagittale

Réalisés dans les mêmes conditions expérimentales, les résultats obtenus (figure 46) montrent la qualité du positionnement latéral et vertical du motif. En effet, lors de la translation de la pédale dans la direction sagittale, les courbes de position verticales et latérales estimées du motif restent globalement constante et voisines des valeurs mesurées

expérimentalement. Ces résultats nous permettent de nous assurer du bon alignement de l’axe Z de la caméra avec les axes de translation de l’interface.

D’autre part, nous avons mis en évidence dans les paragraphes précédents la nécessité de mesurer l’angle de rotation θ nous permettant d’estimer la position du talon à partir de celle du motif placée sur le tibia. La figure 47 montre les résultats obtenus pour une rotation θ du motif entre $\pm 40^\circ$. Le motif est tourné manuellement à l’aide d’un repère placé sous le motif, ce dernier étant placé à environ 1.5 m de la caméra. Nous ne cherchons pas ici à valider la mesure des angles de façon métrologique mais plutôt à valider la cohérence des résultats obtenus.

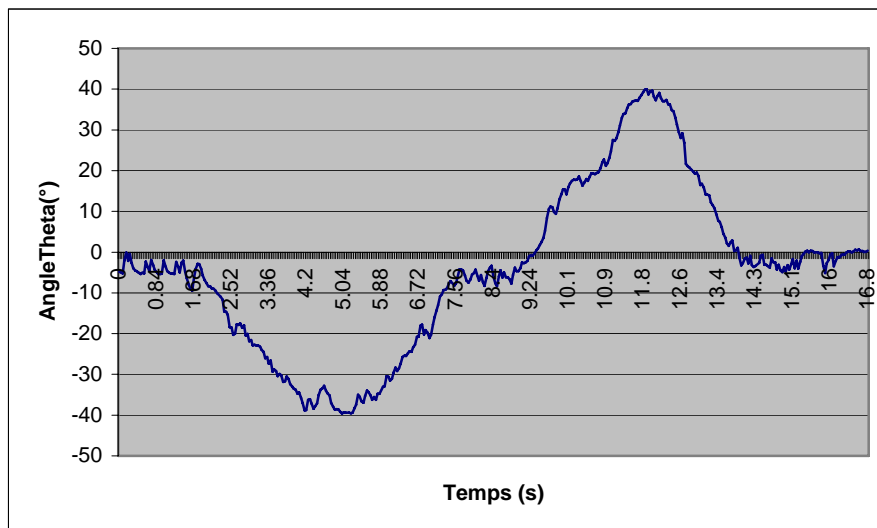


Figure 47. Signal de rotation θ estimé du motif

Les données de la figure 47 sont légèrement bruitées en majeure partie à cause de l’éclairage et de la précision de la caméra (384 x 288 pixels). Comme précédemment, nous verrons dans la suite (§3.1.2.2) la manière dont nous traitons ce bruit. Néanmoins, ces données estimées sont suffisamment fidèles aux données mesurées pour pouvoir être directement utilisées afin de déterminer la position du talon à partir de celle du motif. Nous avons également souligné l’intérêt de connaître les angles de rotation ω et φ pour le développement futur de l’interface pour la marche 2D ou 3D. Les courbes de la figure 48 montrent les résultats obtenus pour une rotation ω de $\pm 35^\circ$ et une rotation φ de $\pm 20^\circ$. Encore une fois, nous rappelons que le but est uniquement de valider la cohérence des courbes obtenues et que nous n’avons pas jugé utile de mettre en place un système de positionnement et de mesure en rotation précis des cibles.

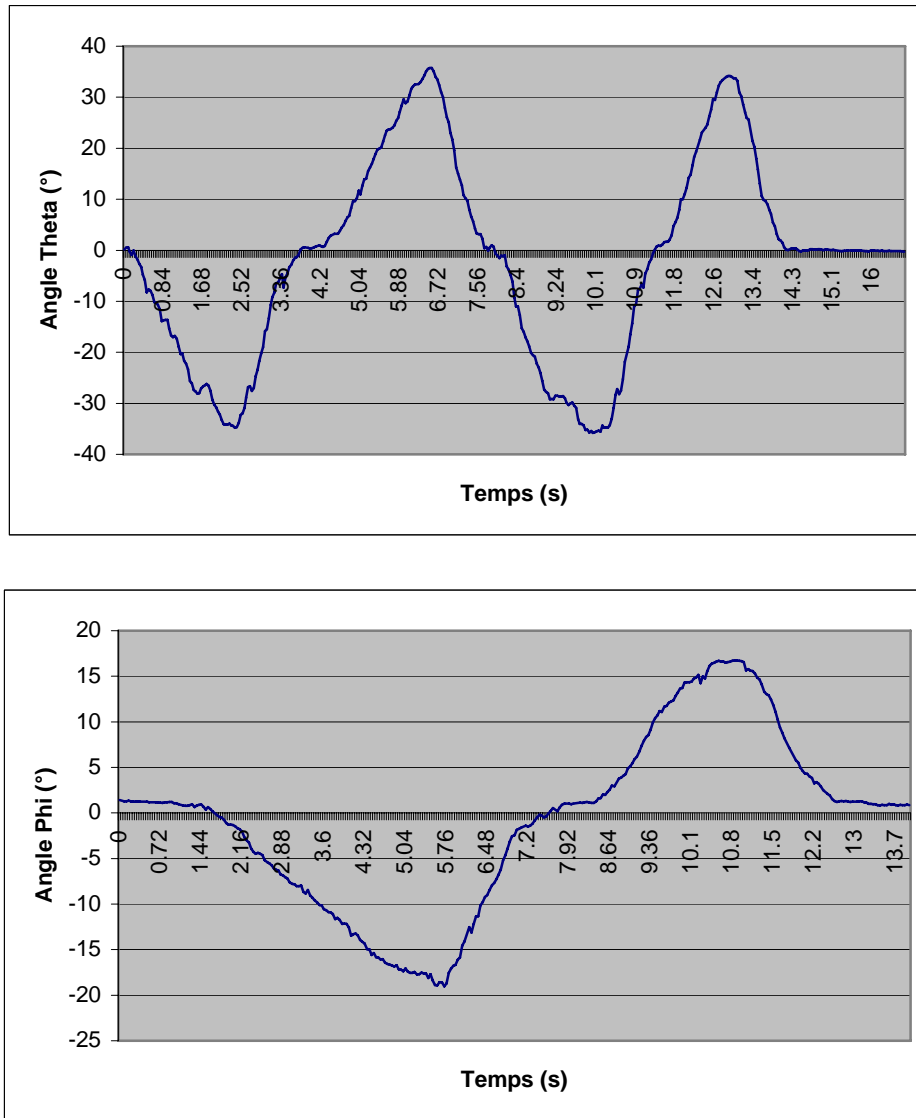


Figure 48. Signaux de rotation ω et φ estimés du motif

Chapitre 3

Génération des Consignes et Commande de l'Interface de Locomotion

3.1 Génération des consignes pour les pédales

3.1.1 Introduction

Dans ce paragraphe, nous décrivons les stratégies de pilotage des pédales. Pendant la phase de balancement où le pied n'est pas en contact avec la pédale, l'unique objectif est de garder la pédale à la verticale du pied. L'instrumentation de l'interface avec un système de positionnement 3D permet de fournir la position des cibles positionnées sur les tibias de l'utilisateur.

Nous verrons de quelles manières sont traitées ces données afin de fournir une consigne de position à la pédale la plus lisse possible. A ce niveau, l'interface est uniquement motrice puisqu'elle identifie les actions de marche de l'utilisateur (position des pieds). L'aspect sensoriel intervient lors de la phase d'appui où le pied est en contact avec la pédale. L'utilisateur est alors ramené sur place suivant une consigne de position ou d'effort bien précise. Cette consigne de retour doit permettre de transmettre à l'utilisateur des informations sensorielles kinesthésiques et/ou vestibulaires en cohérence avec la marche.

3.1.2 Phase de balancement

Dans le chapitre précédent, nous avons vu que le système de positionnement 3D équipant l'interface fournissait des résultats fiables. Néanmoins, les résultats issus de l'algorithme de positionnement 3D ne peuvent pas être utilisés directement pour la commande des pédales, ils nécessitent un traitement préalable. Tout d'abord, les données issues de l'algorithme de positionnement 3D ne sont mises à jour que toutes les 50 ms (temps d'acquisition des images + temps d'exécution de l'algorithme) alors que le système est piloté à une fréquence de l'ordre de 10 ms (cf. §3.2). D'autre part, les données obtenues sont

légèrement bruitées en raison de variations d'éclairage sur le motif à poursuivre et de la résolution de la caméra (cf. §2.3.2.8.). Par conséquent, utiliser les données brutes provenant de l'algorithme de positionnement 3D revient à introduire un retard ainsi que du bruit dans les consignes imposées aux pédales. Nous proposons d'effectuer un traitement des données utilisant la méthode des moindres carrés pondérés afin de pallier ces problèmes. Dans un premier temps, nous présentons le modèle géométrique simple utilisé pour déterminer la position du pied à partir de celle de la cible positionnée sur le tibia.

3.1.2.1 Détermination de la position du talon

Les données brutes provenant de l'algorithme de positionnement 3D sont celles des cibles positionnées sur le tibia de l'utilisateur. Comme nous cherchons à connaître la position des pieds, il nous faut élaborer un modèle fiable permettant de déterminer la position du pied à partir de celle du centre de la cible. La partie du pied qui nous intéresse ici est le talon puisque c'est la partie du pied qui va rentrer en contact avec la pédale lors de la fin de la phase de balancement. La figure 49 présente le modèle utilisé pour déterminer la position du talon.

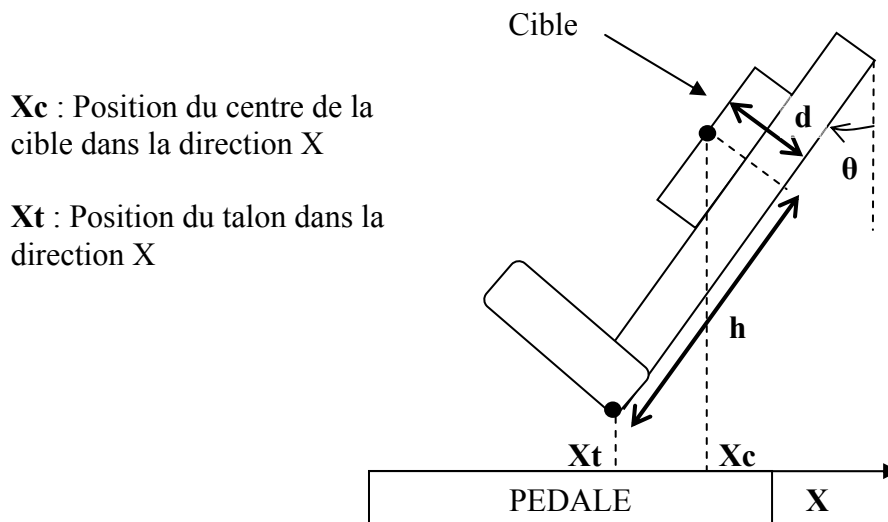


Figure 49. Modèle géométrique de la partie inférieure de la jambe

La cible étant placée initialement sur le tibia, la distance h entre le centre de la cible et le talon est considérée constante quelque soit l'orientation de la jambe car le segment tibia-talon est peu déformable. Cette distance est mesurée automatiquement par le système lors de la phase de calibrage (cf. chapitre 4). Par contre, la distance d est un paramètre anthropomorphique propre à chaque utilisateur, il constitue donc une donnée à paramétrer manuellement. Comme nous connaissons la position et l'inclinaison de la cible dans l'espace,

il nous est possible de déterminer la position spatiale du talon. Ici, dans le contexte de la marche en ligne droite, nous donnons uniquement la position du talon dans la direction sagittale X :

$$X_t = X_c + d \cos(\theta) + h \sin(\theta)$$

3.1.2.2 Traitement de la consigne de position des pieds

L'automate pilotant l'interface de locomotion a une période d'exécution paramétrable fixée à 10 ms. Cette période est nettement supérieure à la période d'arrivée des signaux de position des talons. En effet, la position 3D des talons est obtenue après la réalisation des opérations suivantes :

- Acquisition de l'image
- Algorithme de poursuite des cibles
- Extraction des 4 sommets de chaque cible
- Détermination des positions 3D des cibles par l'algorithme homographique
- Envoi des données via port série
- Conversion des positions des centres des cibles pour obtenir les positions des talons

L'acquisition des images s'effectue à une période de 40 ms, l'ensemble des tâches acquisition et positionnement 3D est effectué en 50 ms sur un processeur pentium 2.2 GHz. Le sous-échantillonnage des données de position des talons pose alors le problème de fournir une consigne adéquate pour la commande des pédales. En effet, l'utilisation des données brutes n'est pas recommandée car dans ce cas la consigne est constituée d'échelons de position comme le montre la figure 50.

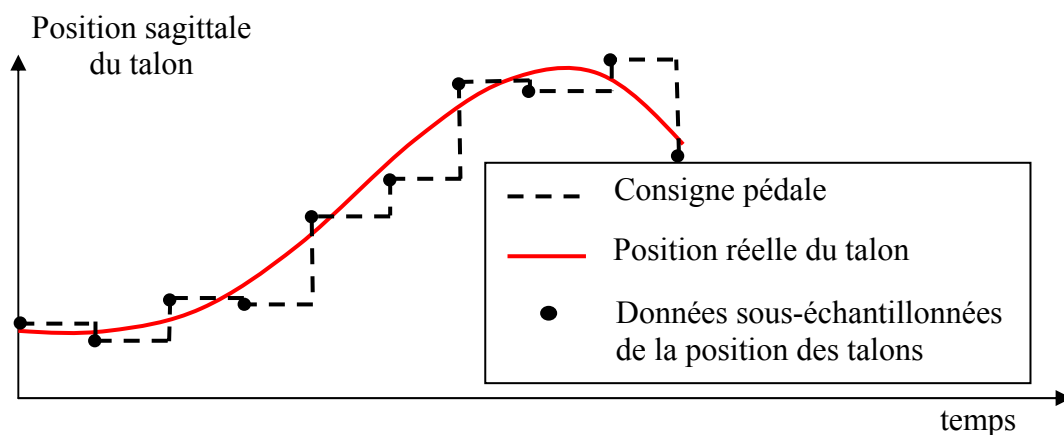


Figure 50. Consigne de position de la pédale avec les données brutes

Piloter les pédales avec les données brutes de position des talons a pour conséquences néfastes d'engendrer une erreur de positionnement de la pédale par rapport au talon mais également de provoquer des sursauts de la pédale. Ce dernier élément n'est pas à négliger puisque d'un point de vue psychologique, l'utilisateur préférera que la pédale suive son pied de manière la plus souple possible.

Le traitement des données de position des talons doit donc permettre d'estimer au plus juste la position réelle des talons à tout instant en fournissant à la commande une consigne la plus lisse possible. Dans un premier temps, il semble judicieux d'utiliser une prédiction linéaire au sens des moindres carrés pondérés comme l'illustre la figure 51. La pondération étant effectuée à l'aide d'une courbe gaussienne centrée sur le dernier point mesuré.

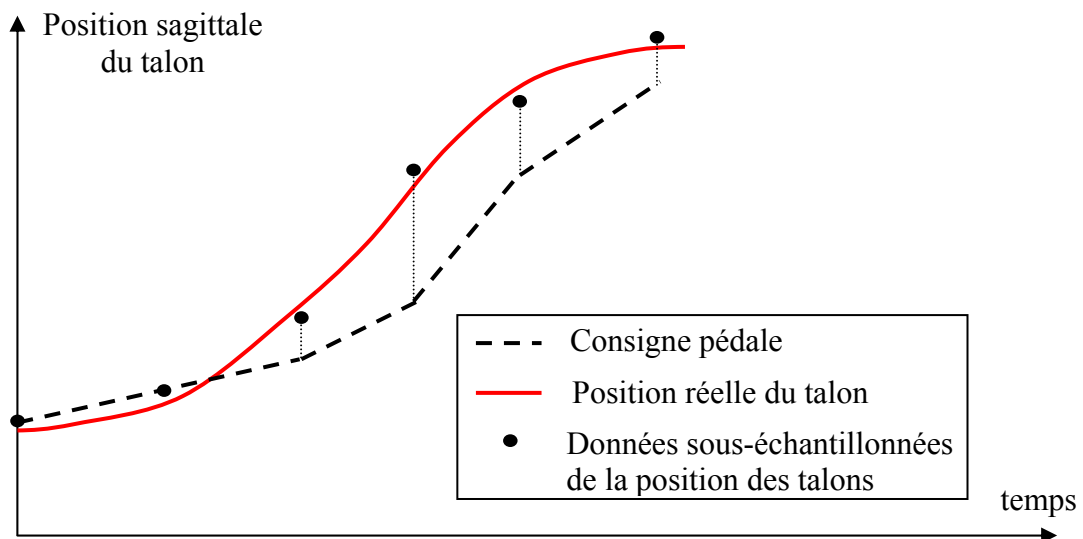


Figure 51. Prédiction linéaire au sens des moindres carrés pondérés

Le choix d'une prédiction linéaire dans le cas d'un signal de position présentant des variations de pente importantes comme dans notre cas, entraîne une erreur de prédiction importante au niveau des changements de pente. Néanmoins, cette erreur reste à quantifier dans le cas de la marche. Pour cela, nous présentons dans la figure 52, la courbe de position des talons estimée à partir des données brutes en utilisant la méthode de prédiction linéaire précédente. Chaque pente est ici estimée à partir des cinq derniers points. Enfin, la continuité des raccords est assurée au niveau de chaque intervalle.

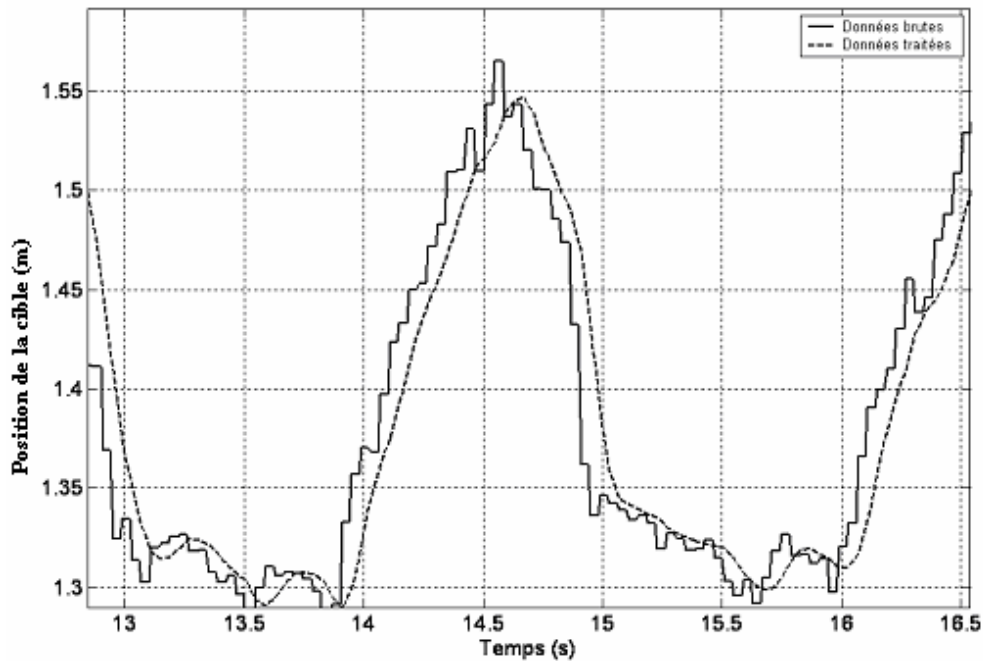


Figure 52. Courbe de position des talons estimée par prédiction linéaire

On constate de manière générale un décalage non négligeable entre la courbe réelle et la courbe estimée. Ce décalage s'opère aux endroits présentant de fortes pentes, notamment au début et à la fin de la phase de balancement. Or, il s'avère primordial que la pédale se positionne de manière précise sous le talon de l'utilisateur lorsque celui-ci s'apprête à y poser son pied. Afin de remédier à ce problème délicat, nous proposons d'introduire un coefficient d'innovation permettant de prendre en compte l'erreur de prédiction dans notre méthode de prédiction linéaire, comme l'illustre la figure 53.

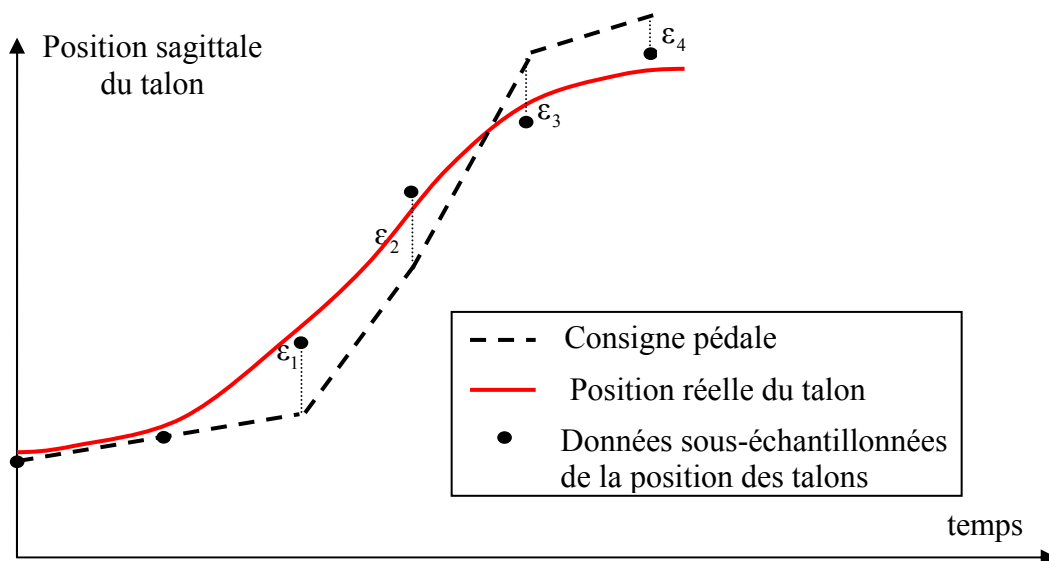


Figure 53. Prise en compte de l'erreur de prédiction

Le principe est de mesurer, à l'arrivée de chaque donnée brute issue de l'algorithme de positionnement 3D, l'écart ε_i entre la prédiction linéaire et la position réelle. Cette erreur de prédiction est alors pondérée par un facteur d'innovation et prise en compte dans l'évaluation de la nouvelle pente de façon à réduire l'erreur de prédiction. En se plaçant dans l'intervalle de temps $t_i \leq t < t_{i+1}$, où t_i et t_{i+1} représentent deux temps d'arrivée successifs des données brutes de l'algorithme de positionnement, l'expression de la position sagittale estimée du talon est donnée par :

$$X(t) = X_i + (t - t_i) \left(m_i - \frac{\delta \varepsilon_i}{T} \right)$$

où X_i est la position sagittale du talon donnée par l'algorithme de positionnement à l'instant t_i , m_i est la dernière pente estimée par la prédiction linéaire, δ est le facteur d'innovation et T est la période moyenne d'arrivée des données issues de l'algorithme de positionnement. L'utilisation de cette stratégie permet d'annuler rapidement les écarts entre la position réelle et prédite du talon lors de brusques changements de pente. La figure 54 montre les résultats obtenus lors de deux phases de balancement avec un facteur d'innovation égal à 0.1.

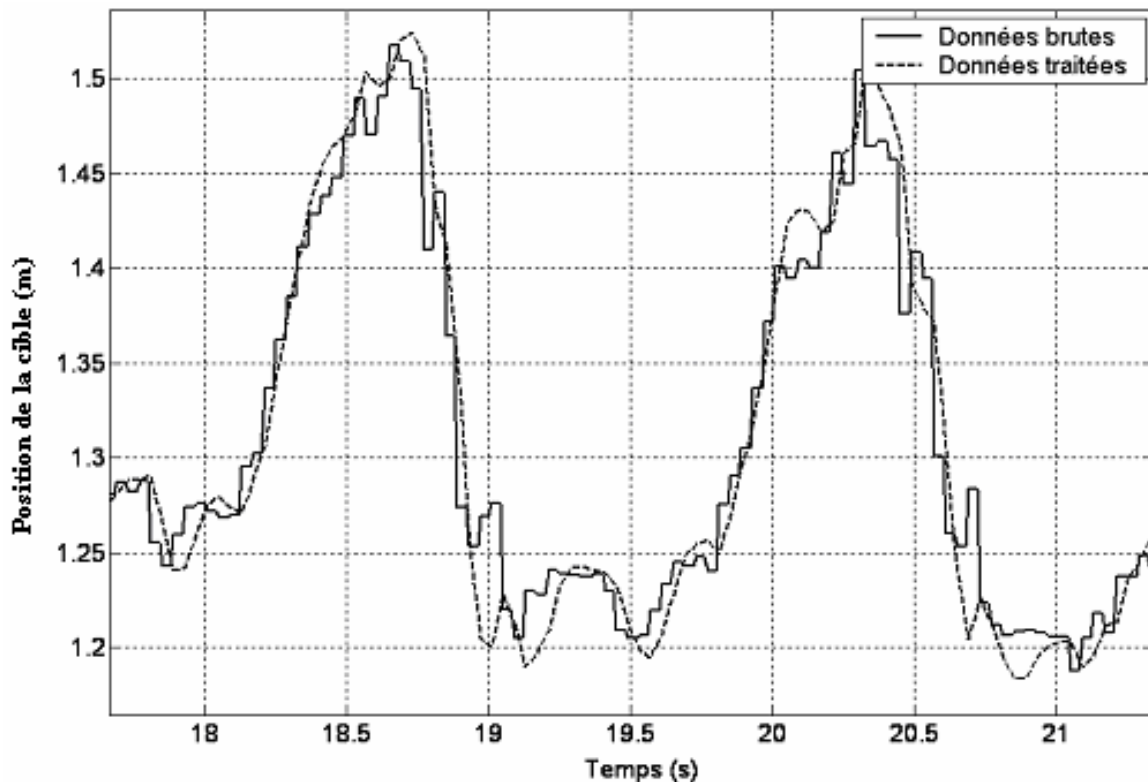


Figure 54. Courbe de position des talons avec gestion de l'erreur de prédiction

Les résultats obtenus sont satisfaisants car ils permettent de transmettre à la partie commande une consigne de position de la pédale lisse et fidèle à la trajectoire du talon. Les résultats pourraient encore être améliorées en incorporant un filtre de Kalman prédictif.

3.1.3 Phase d'appui

3.1.3.1 Introduction

Tout comme le maintien de la posture debout, la locomotion mobilise simultanément plusieurs types de capteurs : visuels, proprioceptifs, vestibulaires, pendant nos déplacements. *« L'ensemble de ces modalités sensorielles semblent être traité en parallèle et transformé en une information uni-modale permettant de simplifier la planification des synergies composant le mouvement locomoteur »* [Ber, 67]. La phase d'appui est une phase critique au cours de laquelle l'interface agit sur l'utilisateur afin de le garder sur place. Cette action de retour sur place de la pédale permet d'agir directement sur les récepteurs sensoriels de l'utilisateur responsables de la perception du mouvement. Dans la suite de ce paragraphe, nous nous intéresserons uniquement aux sens vestibulaires et kinesthésiques sur lesquels l'interface peut directement agir par le biais de la pédale. Néanmoins et de manière indirecte, l'interface va également agir sur le système visuel étroitement lié au système vestibulaire.

L'objectif est donc de présenter les stratégies employées permettant de générer des consignes de retour sur place les plus transparentes possible pour l'utilisateur. En effet, le retour sur place ne doit pas engendrer d'incohérences sensorielles susceptibles d'entraîner une perte d'équilibre.

Afin de prévenir toute contrainte extérieure générée par le retour sur place de la pédale, la solution idéale serait de ramener l'utilisateur sur place à vitesse constante égale à la vitesse moyenne d'avance de son centre de masse. Cela aurait pour effet de garder le centre de masse de l'utilisateur au même endroit et de ne pas générer d'efforts extérieurs sur les membres de l'utilisateur. Dans ce cas, le système vestibulaire ne ressentirait pas les accélérations engendrées par le retour sur place de la pédale puisque ces dernières seraient nulles. Néanmoins, ce cas idéal n'est pas réalisable dans notre cas pour des raisons de sécurité évidentes. En effet, il faudrait que la pédale se trouvant en phase de balancement anticipe la pose du pied pour se trouver à la vitesse souhaitée lors du contact pied/pédale. Cette anticipation n'est pas souhaitable car elle constitue un facteur de risque important. Par

conséquent, nous souhaitons générer des consignes de retour sur place dont les conditions initiales et finales correspondent à une vitesse nulle afin que la pédale soit fixe lors de la pose et du décollage du pied avec la pédale.

3.1.3.2 Consigne de retour en position d'ordre 5

Le système vestibulaire, au cœur des problèmes de vertige, est un système d'une extraordinaire complexité. Il assure deux fonctions distinctes en renseignant les structures nerveuses centrales d'une part sur les déplacements de la tête dans l'espace (accélération du déplacement) et d'autre part sur la position de la tête par rapport à l'axe de gravité. En informant ainsi en permanence les centres nerveux sur la position exacte de la tête dans l'espace et sur son déplacement, le système vestibulaire participe en priorité aux réactions d'adaptation qui maintiennent l'équilibre du corps. Par conséquent, l'action de retour sur place générée par la pédale va agir sur le système vestibulaire et modifier les données sensorielles permettant à l'utilisateur de maintenir son équilibre. Le problème ici est donc de générer une consigne de retour sur place la plus transparente possible pour le système vestibulaire afin que l'utilisateur ne perçoive pas ou très peu les accélérations de la pédale le ramenant autour de sa position initiale.

Dans notre cas, nous souhaitons minimiser voire annuler la perception des accélérations horizontales générées par le retour sur place. L'état de l'art a en outre mis en évidence le fait que les systèmes de perception des accélérations verticales et horizontales étaient similaires. L'analogie entre le pilotage de notre interface lors de la phase d'appui et le pilotage des ascenseurs semble intéressante puisque les ascenseurs modernes offrent un confort d'utilisation accru au niveau kinesthésique et vestibulaire. Dans un ascenseur ou sur notre interface, les effets des accélérations et des décélérations vont être marqués au niveau du système vestibulaire qui, rappelons le, perçoit les accélérations verticales et horizontales de la même manière.

Les constructeurs d'ascenseurs utilisent un profil type de courbes d'accélération et de décélération pour lesquelles les réponses du corps humain, face aux différentes sollicitations exercées par l'ascenseur, sont satisfaisante du point de vue de la perception kinesthésique et vestibulaire du mouvement. La figure 55 montre le profil de vitesse couramment utilisé. L'accélération de départ augmente progressivement jusqu'à une valeur constante pour ensuite devenir nulle lorsque la vitesse maximale est atteinte. La décélération s'opère de la même

façon en passant par une phase de décélération constante pour ensuite atteindre la valeur nulle de manière imperceptible.

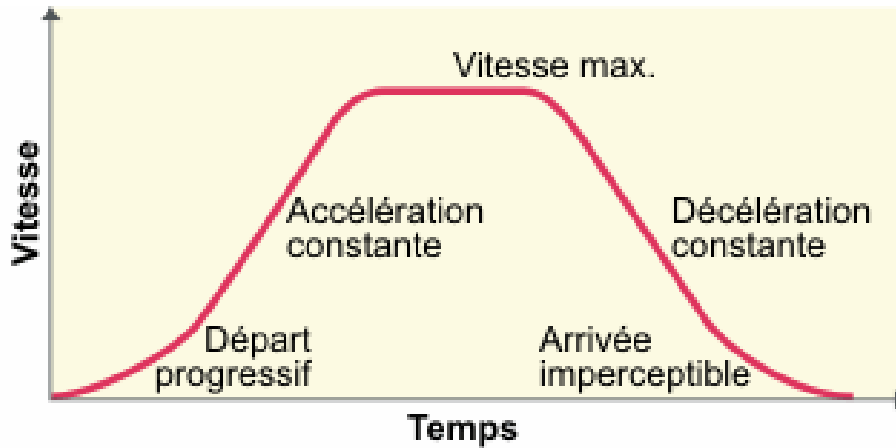
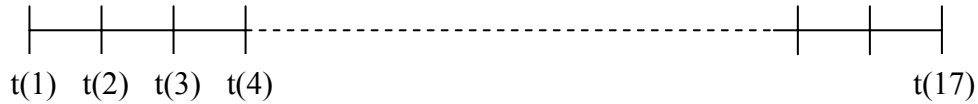


Figure 55. Profil de vitesse pour le pilotage des ascenseurs

Dans le cas du pilotage de l'ascenseur, le départ progressif, l'accélération et la décélération ainsi que l'arrivée imperceptible ont une valeur d'accélération inférieure en module à 0.8 m/s^2 . Cette valeur est une valeur pratique souvent rencontrée au niveau des cabines. Au delà de cette valeur, les effets des accélérations et décélérations se font sentir au niveau :

- des récepteurs sensibles de la colonne vertébrale (surtout le cou),
- des muscles compensant l'effet des variations de pression mécanique,
- de la plante des pieds détectant le changement de poids du corps pendant les variations de vitesse.

Dans la suite, nous nous basons sur le profil de vitesse de la figure 18 afin de générer notre consigne de retour [DAI, 05b]. Rappelons également ici que les organes otolithiques sont sensibles aux discontinuités d'accélération. Le choix d'une consigne de position d'ordre 5 permet d'assurer une dérivée du jerk continue, ce qui permet de minimiser les secousses ressenties par l'utilisateur lors du retour sur place. L'utilisation d'une consigne d'ordre inférieur ou égal à 3 n'est donc pas souhaitable. En effet, une consigne d'ordre 3 nous donne une accélération continue mais sa dérivée, le jerk, est alors discontinue. Soit $t = [0, t_f]$ l'intervalle de temps représentant la durée du pas. La courbe de la dérivée seconde du Jerk est une fonction en escalier définie sur 16 intervalles. Nous segmentons donc l'intervalle de temps en 16 intervalles de même longueur comme présenté ci-dessous :

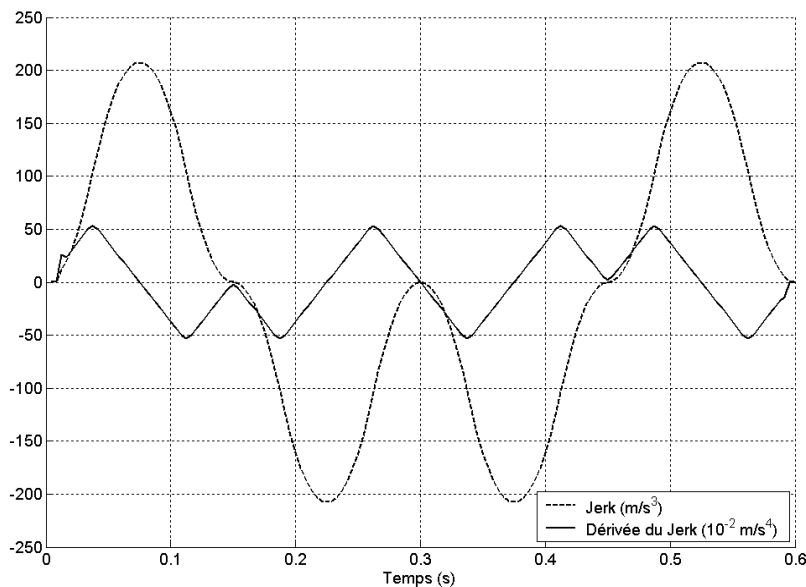


Où $t(i) = \frac{tf}{16} \cdot (i-1)$

Les courbes sont définies par morceaux sur chacun de ces 16 intervalles. Nous définissons les courbes sur l'intervalle i de la manière suivante :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{d^2 J_i(t)}{dt^2} = k_i \\ \frac{dJ_i(t)}{dt} = k_i \cdot t + a_i \\ J_i(t) = \frac{1}{2} \cdot k_i \cdot t^2 + a_i \cdot t + b_i \quad (\text{Jerk}) \\ A_i(t) = \frac{1}{6} \cdot k_i \cdot t^3 + \frac{1}{2} \cdot a_i \cdot t^2 + b_i \cdot t + c_i \quad (\text{Accélération}) \\ V_i(t) = \frac{1}{24} \cdot k_i \cdot t^4 + \frac{1}{6} \cdot a_i \cdot t^3 + \frac{1}{2} \cdot b_i \cdot t^2 + c_i \cdot t + d_i \quad (\text{Vitesse}) \\ X_i(t) = \frac{1}{120} \cdot k_i \cdot t^5 + \frac{1}{24} \cdot a_i \cdot t^4 + \frac{1}{6} \cdot b_i \cdot t^3 + \frac{1}{2} \cdot c_i \cdot t^2 + d_i \cdot t + e_i \quad (\text{Position}) \end{array} \right.$$

Toutes ces courbes doivent se raccorder entre deux intervalles. De manière générale, le raccordement de 2 courbes d'ordre k est C^{k-1} . Par exemple, la courbe d'accélération qui est ici d'ordre 3 est une fonction continue par morceaux avec un raccordement C^2 (splines cubiques). Nous présentons dans la figure 56 la consigne de position ainsi que ses dérivées successives pour un retour moyen de 0.7 m en 0.6 s.



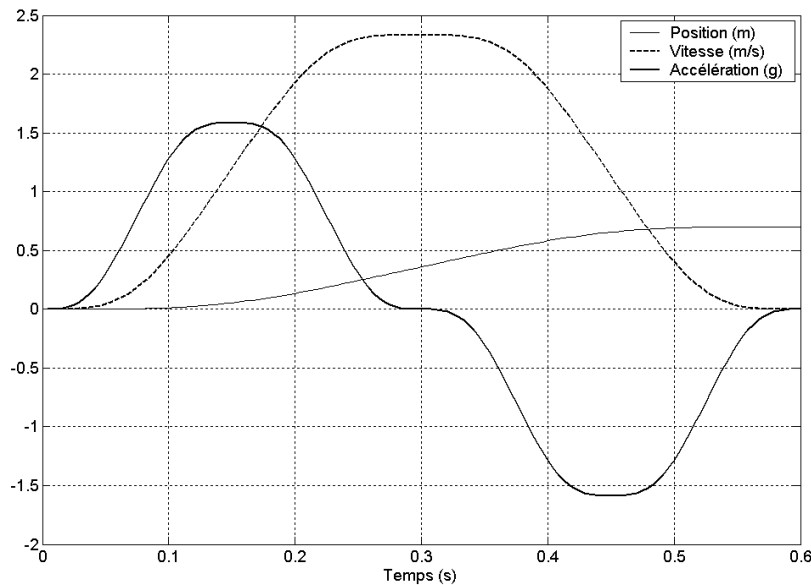


Figure 56. Consigne de retour en position et ses dérivées successives

La consigne de position de retour obtenue est une fonction polynomiale d'ordre 5 définie par morceaux. Pour une marche moyenne de 1.4 m/s, la courbe d'accélération du retour sur place présente deux extremums à $\pm 15 \text{ m/s}^2$. La valeur critique des 0.8 m/s^2 retenue pour le pilotage des ascenseurs est évidemment largement dépassée. Néanmoins, la tolérance aux accélérations horizontales est beaucoup plus élevée que celle aux accélérations verticales. C'est d'ailleurs ce qui explique pourquoi les premiers astronautes décollaient en position couchée. L'action de cette consigne de retour sur place va permettre de faciliter la marche de l'utilisateur en terme d'efforts. Au début de la phase, l'accélération de retour est positive et va donc générer une force d'inertie vers l'avant qui va faciliter la projection du COM vers l'avant. L'accélération négative à la fin de cette phase va au contraire générer une force d'inertie vers l'arrière, ce qui l'empêchera d'être déséquilibré vers l'avant juste avant de poser le pied.

3.1.3.3 Consigne de retour en position sinusoïdale

A travers la description détaillée des différentes phases du cycle de marche figurant dans l'état de l'art, nous pouvons remarquer que lors de la phase de simple support, la marche humaine peut-être assimilée au mouvement d'un pendule inverse [Mor, 99].

La figure 57 illustre le fait que lors de la phase de simple support, le corps oscille autour de la jambe d'appui. Ainsi, la marche chez l'homme peut être assimilée à une série de

mouvements oscillatoires du type pendule inversé qui seraient reliés entre eux par des phases de double support.

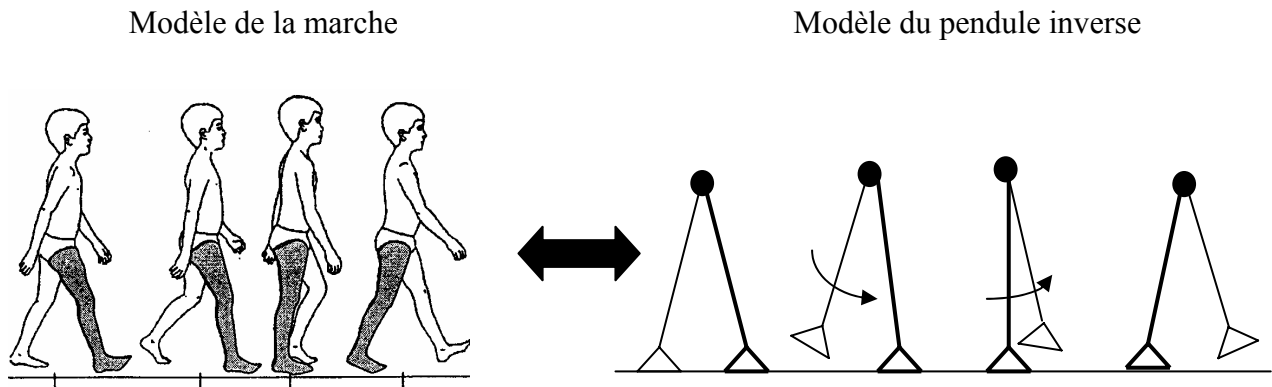


Figure 57. Modèle du pendule inversé pour la marche

Nous avons mis en évidence dans l'état de l'art que la vitesse sagittale du COM lors de la marche avait une allure sinusoïdale. La figure 58 présente la courbe de vitesse sagittale du COM lors de la phase de simple support, pouvant être approximée par la courbe sinusoïdale représentée en traits pointillés.

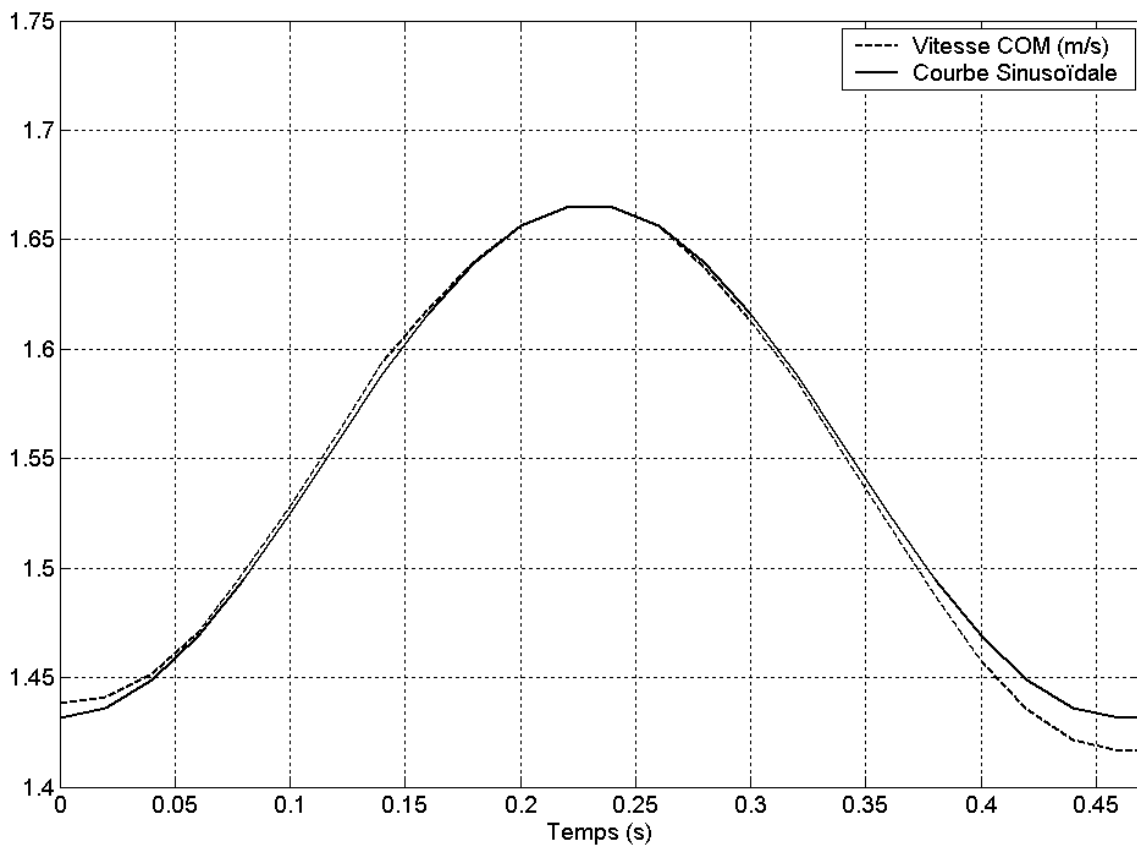


Figure 58. Vitesse du COM sur sol fixe lors de la phase de simple support

L'équation de la courbe en pointillés approximant la vitesse du COM est donnée par :

$$V_{COM}(t) = A.(1 - \cos(Wt))$$

$$A = \frac{\Delta x}{\Delta t} \text{ et } W = \frac{2\pi}{\Delta t}.$$

où Δx est la distance que doit parcourir la pédale lors de la phase de retour en un temps Δt .

En pratique, la distance Δx est prise égale à l'avance réelle du COM lors de la dernière phase de balancement. Δt est alors le temps qu'a mis le COM pour parcourir cette distance. En intégrant l'équation précédente, nous obtenons :

$$X_{COM}(t) = A.(t - \frac{1}{W}\sin(Wt))$$

L'idée est d'imposer à la pédale une consigne de retour sur place sinusoïdale telle qu'elle annule à tout instant l'avance du COM vers l'avant. En appliquant à la pédale une consigne de retour égale à l'opposé de X_{COM} , le COM de l'utilisateur reste globalement fixe dans l'espace de la pièce. Le mouvement de marche sur l'interface peut alors être comparé à un pendule inverse : les jambes de l'utilisateur oscillent de part et d'autre du COM. D'autre part, la phase d'accélération de cette consigne de retour sur place va aider l'utilisateur à amorcer son prochain pas en le poussant vers l'avant. La phase de décélération, quant à elle, va permettre à l'utilisateur d'amortir la fin de son pas en le poussant vers l'arrière.

Il est important de noter que l'on retrouve ces phases d'accélération et de décélération du COM sur sol fixe. Par conséquent, nous pouvons penser que l'utilisation de ce type de consigne de retour va faciliter la marche de l'utilisateur dans le sens où ce dernier devra fournir moins d'efforts que sur sol fixe pour avancer de la même distance. Néanmoins, cette caractéristique n'altère en rien le ressenti kinesthésique de la marche puisque les positions, vitesses et accélérations relatives du COM avec les deux jambes restent exactement les mêmes que sur sol fixe.

Du point de vue de la perception vestibulaire, la courbe d'accélération de la consigne sinusoïdale est très proche de celle de la consigne d'ordre 5. La principale différence est la présence d'une zone intermédiaire d'accélération nulle dans le cas de la consigne d'ordre 5. Les différences de perception vestibulaire avec ces deux types de consigne devra être mis en évidence lors de la phase d'expérimentations.

3.1.3.4 Consigne de retour en position pseudo-naturelle

Les consignes de retour sur place présentées jusqu'à maintenant présentent toutes une phase d'accélération et de décélération déterminées à partir de critères de perception kinesthésique et vestibulaire. Même si celles-ci sont choisies de façon à limiter leur perception, elles sont quand même ressenties par le système vestibulaire et le système kinesthésique. Pour éviter toute action extérieure susceptible de gêner la marche de l'utilisateur, nous avons dit plus tôt qu'il faudrait assurer une vitesse constante des pédales dès la pose du pied. En effet, le système vestibulaire détecte uniquement les accélérations, par conséquent il est insensible à une translation rectiligne à vitesse constante. D'autre part, le retour à vitesse constant ne génère aucune force d'inertie sur l'utilisateur. Pour des raisons de sécurité détaillées précédemment, nous avons écarté cette hypothèse.

L'idée est ici d'utiliser notre compréhension du système vestibulaire afin de générer une consigne de retour sur place la plus transparente possible. Rappelons également que la consigne doit avoir pour conditions initiales et finales une vitesse et une accélération nulle. Par conséquent, les phases d'accélération et de décélération sont inévitables si l'on souhaite garder l'utilisateur sur place. Le problème réside donc bien évidemment dans la manière de définir ces phases de façon à minimiser la perception des accélérations/décélérations.

Rappelons brièvement comment le système vestibulaire perçoit les accélérations linéaires : lors d'une accélération, les otolithes fixées sur la membrane otolithique entraînent la membrane otolithique grâce à leur densité. Le glissement de la membrane otolithique elle-même posée sur les cils des cellules sensorielles entraîne la courbure de ces cils. Les otolithes sont présentes au niveau de l'utricule et du saccule. Ce dernier est exclusivement destiné à enregistrer l'action de la pesanteur du fait de son orientation verticale. L'utricule perçoit les accélérations linéaires horizontales qui ne sont pas négligeables lors de notre retour d'effort. Nous savons que le système vestibulaire peut être source d'illusions sensorielles qui vont tromper le cerveau. En effet, le vestibule, référentiel géocentrique, peut montrer ses limites : dans un cinéma dynamique, il ne pourra faire de différence entre une position d'inclinaison brève (dans un fauteuil assis) et une accélération linéaire, les deux ayant comme résultante un mouvement des cils utriculaires dans le même sens et donc l'analyse de données identiques. Ainsi, se crée une illusion d'accélération.

Dans notre cas, nous ne souhaitons pas créer l'illusion d'une accélération mais exactement le contraire, à savoir rendre l'accélération réelle du retour imperceptible pour l'individu. Pour cela, nous devons tromper le système vestibulaire de l'utilisateur et nous intéresser dans un premier temps à qualifier son fonctionnement en terme de délai et de seuil de perception. La réponse dynamique des otolithes dépend du délai d'application de l'accélération linéaire car ils intègrent les signaux. La détection des accélérations linéaires et la force de gravité se fait avec un délai qui varie en fonction de la magnitude de l'accélération. Cette relation n'est pas linéaire mais exponentielle : les délais les plus longs correspondent aux accélérations les plus faibles.

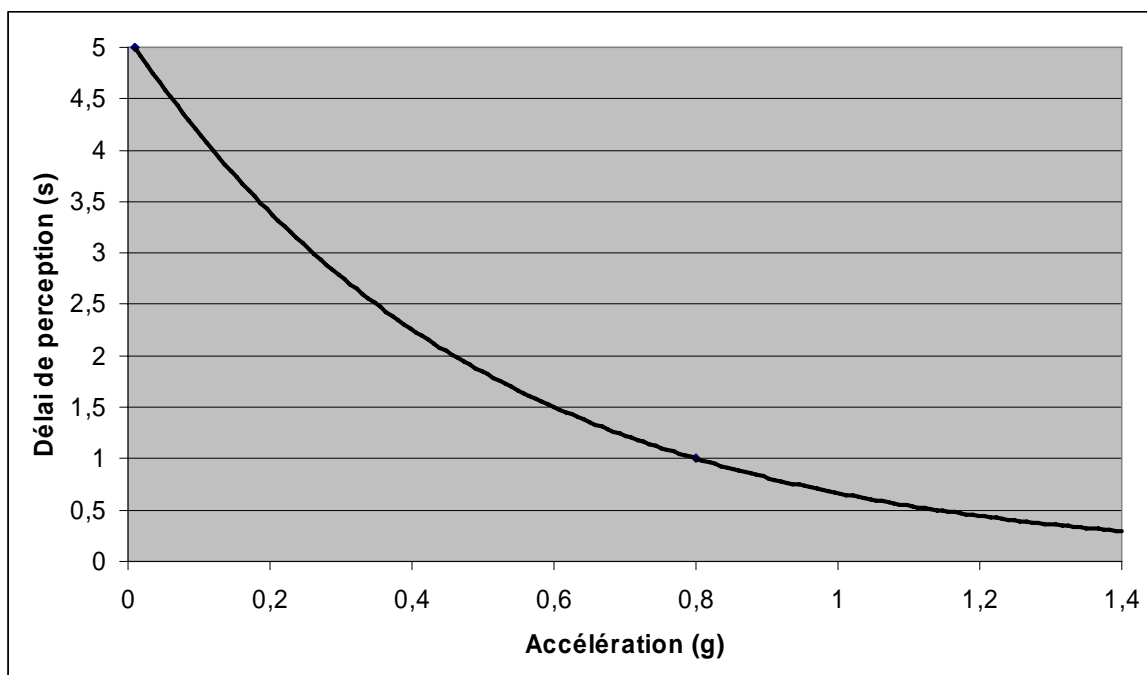


Figure 59. Délai de perception des accélérations linéaires

Comme l'indique la figure 59, il faut 5 s pour détecter une accélération de 0,01 g et 1 s pour une accélération de 0,8 g [You, 83]. La durée et l'amplitude des phases d'accélération et de décélération des pédales sont donc choisies de manière à rester dans la zone d'insensibilité du système vestibulaire. En outre, les accélérations et décélération appliquées à la pédale ne sont pas intégralement transmises au niveau de la tête de l'utilisateur car son corps va jouer le rôle d'amortisseur. De manière générale le corps de l'utilisateur peut être assimilé à un filtre passe-bas de fréquence de coupure 5 Hz entre les pieds et la tête dans la direction horizontale [COE, 62]. Ce rôle d'amortisseur entre le pied et la tête joue grandement en notre faveur en contribuant à réduire l'amplitude des accélérations et décélération transmises au niveau de la tête.

Soit t_f la durée de la phase de retour de la pédale, ΔX la distance de retour, $[0, t_1]$ $[t_1, t_2]$ et $[t_2, t_f]$ les intervalles de temps correspondant respectivement à la phase d'accélération, de vitesse constante (V_p) et de décélération de la pédale. Soit $X(t) = \alpha_4 t^4 + \alpha_3 t^3 + \alpha_2 t^2 + \alpha_1 t + \alpha_0$ le polynôme définissant la consigne de retour en position sur l'intervalle $[0, t_1]$. Ce polynôme est choisi de degré 4 afin de satisfaire l'ensemble des conditions initiales et finales données par :

$$\left\{ \begin{array}{l} X(0) = 0 \\ \frac{dX(t)}{dt} \Big|_{t=0} = 0 \\ \frac{dX(t)}{dt} \Big|_{t=t_1} = V_p \\ \frac{d^2X(t)}{dt^2} \Big|_{t=0} = 0 \\ \frac{d^2X(t)}{dt^2} \Big|_{t=t_1} = 0 \end{array} \right.$$

Sur l'intervalle $[t_1, t_2]$, la consigne de retour en position est définie par une droite de pente V_p . Par symétrie du polynôme $X(t)$ par rapport à $t = \frac{t_f}{2}$, nous obtenons la consigne de retour en position sur l'intervalle $[t_2, t_f]$. De plus, la distance de retour vérifie l'égalité suivante :

$$\Delta X = 2 \int_0^{t_1} X(t) dt + (t_2 - t_1) V_p$$

Nous obtenons donc un système de 6 équations à 6 inconnues. La résolution du système nous donne les valeurs suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha_0 = \alpha_1 = \alpha_2 = 0 \\ \alpha_3 = -2 \alpha_4 t_1 \\ \alpha_4 = \frac{-\Delta X}{2 t_1^3 t_2} \end{array} \right.$$

La durée des phases d'accélération et de décélération est prise égale à 0.08 s, ce qui nous donne une accélération et décélération maximale de l'ordre de 7.8 m/s² pour une

consigne de position moyenne de paramètres $\Delta X = 0.3$ et $\Delta t = 0.8$ s. De cette manière, les accélérations et décélérations générées par la consigne de retour sur place ne seront pas ressenties par le système vestibulaire.

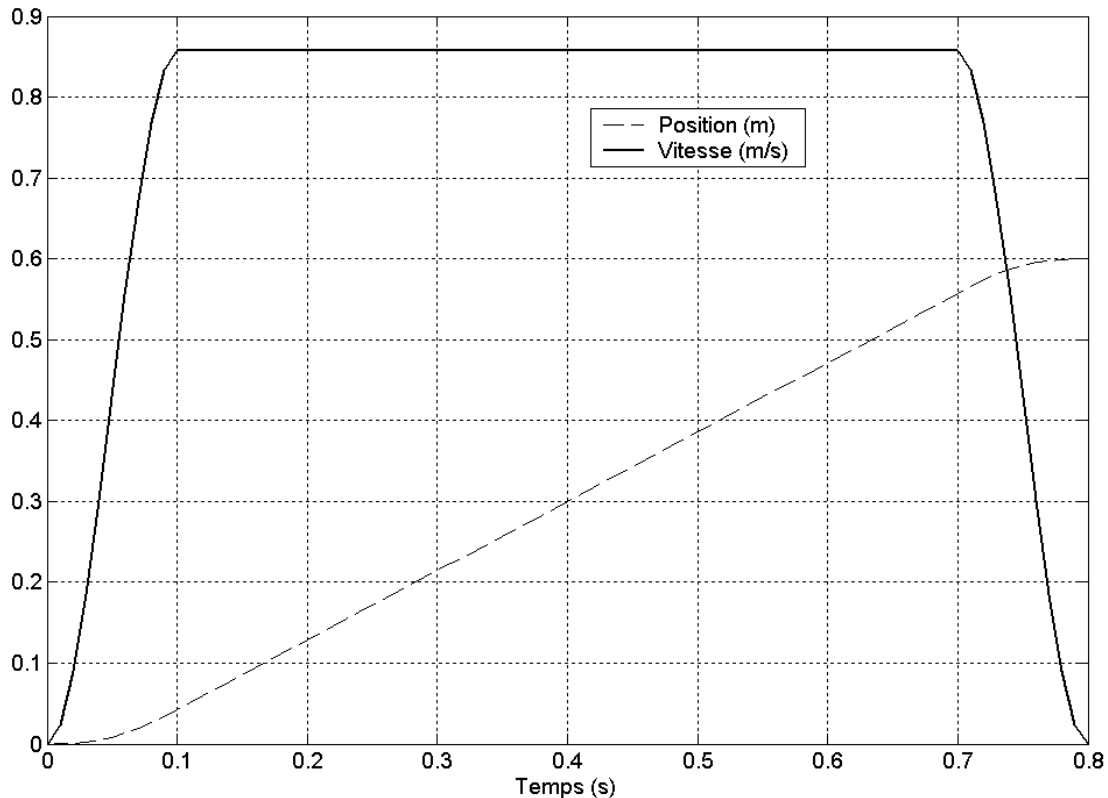


Figure 60. Consigne de retour en position pseudo-naturelle

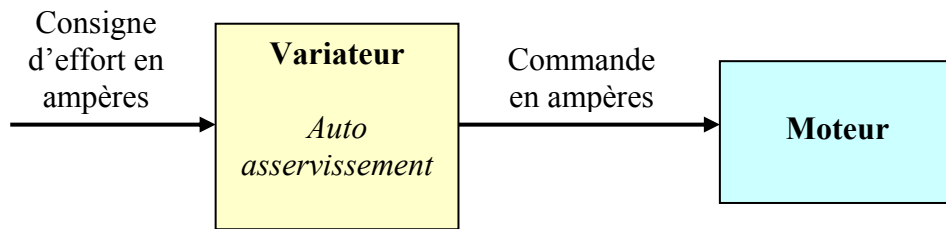
La consigne de retour sur place que nous proposons ici (figure 60) est constituée d'une phase d'accélération brève déterminée selon les critères énoncés ci-dessus, une phase de vitesse constante et enfin une phase de décélération possédant les mêmes caractéristiques que la phase d'accélération. En théorie, le système vestibulaire ne doit donc pas ressentir les accélérations de retour sur place imposées à la pédale. D'un point de vue kinesthésique, la phase de vitesse constante est également complètement transparente pour l'utilisateur. Les phases d'accélération et de décélération de la pédale vont être perçues par les mécanorécepteurs du pied ainsi que par les muscles de la jambe. Cependant, l'existence de ces deux phases n'est pas en contradiction avec le processus de locomotion. En effet, lors de la fin du double appui, l'utilisateur projette normalement son COM vers l'avant. L'effet de la phase d'accélération en arrière de la pédale à ce moment est donc de faciliter la projection du COM vers l'avant. Le même constat peut être fait lors de la fin du pas où la décélération de la pédale va aider à freiner l'avancée du COM.

3.2 Mise en place de la commande

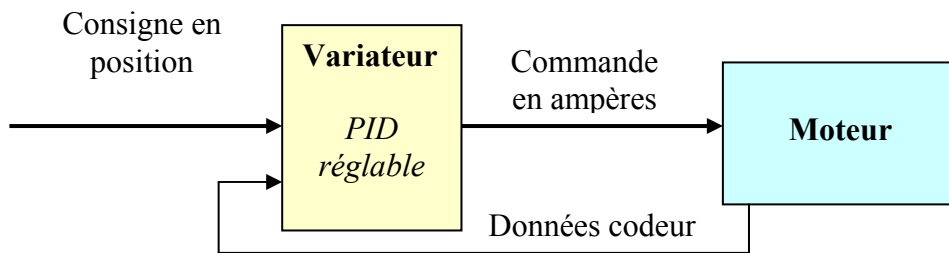
3.2.1 Choix du type d'asservissement en fonction de la stratégie de pilotage

Nous rappelons ici que les deux axes de translation sont indépendants puisqu'ils sont tous les deux entraînés par un moteur *brushless*. Chaque moteur est piloté par un variateur alimentant les trois phases du moteur en courant. Deux cas de figure sont envisageables selon le type de consigne imposée :

1. Auto asservissement du variateur en couple pour une consigne en effort.



2. Asservissement en position/vitesse pour une consigne en position.



Dans le premier cas, le variateur effectue un auto-asservissement en courant, il n'y a donc pas lieu de synthétiser une commande spécifique. Dans le cas d'une consigne en position, le variateur utilise les données codeur du moteur ainsi qu'une commande PID pour s'asservir en position. Néanmoins, il n'est pas possible de « switcher » d'une commande en couple à une commande en position lors du cycle de fonctionnement du variateur. Pour cela, il est nécessaire de couper son alimentation et de transférer de nouvelles données (PID, méthode d'asservissement) par le biais de son port série. Par conséquent, le variateur permet d'utiliser un seul type de commande lors de sa mise en fonctionnement. Cela pose un problème évident lorsque l'on souhaite par exemple effectuer un asservissement en position lors de la phase de balancement et un asservissement en effort lors de la phase de retour sur place. Pour pallier ce problème, nous proposons d'utiliser le variateur en auto asservissement de courant et d'identifier la fonction de transfert mécanique liant le couple moteur à la position de la pédale. Comme le montre la figure 61, cela nous permettra de piloter le

variateur en couple, quelque soit le type de consigne utilisé. Lors d'une consigne en couple, l'asservissement est donc géré au niveau du variateur alors que pour une consigne de position, l'asservissement est effectué en amont du variateur.

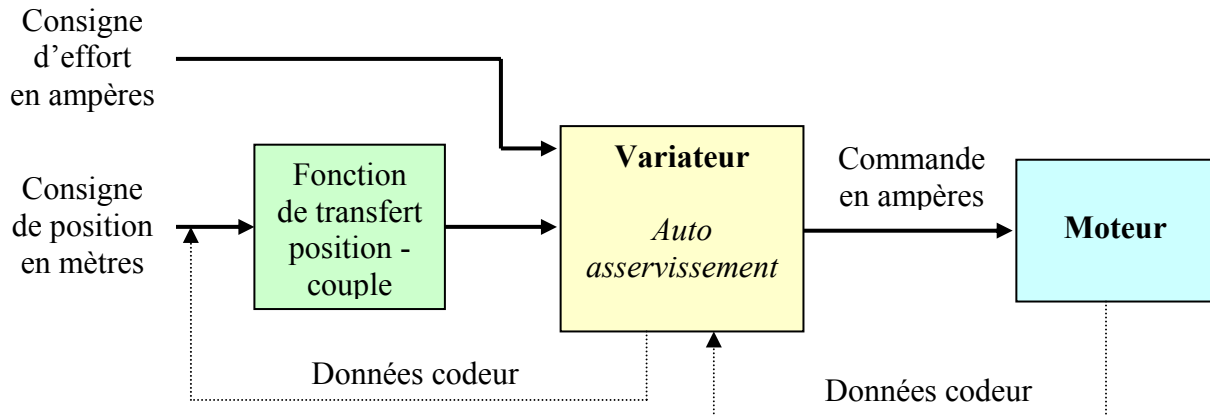


Figure 61. Gestion des asservissements de position et d'effort

3.2.2 Identification paramétrique

Dans le paragraphe précédent, nous avons mis en évidence la nécessité d'identifier les fonctions de transfert Couple / Position pédale. Dans la suite, nous nous intéresserons uniquement à la fonction de transfert liant le couple moteur à la vitesse de la pédale, la fonction de transfert liant le couple moteur à la position pédale sera déterminée directement de la fonction de transfert identifiée par simple intégration. Avant de déterminer cette fonction de transfert, il est utile de rappeler la composition mécanique d'un axe de translation. Chaque axe est constitué d'une poutre en aluminium sur laquelle sont montés des guidages en V. Un chariot, que nous nommons « pédale », est monté sur ces guidages et est entraîné par une courroie crantée. La transformation du mouvement de rotation du groupe moto-réducteur s'effectue donc par l'intermédiaire d'une poulie.

Les deux axes étant identiques, nous présentons dans la suite de ce paragraphe l'identification des paramètres de la fonction de transfert Couple / Vitesse pour un seul axe [DIA, 06a]. La fonction de transfert mécanique entre le couple moteur et la vitesse linéaire de la pédale est donnée par :

$$\frac{V(s)}{(C_m - C_0)(s)} = \frac{1}{\frac{bR_p}{K\eta_r\eta_c} + \left(\frac{J_m K}{R_p} + \frac{J_p}{K\eta_r R_p} + \frac{MR_p}{K\eta_r\eta_c} \right) \cdot s} \quad (4)$$

Où :

- s est la variable de Laplace
- V est la vitesse linéaire de la pédale
- C_0 est le couple de frottement statique calculé sur l'arbre moteur
- C_m est le couple moteur
- R_p est le rayon de la poulie
- K est le rapport de réduction
- η_r et η_c sont respectivement les rendements du réducteur et de la courroie
- b est le frottement visqueux linéaire
- M est la masse de la pédale
- J_m et J_p sont respectivement l'inertie du moteur et de la poulie

Cette fonction de transfert d'ordre 1 possède de nombreux paramètres connus ou donnés par les fournisseurs. Néanmoins, il semble nécessaire d'évaluer certains paramètres inconnus comme le frottement visqueux linéaire et la masse de la pédale. Afin d'identifier ces paramètres, nous étudions la réponse en vitesse de la pédale à un échelon de couple homogène à un échelon de courant (figure 62).

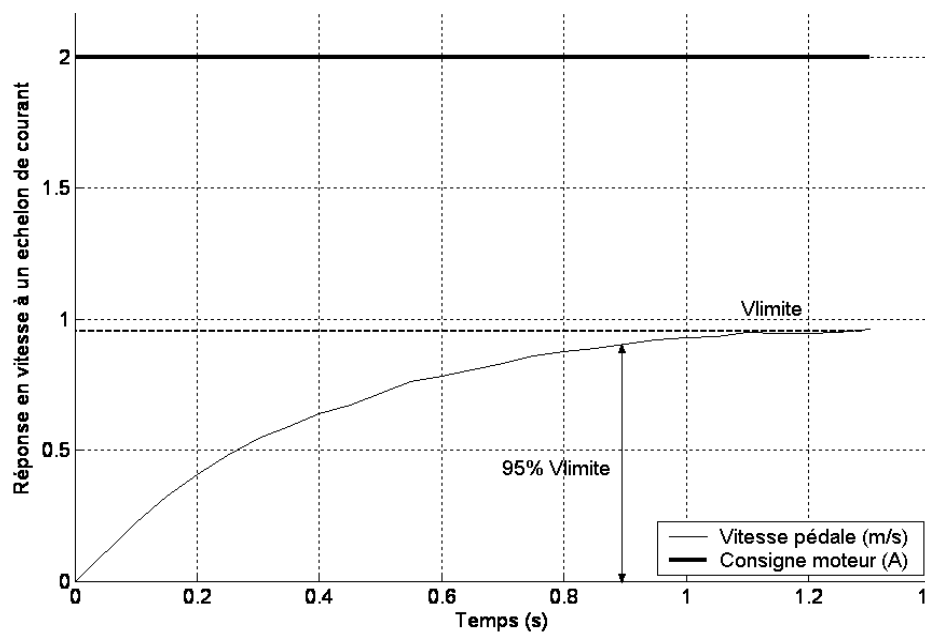


Figure 62. Réponse en vitesse à un échelon de couple

L'analyse de cette courbe de réponse nous permet d'identifier aisément la constante de temps τ de ce système.

D'autre part, le théorème de la valeur finale nous permet de calculer le gain statique noté A :

$$\lim_{s \rightarrow 0} s \left(\frac{C_m - C_0}{s} \right) \frac{A}{1 + \tau s} = V_{\text{limite}} \quad \text{soit,} \quad A = \frac{V_{\text{limite}}}{C_m - C_0}$$

Notons H(s) la fonction de transfert du système identifié :

$$H(s) = \frac{A}{1 + \tau s} \quad , \quad A = 1.4318 \text{ kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s} \quad , \quad \tau = 0.315 \text{ s}$$

Nous utilisons un modèle de frottement de Coulomb avec une force de frottement supposée non proportionnelle à la charge normale. De plus, la force d'adhérence est mesurée égale à la force de frottement statique qui est de 65.8 N. Grâce à l'équation 4, nous avons également identifié le frottement visqueux de l'axe égal à 72.58 N.s/m.

Dans le but de valider l'identification de cette fonction de transfert du premier ordre, nous comparons dans la figure 63 les courbes de vitesse mesurées et estimées pour un échelon de courant de 2 ampères.

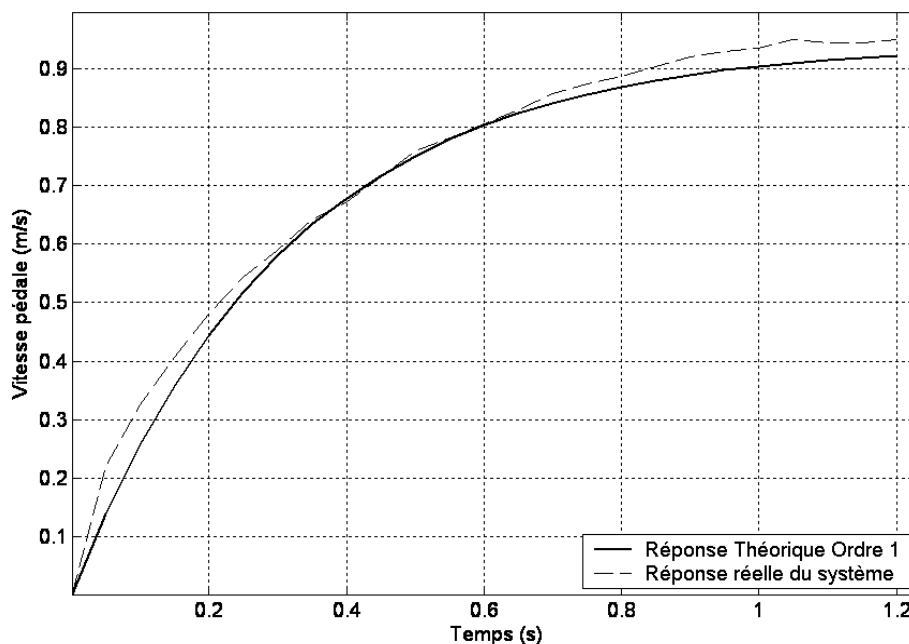


Figure 63. Comparaison simulé/mesuré de la vitesse de la pédale

Les courbes mesurées et simulées de la vitesse de la pédale présentent un léger décalage au niveau du régime transitoire et au niveau du régime permanent principalement dû aux erreurs d'identification du système. Notre système sera piloté en boucle fermée, ce qui nous autorise à accepter ce décalage d'identification sans compromettre les performances de notre asservissement.

3.2.3 Synthèse du correcteur numérique

De nombreux problèmes sont à prendre en compte lors de la synthèse d'un correcteur numérique comme l'analyse de la stabilité en boucle fermée, l'étude de sa robustesse ou encore le calcul des écarts permanents. Nous traitons donc dans la suite l'élaboration de l'algorithme de commande afin de remplir certaines spécifications (§4.1). Il existe schématiquement six méthodes de synthèse d'un régulateur numérique :

- La première approche consiste à exploiter une méthode expérimentale, par exemple celle de Ziegler-Nichols, se fondant sur un essai en boucle ouverte ou fermée et fournissant directement le régulateur analogique. Ce dernier est ensuite traduit, le plus fidèlement possible, sous sa forme numérique.
- La deuxième méthode repose sur un essai harmonique effectué sur le système à commande analogique, conduisant à la fonction de transfert harmonique. Une synthèse analogique, n'incorporant pas les convertisseurs analogique-digital et digital-analogique, donne le régulateur analogique, lequel est finalement numérisé.
- La troisième approche tire profit des lois physiques gouvernant le processus à commander. Ces lois étant souvent différentielles, le modèle obtenu, si nécessaire après linéarisation autour d'un point de fonctionnement et introduction de variables écarts, est une fonction de transfert analogique. Les paramètres intervenant dans cette fonction de transfert peuvent être calés sur la base d'essais expérimentaux. Une synthèse analogique conduit alors au régulateur analogique qui est ensuite numérisé.
- La quatrième méthode se fonde toujours sur le modèle de connaissance du système à commander, lequel est échantillonné. La fonction de transfert discrète qui en résulte rend possible une synthèse directe tenant compte de tous les phénomènes discrets en jeu.
- La cinquième méthode consiste en un essai harmonique discret sur le système à commander équipé des convertisseurs digital-analogique et analogique-digital. Cette phase fournit la fonction de transfert harmonique discrète, sur laquelle se fonde une synthèse directe.

- La sixième et dernière approche, quant à elle, se base sur des mesures récoltées *in situ* sur le processus à commander pour construire directement une fonction de transfert discrète le décrivant : c'est le point de départ d'une synthèse directe d'un régulateur numérique.

Dans notre cas, la quatrième méthode semble la plus judicieuse puisque nous connaissons la fonction de transfert analogique du système à commander. Dans un premier temps, la fonction de transfert analogique du système va être échantillonnée et ensuite nous effectuerons une synthèse directe du régulateur numérique dans le lieu des pôles. La figure 64 présente le schéma fonctionnel de l'asservissement sans perturbation extérieure où $K(z)$ est le correcteur numérique et $H(s)$ la fonction de transfert Couple / Position pédale.

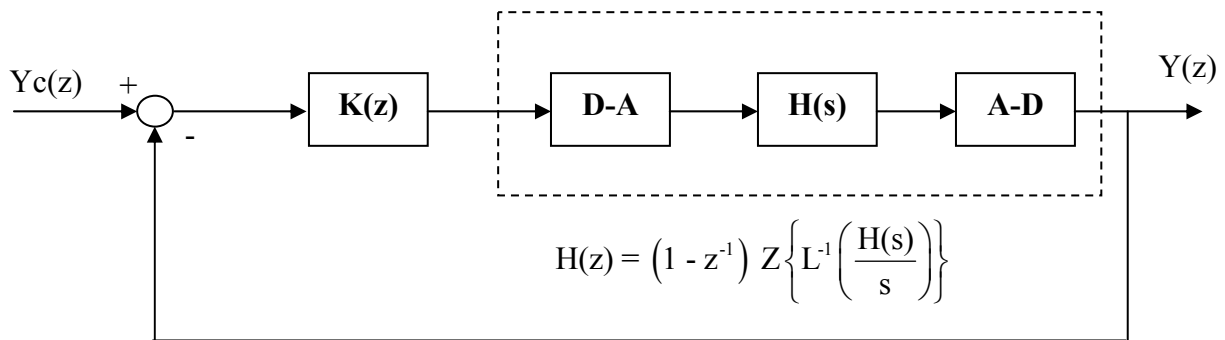


Figure 64. Schéma fonctionnel de l'asservissement

La fonction de transfert échantillonnée du processus à commander est donnée par :

$$H(z) = (1 - z^{-1}) Z \left\{ L^{-1} \left(\frac{H(s)}{s} \right) \right\} = (1 - z^{-1}) Z \left\{ L^{-1} \left(\frac{A}{s^2 (1 + \tau s)} \right) \right\}$$

Après quelques calculs, nous obtenons :

$$H(z) = A \tau \frac{\left(\frac{h}{\tau} - 1 + e^{-\frac{h}{\tau}} \right) z + 1 - e^{-\frac{h}{\tau}} \left(1 + \frac{h}{\tau} \right)}{z^2 - \left(1 + e^{-\frac{h}{\tau}} \right) z + e^{-\frac{h}{\tau}}}$$

où h est la période d'échantillonnage.

En ce qui concerne le régulateur numérique, notre choix s'est porté vers le régulateur proportionnel intégral dérivé (PID), abondamment exploité dans la pratique. Les raisons de ce choix sont multiples, en particulier, l'intégration introduit un pôle $z = 1$ augmentant le type du régulateur. Quant à la dérivation, grâce à son effet anticipateur, elle provoque un effet stabilisant. Le correcteur numérique PID s'écrit sous la forme :

$$K(z) = K_p \left(1 + \frac{\frac{h}{T_i} z}{z - 1} + \frac{N(z - 1)}{\left(1 + N \frac{h}{T_d}\right) z - 1} \right)$$

où K_p, T_i et T_d sont respectivement les coefficients proportionnel, intégral et dérivé du régulateur PID. Le schéma fonctionnel du régulateur est présenté dans la figure 65, où $Y_c(z)$ dénote la consigne, $U(z)$ la grandeur de commande, $Y(z)$ la grandeur commandée et $E(z)$ l'écart $Y_c(z) - Y(z)$.

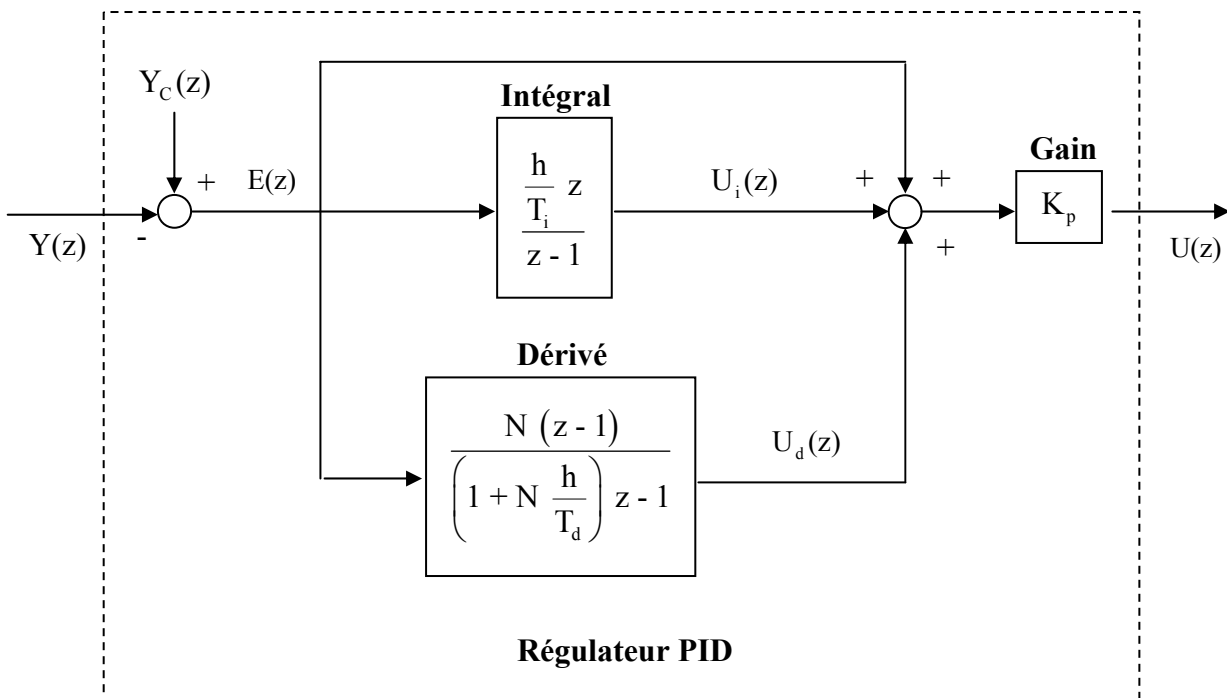


Figure 65. Schéma fonctionnel du correcteur PID numérique

Nous avons également inséré un filtre de constante de temps T_d/N afin de résoudre le problème de la causalité du terme dérivé. De plus, l'ajout de ce filtre atténue les bruits se propageant dans l'architecture à rétroaction. Le nombre N est ici fixé à 10. Par contre, nous négligerons ce filtre lors de la synthèse du régulateur.

Il résulte de la figure 64 l'algorithme suivant, prêt à être codé :

$$e(kh) = y_c(kh) - y(kh)$$

$$u_i(kh) = u_i(kh - h) + \frac{h}{T_i} e(kh)$$

$$u_d(kh) = \frac{T_d}{T_d + N h} (u_d(kh - h) + N (e(kh) - e(kh - h)))$$

$$u(kh) = K_p (e(kh) + u_i(kh) + u_d(kh))$$

Nous remarquons dans l'algorithme précédent la différence $e(kh) - e(kh - h)$. Les échantillons $e(kh)$ et $e(kh - h)$ sont de valeurs voisines quand la période d'échantillonnage est très petite. La quantification et les erreurs d'arrondi prennent alors une importance primordiale dans l'évaluation de la différence entre ces échantillons. Par ailleurs, l'intégration numérique fait apparaître l'expression $\frac{h}{T_i} e(kh)$, pouvant être interprétée comme la modification apportée à $u_i(kh - h)$ pour générer $u_i(kh)$. Quand la période d'échantillonnage h est beaucoup plus petite que la constante d'intégration T_i , il arrive que $\frac{h}{T_i} e(kh)$ soit inférieur au seuil de la quantification, conduisant dans les calculs à une modification nulle alors que l'écart $e(kh)$ est différent de zéro. L'ensemble de ces éléments est donc à prendre en considération lors du choix de la période d'échantillonnage. Afin de synthétiser notre régulateur numérique, nous écrivons la fonction de transfert du système en boucle fermée :

$$FTBF(z) = \frac{K(z) H(z)}{1 + K(z) H(z)}$$

Après quelques développements, nous obtenons l'expression :

$$FTBF(z) = \frac{k_0 h_0 + (k_0 h_1 + k_1 h_0) z + (k_1 h_1 + k_2 h_0) z^2 + k_2 h_1 z^3}{k_0 h_0 + (k_0 h_1 + k_1 h_0 - D) z + (k_1 h_1 + k_2 h_0 + 2D + 1) z^2 + (k_2 h_1 - D - 2) z^3 + z^4} \quad (5)$$

$$\begin{cases} k_0 = K_p \frac{T_d}{h} & D = e^{-\frac{h}{\tau}} \\ k_1 = -K_p \left(1 + 2 \frac{T_d}{h} \right) & h_0 = A\tau \left(1 - D \left(1 + \frac{h}{\tau} \right) \right) \\ k_2 = K_p \left(1 + \frac{h}{T_i} + \frac{T_d}{h} \right) & h_1 = A\tau \left(D + \frac{h}{\tau} - 1 \right) \end{cases}$$

Le régime transitoire dépend intimement des pôles, qui sont les zéros du polynôme caractéristique en boucle fermée. Imposer des conditions d'amortissement sur le régime transitoire revient à restreindre les pôles en boucle fermée à certaines régions du plan complexe. Les zéros du polynôme caractéristique sont ici au nombre de 4 et varient avec ses coefficients, lesquels dépendent des paramètres du régulateur. Nous cherchons donc à synthétiser notre régulateur PID en exhibant dans le plan complexe l'ensemble des pôles en boucle fermée pour toutes les valeurs des paramètres-clés du régulateur, puis en sélectionnant celles-ci de façon à ce que les pôles soient positionnés convenablement. Pour notre application, la valeur fixée pour la période d'échantillonnage h est 10 ms.

Dans un premier temps, nous agissons uniquement sur un seul paramètre clé du régulateur : le gain K_p , les composantes intégrale et dérivée étant nulles. Quand K_p prend les valeurs comprises entre zéro et l'infini, les pôles en boucle fermée se déplacent dans le plan complexe selon des courbes graduées en K_p et tracées dans la figure 66. L'ensemble de tous ces points constituent le lieu des pôles en boucle fermée.

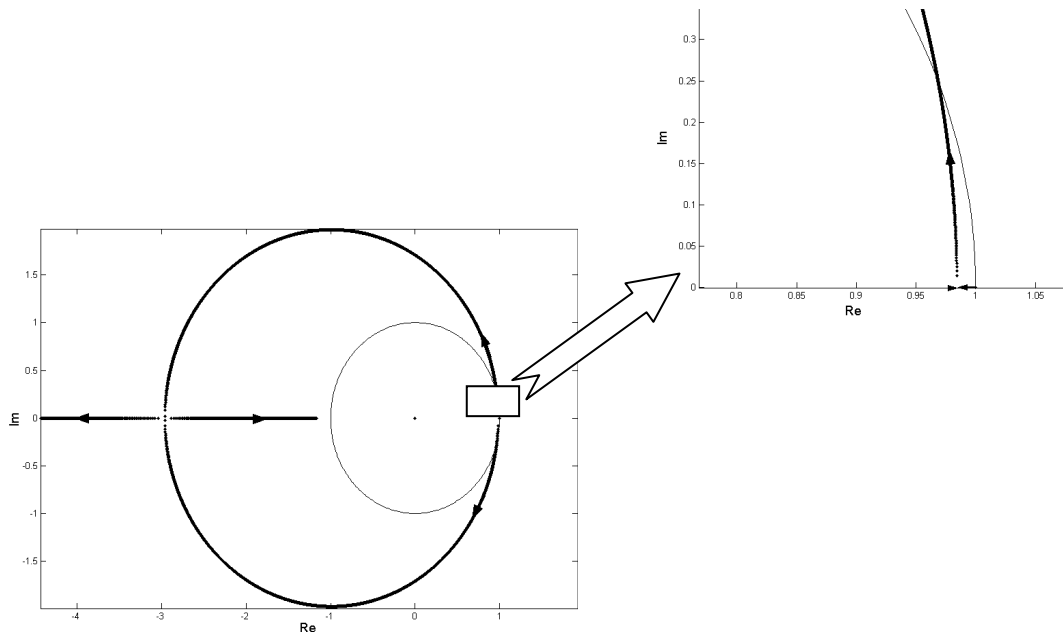


Figure 66. Lieu des pôles pour la commande proportionnelle

La figure ci-dessus montre que pour un gain $K_p = 284$, deux pôles conjugués sont situés exactement sur le cercle unitaire. Le troisième pôle est très proche de 0 alors que le quatrième pôle est égal à 1. La stabilité du système ne peut donc plus être assurée pour des valeurs de K_p supérieures à 284. De plus, il n'est pas possible de remplir les conditions d'amortissement

imposées précédemment (amortissement inférieur à 0.8). Il est donc nécessaire de déformer le lieu des pôles en déplaçant ses branches sur la gauche dans le plan complexe. Afin de déformer le lieu des pôles de la figure 66, nous remplaçons le régulateur proportionnel par un régulateur proportionnel dérivé non filtré. En commençant avec de faibles valeurs de T_d , divers lieux des pôles sont tracés ; après quelques tâtonnements, notre choix se porte sur $T_d = 0.04$ et $K_p = 480$.

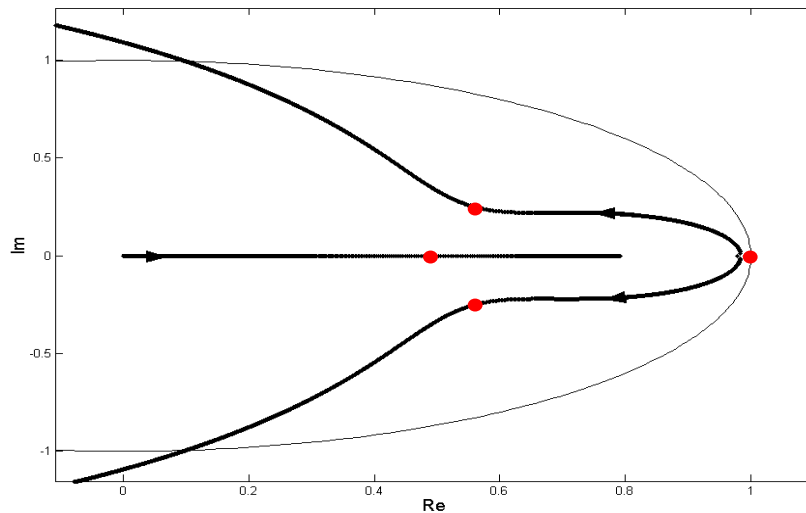


Figure 67. Lieu des pôles pour la commande proportionnelle dérivée

La figure 67 montre l'action du terme dérivatif sur la position des pôles dans le plan complexe. Il nous reste maintenant à ajouter un terme intégral afin d'obtenir de faibles écarts permanents. Nous réglons alors le coefficient intégrateur ($T_i = 9.0$) de façon à assurer un amortissement d'au moins 0.8. Ainsi, les pôles en boucle fermée doivent être de module inférieur à 0.8. Après réglage des coefficients du régulateur PID numérique, nous trouvons finalement les pôles en boucle fermée suivants :

$$\begin{aligned} p_1 &= 0.7976 + 0.03 i \\ p_2 &= 0.7976 - 0.03 i \\ p_3 &= 0.5515 + 0.1618 i \\ p_4 &= 0.5515 - 0.1618 i \end{aligned}$$

Où $|p_1| = |p_2| = 0.7982$ et $|p_3| = |p_4| = 0.5747$.

Par conséquent, nous sommes assurés de la stabilité du système en boucle fermée et les conditions d'amortissement sont respectées. Par contre, nous n'avons aucun renseignement quant à la robustesse de la stabilité. En effet, les paramètres intervenant dans le modèle sont

potentiellement sujet à de lentes fluctuations dues à l'environnement. En outre, des erreurs de modélisation du processus à commander et, dans une moindre mesure de l'algorithme de commande, sont inévitables. Le calcul de la marge de gain ainsi que la marge de phase du système nous permettra de qualifier la robustesse de la stabilité. La marge de gain est le facteur par lequel peut être multipliée la fonction de transfert en boucle ouverte pour atteindre la limite de la stabilité en boucle fermée. Une valeur entre 4 dB et 12 dB est généralement adoptée dans la pratique.

La marge de phase indique la perte de phase, évaluée sur le cercle unité, que peut tolérer la fonction de transfert en boucle ouverte avant de rencontrer la limite de la stabilité en boucle fermée. Une valeur comprise entre 30° et 60° est jugée raisonnable. Rappelons que les pôles du système en boucle fermée sont donnés par les zéros du polynôme $1 + K(z)H(z)$ soit $K(z)H(z) = -1$. Ainsi, dans le diagramme de Bode du système en boucle ouverte (figure 68), la marge de gain est mesurée comme la valeur en dB lorsque la phase est égale à 180° . Quant à la marge de phase, elle est déterminée comme l'écart par rapport à 180° lorsque le gain est nul.

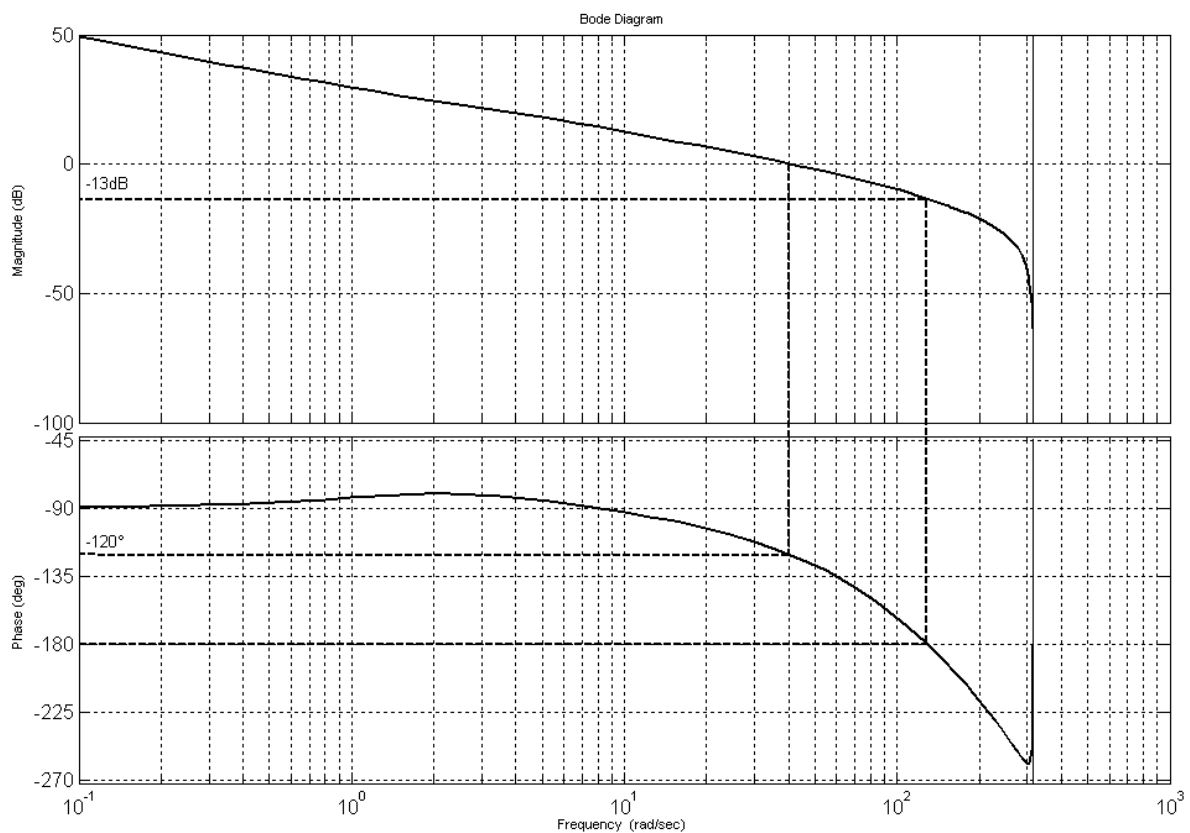


Figure 68. Diagramme de Bode du système en boucle ouverte

Nous déterminons grâce à la figure précédente la marge de gain m_G et la marge de phase du système :

$$\begin{cases} m_G = 13 \text{ dB} \\ m_\varphi = 60^\circ \end{cases}$$

Les valeurs obtenues permettent d'assurer une très bonne robustesse de la stabilité du système commandé.

Chapitre 4

Pilotage et Expérimentation de l'Interface de Locomotion

4.1 Pilotage de l'interface de Locomotion

4.1.1 Introduction

Hormis le caractère cyclique de la marche humaine, chaque individu possède son propre style de marche (amplitudes des pas, fréquence des pas, ...). Ces paramètres de la marche sont directement liés à notre taille, notre poids et à d'autres paramètres anthropomorphiques. Ainsi, utiliser une des stratégies de pilotage des pédales présentées dans le chapitre précédent fonctionnera efficacement pour un type d'individu mais sera peut-être moins efficace pour un autre individu. Il semble donc judicieux de concevoir un programme *générique* de pilotage permettant de tester ces différentes stratégies [DIA, 06b]. Cette particularité se révélera très intéressante lors de la partie expérimentale puisqu'elle permettra de comparer aisément les sensations de l'utilisateur dans ces différents cas de figures.

D'autre part, notre interface étant destinée, entre autre, à des applications de réalité virtuelle, il semble intéressant de laisser la possibilité de programmer l'interface pour différents scénarios de fonctionnement comme la marche en avant, la marche en arrière, marche dans un train, etc. Nous verrons qu'à chacun de ces scénarios sera associé un automate d'état regroupant l'ensemble des états et transitions le décrivant précisément. Il sera alors aisé de programmer l'interface pour une application particulière (le ski de fond par exemple), puisque cela reviendra à définir un automate d'état décrivant le processus souhaité. Pour atteindre ce niveau de généralité, nous avons choisi de coder le programme de pilotage en langage objet C++. L'utilisation de classes génériques permettra de développer à la fois rapidement et simplement un scénario de fonctionnement de l'interface propre à une application donnée. Nous verrons également dans la suite que notre algorithme de pilotage de

l’interface est également générique au niveau de l’utilisation des lois de commande et des algorithmes de génération de consigne.

4.1.2 Implémentation générale

Dans ce paragraphe, nous décrivons l’architecture matérielle et logicielle mis en place pour piloter l’interface de locomotion. Nous avons vu dans le chapitre 2 que nous utilisons deux caméras afin de déterminer la position du centre de masse et des talons de l’utilisateur. Chacune des deux caméras est reliée à un PC de type Pentium 2,2 Ghz équipé d’une carte d’acquisition vidéo PXC200L-01. Comme le montre la figure 69, les données de positionnement 3D des talons et du centre de masse, issues respectivement des tâches d’acquisition 1 et acquisition 2, sont transmises à un troisième PC par port série. Ce troisième PC assure la tâche de pilotage des pédales et gère également l’ensemble des entrées/sorties de l’interface par l’intermédiaire d’une carte d’acquisition NIDAQ de type 6251.

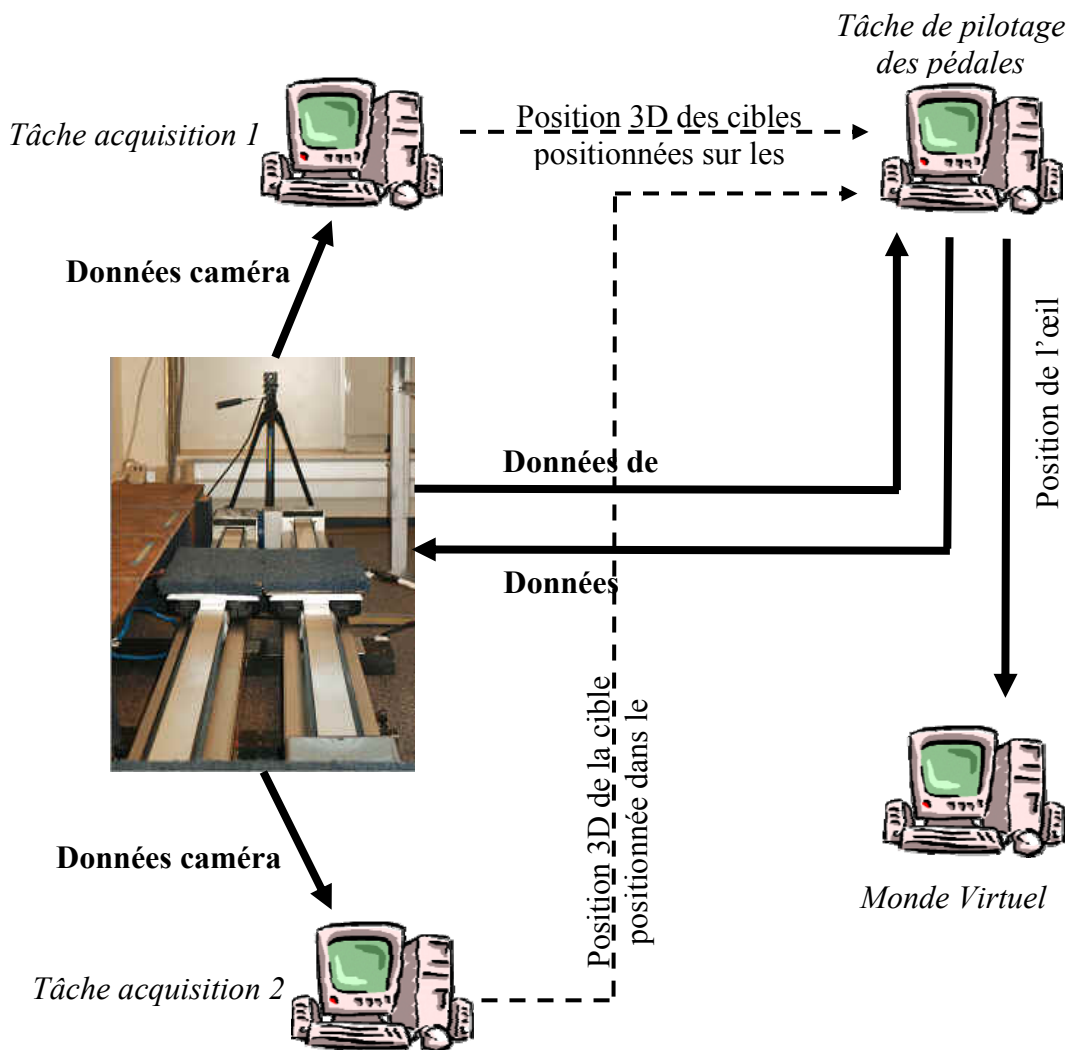


Figure 69. Description fonctionnelle de l’interface

Les données de sortie de l'interface sont de diverses natures et proviennent des capteurs tactiles ou des capteurs d'effort intégrés dans les pédales, des butées logicielles, des codeurs optiques, etc. Toutes ces données sont transmises à la tâche de pilotage des pédales qui va elle-même générer des données d'entrée pour l'interface sous forme de commande moteur. La tâche de calcul de position de l'œil virtuel estime, à partir du mouvement de marche effectif de l'utilisateur, la position de l'œil virtuel dans la scène virtuelle. Enfin, la tâche de simulation met à jour la position de l'œil virtuel dans l'environnement virtuel.

Nous ne reviendrons pas ici sur la description des tâches d'acquisition 1 et 2 qui ont été largement présentées dans le chapitre 2. Pour mémoire, nous rappelons qu'elles consistent à acquérir une image et d'estimer grâce à notre algorithme homographique la position 3D de chacune des cibles (tibias ou COM). Dans la suite, nous allons donc nous intéresser particulièrement à la tâche de pilotage des pédales. Les tâches de calcul de position de l'œil virtuel et de simulation sont utilisées dans le cadre d'une application nécessitant une immersion visuelle qui rend compte du mouvement de marche effectif de l'utilisateur. Néanmoins, ces deux tâches ne sont pas indispensables puisque l'interface peut être pilotée sans la prise en compte du rendu visuel.

4.1.3 Tâche de pilotage des pédales

Comme nous l'avons énoncé précédemment, notre algorithme de pilotage offre la possibilité de développer différents scénarios de marche. Chaque scénario est entièrement décrit par un automate d'états dont chaque état définit l'état courant des deux pédales. Cette représentation par automate d'états permet de transcrire aisément le cycle de marche en une suite d'états des deux pédales. Dans le cas de la marche normale, le nombre d'états pouvant définir chaque pédale est au nombre de trois : phase d'appui, phase de balancement et phase d'immobilité pour permettre à l'utilisateur de s'arrêter. Les transitions entre les états de l'automate sont principalement gérées à partir des informations des capteurs tactiles intégrés dans les pédales.

L'état initial de l'automate est précédé d'une phase d'initialisation où l'utilisateur est debout en appui sur les deux pédales. L'objectif est d'évaluer certains paramètres comme la hauteur des cibles par rapport aux pédales et la position des cibles par rapport au centre des pédales. Les données de hauteur des cibles permettent, comme nous l'avons vu, d'estimer la position des talons à partir de celles des cibles. Les autres données permettent d'estimer la

position des talons par rapport au centre des pédales. D’autre part, chaque état de l’automate est également générique dans le sens où il permet de définir une méthode de génération de consignes ainsi qu’une loi de commande propre à chaque pédale (figure 70).

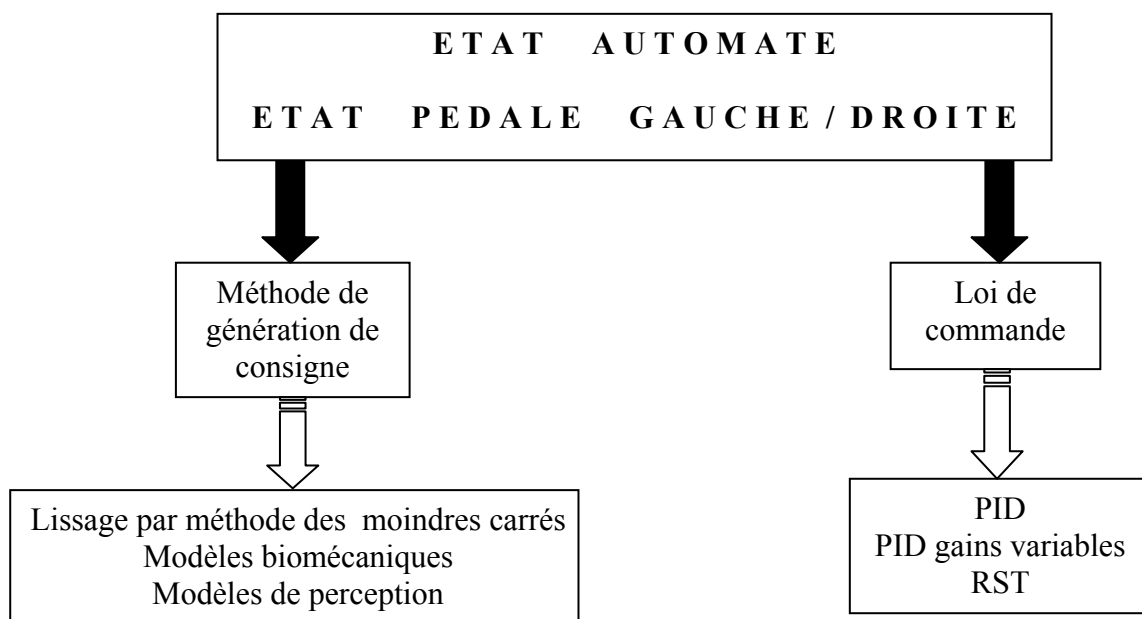


Figure 70. Description d’un état générique de l’interface

En effet, dépendant de l’état courant de la pédale (phase d’appui, phase de balancement ou phase d’immobilité), il est judicieux d’utiliser des lois de commande différentes. Par exemple, lors de la phase de balancement, nous préférons utiliser une loi de commande privilégiant la dynamique de la pédale alors que nous souhaitons plutôt assurer une trajectoire lisse et précise de la pédale pendant la phase d’appui.

En outre, la méthode de génération de consigne dépend également de l’état courant de la pédale. La consigne transmise à la pédale lors de la phase de balancement provient de l’algorithme de positionnement des talons. Le choix est alors laissé à l’opérateur de sélectionner la méthode de traitement des données (données brutes, extrapolation par moindres carrés, prédiction filtre Kalman,...). De la même manière, le choix est laissé à l’opérateur de définir la méthode de génération de consigne de retour pendant la phase d’appui.

Il est donc possible de définir différents automates pour le pilotage de l’interface de locomotion. Dans la figure 71, nous présentons l’implémentation d’un automate simple autorisant la marche en avant (et en arrière).

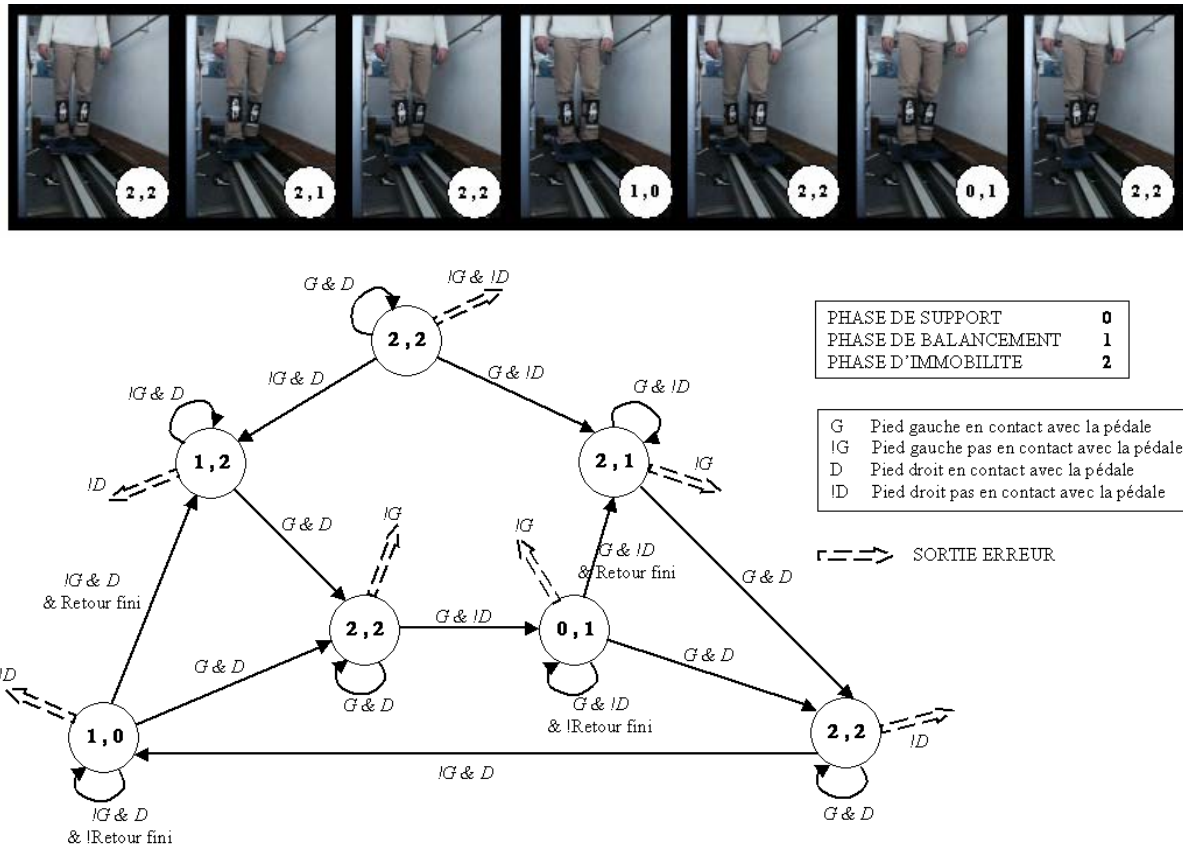


Figure 71. Automate définissant la marche normale

L'automate présenté ci-dessus est composé de sept états, chacun décrivant l'état courant de la pédale gauche et de la pédale droite : phase de balancement, phase d'appui ou phase d'immobilité. Lors de la phase de balancement, la pédale suit la consigne générée par l'algorithme de positionnement des talons (cf. §2.3.2). Pendant la phase d'appui, la pédale suit la consigne de retour sur place dépendant de la stratégie utilisée (cf. §3.1.3). Enfin, lors de la phase d'immobilité correspondant à la phase de double appui où les deux pieds sont en contact avec les pédales, l'interface maintient les pédales à leur position courante.

Notre algorithme de pilotage permet donc d'agir aisément à tous les niveaux : il est aussi facile de remplacer un automate par un autre, un état de l'automate par un autre ou encore une loi de commande par une autre. Dans l'exemple précédent, les pédales sont maintenues immobiles lors de la phase de double support et par conséquent l'utilisateur n'est pas ramené sur place pendant cette courte période. Après une certaine durée de marche, cela peut évidemment entraîner une dérive vers l'avant ou vers l'arrière de l'utilisateur par rapport à sa position initiale sur l'interface. Il serait alors aisé de créer des consignes de retour pour les pédales lors de cette phase de double appui afin de corriger cette dérive.

4.1.4 Tâche de simulation

La tâche de simulation a pour objectif de mettre à jour l’image représentant l’environnement virtuel de façon à ce que l’utilisateur ait un rendu visuel réaliste correspondant à son mouvement de marche. Dans le cas où l’on utilise un visiocasque, la position de l’œil virtuel dépend uniquement du mouvement de la tête de l’utilisateur lors de la marche sur l’interface. Néanmoins, nous n’avons pas jugé utile de mettre en place un système de poursuite de la tête. La position sagittale de la tête est donc approximée comme la position sagittale du COM estimée grâce à notre algorithme de positionnement 3D.

Dans notre cas où nous n’utilisons pas de visiocasque mais un écran fixe sur lequel est projeté l’image du monde virtuel, il est nécessaire d’adapter les images générées au point de vue de l’utilisateur. En effet, l’utilisateur va se mouvoir devant l’écran de projection principalement dans la direction sagittale. Si l’image affichée n’est pas modifiée, l’observateur verra les objets de la scène se déplacer de façon anormale et ses perceptions du relief s’en trouveront perturbées. Comme le montre la figure 72, lorsque l’observateur se déplace par rapport à l’écran, il constate que la scène se modifie d’une façon qui n’est pas naturelle. En même temps que l’observateur avance, il voit l’objet se rapprocher vers lui. Normalement, il devrait juste avoir l’impression de s’être rapproché d’un objet immobile.

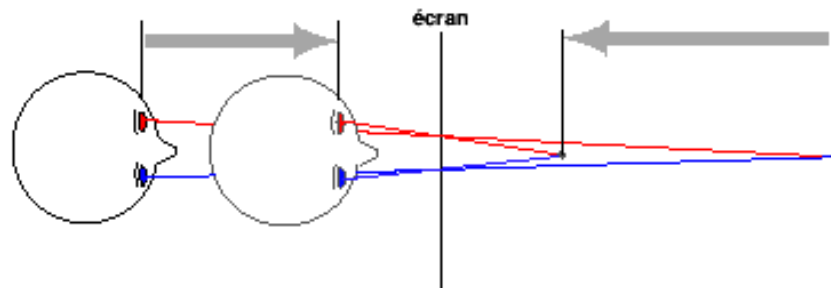


Figure 72. Déplacement de l’observateur vers l’écran

Si la position de l’observateur est suivie, il est possible de corriger les images. Nous utilisons la méthode de correction présentée dans [NB, 03] où le référentiel de la scène est lié à celui de l’écran. L’observateur a ici la sensation que la scène virtuelle est fixe par rapport au référentiel de l’écran. Autrement dit, il peut voir cette scène selon différents points de vue. Cette méthode nécessite donc d’agir sur les paramètres de projection de la caméra mais aussi sur sa position dans la scène virtuelle.

Nous utilisons le simulateur FLATLAND, développé dans notre laboratoire par M. Jean-Luc IMPAGLIAZZO, pour effectuer le rendu visuel. Ce simulateur est capable de simuler des phénomènes physiques complexes (chocs, frottements, gravité, ...) et peut aussi bien être utilisé comme une plateforme interactive multi sensorielle pour la Réalité Virtuelle grâce à ses interfaces d'entrées/sorties génériques. Bien sur, le noyau du simulateur FLATLAND assure la synchronisation en temps réel de tous les types d'interface.



Figure 73. Marche dans le monde virtuel

Le module visuel spécifique PVM (Parallel Virtual Machine) de FLATLAND génère lui-même les images destinées à être projetées sur un écran fixe. Ce module a pour paramètres d'entrée les dimensions de l'écran, le mouvement sagittal de la tête et sa distance par rapport à l'écran. En fonction du type d'application envisagé, nous pouvons appliquer un facteur d'échelle entre le mouvement de marche effectif de l'utilisateur et son déplacement dans le monde virtuel. Afin d'améliorer la sensation d'immersion, il est également possible d'ajouter un rendu sonore 3D à la scène virtuelle. Ceci permet en outre de couvrir les bruits générés par les actionneurs, les guidages ou le bruit environnant, même si la principale source de bruit reste le vidéo projecteur.

Enfin, dans le cas d'utilisation de notre interface pour la marche dans le plan, nous opérons le changement de direction par l'intermédiaire d'un joystick. Dans ce cas, le changement de direction n'est pas naturel puisqu'il se fait par les mains et non par les pieds. L'utilisation de ce joystick pour le changement de direction permet donc d'autoriser la marche 2D dans l'environnement virtuel.

4.1.3 Aspect sécurité de l'interface

Jusqu'à maintenant, nous avons occulté le problème de la sécurité lié à l'utilisation de l'interface. Même si celle-ci demeure un prototype de laboratoire, assurer la sécurité de l'utilisateur dans n'importe quelle situation s'avère une tâche importante et relativement compliquée à gérer. En effet, lors de la marche sur l'interface, divers problèmes d'origine humaine ou matérielle peuvent survenir. Dans ce contexte, l'interface est équipée de différents systèmes de sécurité pouvant être dissociés en 2 catégories : les sécurités logicielles (*software*) et les sécurités matérielles (*hardware*).

Au niveau logiciel, nous avons tout d'abord imposé un ampérage maximal en sortie de variateur afin de limiter le couple moteur à un peu moins de 5 N.m. Cette sécurité est en fait doublée en amont puisque nous effectuons un seuillage de la consigne en ampères au niveau du PC pilotant l'interface.

La phase de balancement est potentiellement dangereuse pour l'utilisateur dans le cas d'un dysfonctionnement de l'algorithme de positionnement des talons. Au niveau de la programmation, nous avons pris en compte tous les cas de figure critiques comme le croisement des deux jambes, la sortie du plan image de l'ellipse englobant le motif à poursuivre, ou tout autre évènement extérieur susceptible de perturber le bon fonctionnement de l'algorithme. Dès qu'une erreur est survenue, le programme envoie au PC pilotant l'interface un message d'arrêt d'urgence. Dans le cas extrême où le programme de positionnement n'arrive pas à envoyer ce message, le programme de pilotage des pédales arrête automatiquement l'interface au bout d'un certain laps de temps paramétrable (ici 100 ms) pendant lequel il n'aura pas reçu de donnée provenant de cet exécutable.

En ce qui concerne la sécurité du programme de pilotage de l'interface, les erreurs de lecture et d'écriture sur la carte d'acquisition sont gérées et provoquent l'arrêt d'urgence en cas de problème d'acquisition des données. Par ailleurs, toutes les transitions de l'automate servant à piloter les pédales sont également prévues. L'arrêt d'urgence est provoqué dans le cas d'une transition interdite (c'est-à-dire estimée comme non conforme au cycle de marche normal), d'une durée de balancement de la jambe trop courte (ici 200 ms) ou d'une position du COM et/ou des talons en dehors d'une zone bien délimitée sur l'interface.

Du côté des sécurités matérielles, nous distinguons les systèmes de sécurité actifs et passifs. Ceux-ci sont considérés comme passifs lorsqu'ils permettent de réduire les conséquences d'une chute lorsque celle-ci n'a pu être évitée. Par contre, ces systèmes de sécurité sont dits actifs dans le cas où ils sont capables de prévenir et d'empêcher la chute.

Les systèmes de sécurité passifs tels que le harnais de sécurité et les mains courantes équipent l'interface de locomotion. Un système d'arrêt d'urgence sur bouton est prévu et reste à être implémenté (Annexe D). La mise en place de 4 butées de fin de course (2 sur chaque axe) permet de couper la sortie du variateur pilotant le moteur. Ces butées sont activées dès que la pédale atteint une zone jugée critique et bloque la pédale avant que celle-ci ne rentre en collision avec l'extrémité de l'axe. Ce système de sécurité peut-être considéré comme de type actif puisqu'il permet d'éviter la collision entre la pédale et l'extrémité de l'axe, empêchant alors une chute certaine même si les extrémités des deux axes sont équipées d'amortisseurs en caoutchouc. Enfin, comme le montre l'annexe D, il est également prévu de positionner des détecteurs photoélectriques sur les deux axes de l'interface afin de détecter la présence d'un objet (en l'occurrence du pied) entre la pédale et les extrémités des axes. Cette détection va permettre d'anticiper le cas improbable où l'utilisateur poserait son pied sur la courroie et empêcher un éventuel risque d'écrasement du pied par la pédale contre l'extrémité d'un axe.

4.2 Expérimentations et Résultats

Le traité de la Réalité Virtuelle [FMP, 01] définit la transparence d'une interface comme sa capacité à devenir transparente (non perçue) par l'utilisateur au cours de son utilisation. Cette notion de transparence, importante en Réalité Virtuelle, s'étudie sur plusieurs niveaux. Au niveau physique, l'interface est transparente si celle-ci ne gêne pas, ou peu, physiquement l'utilisateur, en particulier dans ses mouvements. Pour atteindre ce but, les concepteurs d'interfaces matérielles exploitent, si possible, des phénomènes physiques qui permettent aux stimuli sensoriels ou aux réponses motrices d'être transmises entre l'homme et la machine sans support matériel.

Dans notre cas de réalisation d'une interface de locomotion, les réponses motrices de l'utilisateur sont mesurées grâce à des caméras optiques éloignées de l'utilisateur, ce qui lui offre une grande liberté de mouvement. Néanmoins, les stimuli sensoriels doivent obligatoirement être transmis avec les supports matériels représentés par les pédales. La difficulté réside par conséquent à rendre l'action de retour sur place de la pédale transparente pour l'utilisateur, aspect largement développé dans le chapitre précédent. Mais la notion de transparence doit être aussi analysée au niveau psychologique. Dans ce cas, cela ne dépend pas de la conception physique de l'interface mais de son exploitation effective dans l'environnement virtuel.

L'évaluation de notre interface de locomotion porte donc sur deux niveaux d'immersion et d'interaction :

- Immersion et interaction sensori-motrices (I^2 sensori-motrices)
- Immersion et interaction mentales (I^2 mentales)

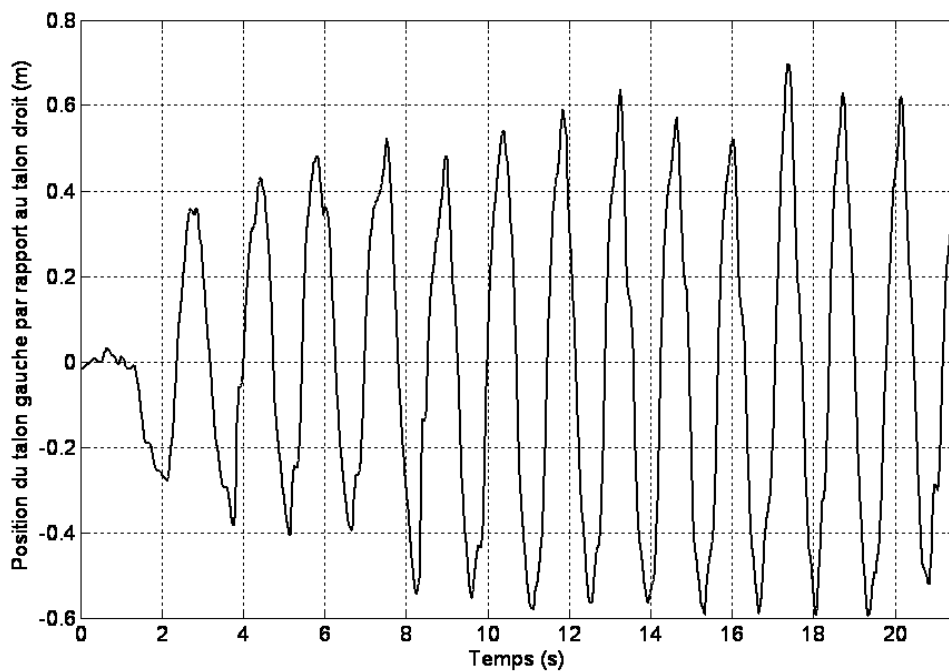
4.2.1 Immersion et interaction sensori-motrices

Au niveau physique, nous parlons d'immersion et d'interaction sensori-motrices, puisque physiquement l'ordinateur est connecté à l'homme par ses sens et ses réponses motrices. Ce niveau d'immersion et d'interaction est quantifiable par rapport aux caractéristiques des sens et des réponses motrices exploités. Les caractéristiques « métrologiques » de l'interface matérielle devraient théoriquement être de valeurs identiques aux caractéristiques maximales psychophysiques des sens et réponses motrices de la personne

(on compara aux caractéristiques moyennes humaines). Il n'est bien sûr pas utile d'avoir des caractéristiques métrologiques supérieures à celles psychophysiques.

Dans le chapitre 2 relatif à la phase de conception de l'interface, nous avons mis en évidence le fait que notre algorithme de positionnement des talons et du COM nous permettait de transmettre efficacement les réponses motrices dans le cadre d'une marche normale. D'autre part, le dimensionnement moteur a été réalisé de manière à satisfaire les contraintes liées aux accélérations à fournir à la pédale, celles-ci étant directement liées aux stimuli sensoriels transmis à l'utilisateur (sens kinesthésique et vestibulaire).

Cependant, des tests d'évaluation doivent être entrepris au niveau des I² sensori-motrices, nous ne devons pas nous satisfaire de vérifier que les caractéristiques de l'interface sont suffisantes par rapport à l'application. Pour cela, nous proposons dans un premier temps de valider l'aspect motricité de notre interface en comparant les paramètres importants de la marche (longueur des pas, vitesse des pieds, angles des segments tibia) sur l'interface et sur sol fixe. La figure 74 nous donne les informations d'écart de position et de vitesse du talon gauche par rapport au talon droit lors de la marche sur l'interface pour une durée d'un peu plus de 20 secondes et pour une consigne de retour de type sinusoïdale. Ces relevés indiquent que la longueur moyenne des pas de l'utilisateur est ici de 0.6 m, ce qui correspond à la longueur moyenne des pas de ce même utilisateur sur un sol fixe.



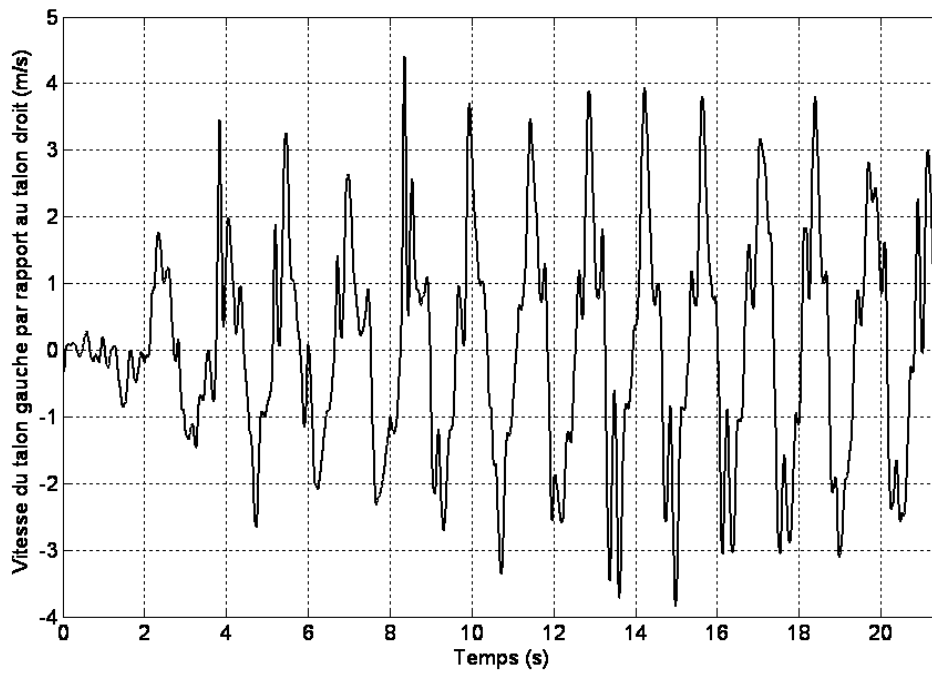
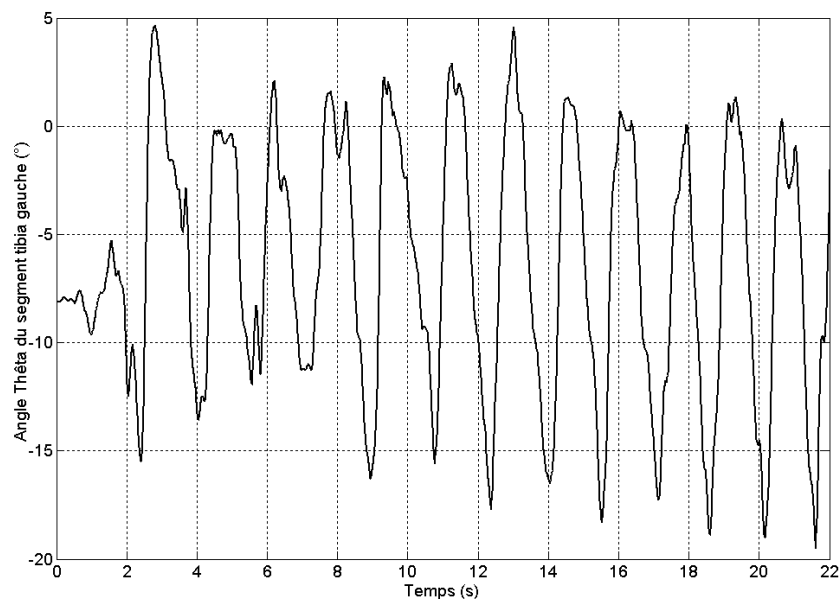


Figure 74. Courbes de position et de vitesse sagittale du talon gauche/droit

La courbe de vitesse sagittale du talon de la figure 74 est obtenue par simple dérivation du signal brute de position des talons, d’où la présence de bruit bien visible. Cette courbe rappelle bien le profil de vitesse sagittale du pied mesuré sur sol fixe (§ 1.3.2.1). Sur sol fixe, la vitesse maximale du talon est de l’ordre de 4.3 m/s pour une marche normale. Sur l’interface, cette vitesse maximale est de 4 m/s, ce qui nous permet d’affirmer que la cinématique de marche sur l’interface est très similaire à celle sur sol fixe. Les courbes de la figure 75 présentent les angles des segments tibia gauche et droit par rapport à la verticale lors de la marche sur l’interface.



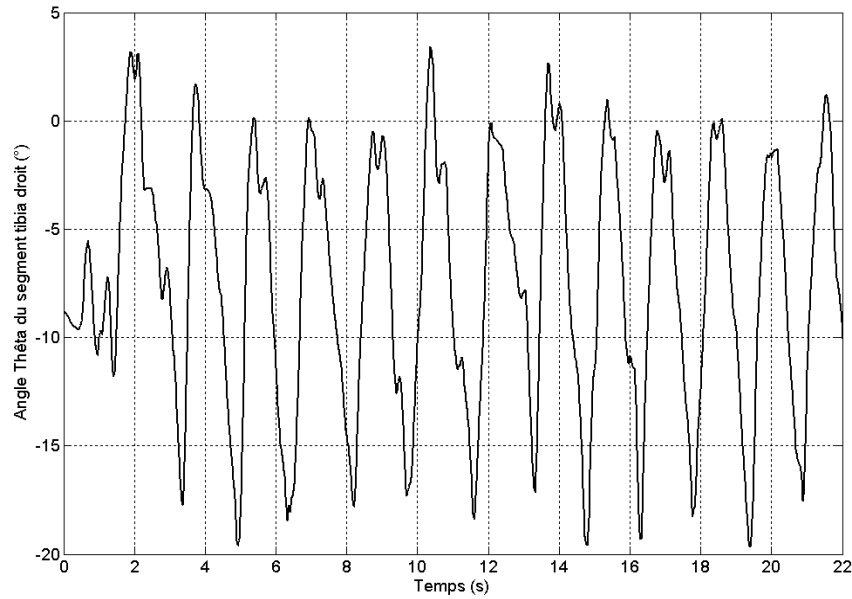


Figure 75. Angles θ des segments tibia gauche et droit

En comparant ces angles à ceux de la figure 38 mesurés sur sol fixe, nous remarquons d’une manière générale que ceux-ci sont similaires. En effet, lorsque l’utilisateur décolle l’orteil, l’angle du tibia par rapport à la verticale est d’environ 20° . Lors du contact du talon avec la pédale, cet angle vaut quelques degrés ce qui est inférieur à la valeur mesurée sur sol fixe. Cet écart s’explique notamment par le fait que l’utilisateur appréhende généralement la pose du talon sur la pédale. Comme dans le cas du tapis roulant 1D, l’utilisateur est tenté d’asservir la position de son pied par rapport à la pédale et c’est pourquoi il a tendance à poser inconsciemment son pied de manière quasi verticale.

Au niveau sensoriel, nous rappelons que notre interface agit sur les sens kinesthésiques et vestibulaires de l’utilisateur via l’action des pédales. L’interface n’agit pas directement sur le sens visuel de l’utilisateur, la vision est rendue par un système de projection sur écran fixe. C’est pourquoi nous ne nous intéresserons uniquement dans la suite aux stimuli sensoriels kinesthésiques et vestibulaires transmis à l’utilisateur. La difficulté réside ici à définir des critères objectifs permettant de valider l’immersion et l’interaction sensorielle. En effet, chaque utilisateur est différent et possède sa propre sensibilité kinesthésique et vestibulaire. Par exemple, une personne pourra être plus sensible aux stimuli vestibulaires qu’aux stimuli kinesthésiques et inversement. Par conséquent, une personne pourrait très bien affirmer ne ressentir aucun trouble sensoriel au cours de la marche sur l’interface alors qu’une autre personne serait troublée dans les mêmes conditions d’utilisation.

Une première solution serait de mesurer l'activité musculaire (électromyographie) des jambes de l'utilisateur lors de la marche sur l'interface et comparer les relevés obtenus à ceux mesurés sur sol fixe avec la même personne. La même méthode pourrait être appliquée au système vestibulaire en mesurant les accélérations linéaires de la tête. Néanmoins, la mise en place et l'exploitation de ces systèmes de mesure nécessite le concours de spécialistes de la biomécanique.

Une deuxième solution consiste, non pas à quantifier précisément la différence entre les stimuli sensoriels perçus par l'utilisateur sur l'interface et sur sol fixe, mais plutôt à valider de manière globale l'action de l'interface sur les systèmes kinesthésiques et vestibulaires. Pour cela, nous rappelons que les trois sens de la vue, du kinesthésique et du vestibulaire permettent de réguler la locomotion. En fait, la plupart de ces informations sensorielles sont redondantes et par conséquent deux sens sur les trois seraient suffisants pour réguler la locomotion. Dans ce contexte, nous proposons d'isoler le système visuel de l'utilisateur en lui bandant les yeux et en lui demandant de marcher sur l'interface. Si celui-ci arrive à marcher sur notre interface de locomotion sans chuter c'est donc qu'il ressent des stimuli sensoriels kinesthésiques et vestibulaires cohérents avec son mouvement de marche, autrement la chute serait inévitable. Ce test a été effectué avec succès avec deux personnes volontaires de sexe masculin. Pour chaque série de test, nous avons proposé à l'utilisateur différentes stratégies de retour sur place (§3.1.3). Les résultats s'avèrent concluants dans le cas d'utilisation d'une consigne de type sinusoïdale (§3.1.3.3) et sont encore plus probants avec une consigne de retour pseudo-naturelle (§3.1.3.4). Une vidéo de démonstration est disponible sur le site <http://perso.wanadoo.fr/y.dupuis/index.html>

4.2.2 Immersion et interaction mentales

Au niveau des I² mentales, l'évaluation est plus difficilement quantifiable. D'une manière générale, plus le temps d'apprentissage de l'utilisation de l'interface est faible, plus cela indique que notre interface est pseudo-naturelle. Pour évaluer concrètement la performance de notre interfaçage comportemental naturel, il faut faire des tests classiques d'ergonomie et des tests « sans explication » : les testeurs essayeront d'utiliser l'interface sans qu'il leur soit donné des explications avant usage. Dans l'idéal, les personnes doivent interagir pseudo-naturellement après un temps très court d'auto apprentissage. La durée du temps d'apprentissage sera considérée courte suivant l'application envisagée. Durant ce temps d'apprentissage, le sujet va concevoir sa propre utilisation du système.

Pour des raisons liées à la sécurité, nous n'avons pas réalisé ces tests sur un large éventail de personnes. En effet, comme nous l'avons souligné précédemment (§ 4.1.3), certains organes de sécurité prévus n'équipent pas actuellement l'interface. Par conséquent, nous avons réalisé ces tests avec deux personnes volontaires en bonne condition physique. Dans les deux cas, l'adaptation à l'interface a été assez rapide puisque au bout de 5 essais chacun, ils étaient capables d'effectuer une vingtaine de pas sans chuter. De manière générale, il semblerait que les deux volontaires aient eu au début la même crainte : celle que la pédale ne suive pas correctement le pied lors de la phase de balancement. Le résultat de cette peur est un mouvement atypique de la jambe de balancement qui conduit la plupart du temps à la chute. Néanmoins, lorsque les utilisateurs ont été rassuré vis à vis de la robustesse du système de positionnement de la pédale, ils apprennent très rapidement à marcher sur l'interface comme ils le feraient sur le sol fixe.

Etant donné le caractère subjectif des sensations de marche perçues par chaque utilisateur sur l'interface, nous avons décidé de classer les stratégies de retour (ordre 5, sinusoïdal, pseudo-constante) de manière relative. L'expérimentation a donc consisté à appliquer, dans un ordre aléatoire et sans en informer l'utilisateur, ces différentes stratégies de retour. Il y a donc autant d'essais que de stratégies de retour différentes. Une fois que toutes les stratégies de retour ont été testé, nous demandons à l'utilisateur de comparer ses sensations pour chacun des essais. Les résultats obtenus avec nos deux volontaires concordent à dire que la stratégie de retour utilisant une consigne d'ordre 5 s'avère déstabilisante lorsque l'utilisateur souhaite accélérer sa marche. En effet, dans ce cas l'accélération de la pédale est plus importante et peut entraîner un déséquilibre de l'utilisateur. La stratégie de retour liée à la consigne de retour de type sinusoïdale se révèle la plus appréciée par les utilisateurs car celle-ci leur permet de marcher sur l'interface avec beaucoup moins d'effort que sur sol fixe. Dans ce cas, le COM de l'utilisateur reste globalement au même endroit et il y a moins de problèmes de déséquilibre vers l'avant ou vers l'arrière. Enfin, la stratégie de retour dite « pseudo-naturelle » est de commun accord plus fatigante que la précédente. Au niveau mental, les utilisateurs ont dit ressentir des sensations plus proches de la réalité qu'avec les autres stratégies.

Conclusion

Le travail présenté dans ce mémoire aborde le thème des interfaces de marche destinées à des applications de Réalité Virtuelle. L'introduction de nouvelles interfaces de marche pseudo-naturelles ouvre de nouveaux horizons dans de nombreux domaines. L'interface présentée ici représente tout d'abord un outil précieux pour les biomécaniciens puisqu'ils vont pouvoir analyser la marche de l'utilisateur dans différents cas de configuration (marche lente, rapide, frottements,...). En particulier, la mesure du torseur dynamique des efforts pied/sol lors de la marche sur l'interface va permettre d'analyser finement la dynamique de la locomotion tout en restant physiquement sur place. Actuellement, les systèmes de mesure de torseur dynamique des efforts utilisés en biomécanique sont composés de plates-formes uniformément réparties sur un trajet que doit parcourir l'utilisateur. La mise en place de ces systèmes de mesure s'avère à la fois onéreuse et encombrante. De plus, l'utilisateur ne marche pas vraiment naturellement car il doit adapter sa marche afin de poser correctement ses pieds sur les plates-formes d'effort. Par ailleurs, notre interface de locomotion s'avère très utile dans de nombreuses applications liées à la Réalité Virtuelle telles que la visite de bâtiments virtuels, la formation et l'apprentissage du personnel.

L'état de l'art des interfaces de locomotion a de manière générale mis en évidence la difficulté de concevoir une interface permettant une marche 2D très naturelle. D'un point de vue motricité, les interfaces existantes ne permettent pas à l'utilisateur de marcher avec une cinématique et une dynamique similaire à celle pouvant être mesurée sur sol fixe. Par ailleurs, les retours sensoriels proposés à l'utilisateur sont uniquement visuels et kinesthésiques, la perception des accélérations (système vestibulaire) n'est pas prise en compte. L'état de l'art concernant la perception du mouvement a souligné l'importance des informations vestibulaires lors de tâches d'équilibration comme le processus de marche.

Le dimensionnement des actionneurs est un problème délicat puisqu'il s'agit d'un côté d'assurer une cinématique et dynamique des pédales suffisante (biomécanique de la marche) lors de la phase de balancement mais également d'évaluer la puissance moteur nécessaire pour la phase d'appui. Lors de cette phase, la pédale ramène l'utilisateur en arrière suivant une consigne bien définie et lui fournit de cette manière un retour sensoriel programmé. La

présence de phases d'accélération et de décélération dans ces consignes ainsi que l'action imprévisible de l'utilisateur sur la pédale rend difficile l'évaluation de la puissance moteur requise. Pour répondre à la problématique liée à la motricité de l'interface, nous avons développé un système de positionnement spécifique des pieds de l'utilisateur et du COM, capable d'opérer jusqu'à une vitesse de marche moyenne de 1.4 m/s. Nous avons montré que ce système procure à notre interface une motricité suffisante dans le cas d'une marche normale comme définie dans l'état de l'art. Néanmoins, le système de positionnement pourrait encore être améliorée au niveau de la précision et de la rapidité en ayant recours à des caméras plus précises et à des stations de travail plus performantes. Par exemple, une augmentation de la résolution des caméras nous permettrait de diminuer la taille des motifs placés sur l'utilisateur en augmentant ainsi son confort.

En ce qui concerne le pilotage de l'interface, nous avons mis en place différentes stratégies de retour agissant sur les systèmes kinesthésiques et vestibulaires de l'utilisateur. Nous avons proposé trois stratégies différentes (consigne d'ordre 5, de type sinusoïdale et « pseudo-naturelle »), toutes basées sur des considérations biomécaniques et sensorielles. La stratégie de type « sinusoïdale » est intéressante car elle permet à l'utilisateur de marcher sur place avec peu d'efforts et sans ressentir de déséquilibre vers l'avant ou l'arrière. Certes, cette stratégie n'offre pas les mêmes sensations que sur sol fixe mais l'utilisateur s'adapte rapidement à ce type de marche. En outre, notre interface étant munie de capteurs d'efforts capables d'évaluer le torseur des efforts au niveau du COP, il serait intéressant de développer des consignes de retour utilisant ces données.

Grâce à la conception générique du programme de pilotage de l'interface, il est facile de choisir la stratégie de retour souhaitée (sinusoïdale, ordre 5, pseudo-naturelle) et d'en implémenter de nouvelles. Ceci permet de comparer rapidement et aisément les sensations perçues pour chacune des stratégies de retour utilisées. De même, il est possible de définir des lois de commandes spécifiques pour les phases de balancement et d'appui. Le pilotage des pédales s'effectue grâce à un automate d'états définissant le cycle de fonctionnement de l'interface. Par exemple, il est aisé de programmer l'interface pour des applications de marche en avant, en arrière ou bien même pour le ski de fond.

Nous avons validé l'immersion et l'interaction sensori-motrice de notre interface en comparant tout d'abord les réponses motrices de l'utilisateur sur l'interface (longueur des pas,

vitesse maximale des pieds, angles du segment tibia) à celles mesurées sur sol fixe. Les résultats permettent d'affirmer que la cinématique de marche sur l'interface est très proche de la marche naturelle. Une différence significative reste l'angle d'attaque de la jambe lors de la pose du talon qui reste sensiblement inférieur à celui mesuré sur sol fixe. Ceci n'est pas lié à la motricité de l'interface mais plutôt à l'utilisateur qui tente d'asservir la position de son pied par rapport à la pédale, ce qui peut créer des instabilités. C'est un problème psychologique plus ou moins présent chez les utilisateurs lié à la crainte occasionnée par les déplacements rapides des pédales. Lorsque l'utilisateur a suffisamment confiance dans le système et lève la tête pour marcher, ce problème diminue voire disparaît.

Du point de vue sensoriel et mental, la validation s'avère plus délicate mais nous pouvons affirmer qu'il est possible de marcher les yeux bandés sur l'interface, ce qui est grandement en faveur d'une bonne stimulation kinesthésique et vestibulaire. Des expériences plus précises devront bien évidemment être menées afin d'évaluer plus finement les I² sensori-motrices et mentales de notre système. En effet, l'utilisateur est plongé, immergé dans un monde virtuel. Certains stimuli et réponses ne sont plus échangés avec un environnement physique, mais avec un monde virtuel. Dans notre cas, la réponse visuelle est fournie par un écran de projection sur lequel est projeté l'environnement virtuel tel que vu par l'utilisateur. Le système visuel étant étroitement lié au système vestibulaire (réflexes visuo-vestibulaires), ceci place l'utilisateur dans des conditions cognitives inhabituelles. Ces expériences devront donc avoir pour objectif d'évaluer l'adaptation de l'utilisateur à la marche dans l'environnement virtuel.

L'ajout d'un joystick à notre interface 1D permet à l'utilisateur de se mouvoir en 2D dans le monde virtuel. Du point de vue cognitif, l'utilisateur doit donc « apprendre » à changer de direction non pas en tournant son corps mais en actionnant un joystick. Cet apprentissage s'avère presque immédiat pour l'utilisateur et ne semble pas gêner son évolution dans l'environnement virtuel. Une amélioration de cette étude serait bien évidemment de développer l'interface pour autoriser la marche 2D réelle de l'utilisateur. Il serait alors intéressant de comparer la marche 1D avec joystick et la marche 2D sur cette nouvelle interface du point de vue cognitif : dans quel cas l'immersion et l'interaction mentales sont-elles meilleures ?

Dans le cas du développement de l'interface pour la marche 2D, le système de positionnement 3D des talons ne nécessite pas de développement supplémentaire puisqu'il permet déjà d'estimer la position des cibles indépendamment de leur orientation dans l'espace. Par contre, l'architecture matérielle de l'interface devra être modifiée en ajoutant deux axes de translations dans la direction latérale ainsi que les actionneurs correspondant. Un autre degré de liberté en rotation des pédales est également à prévoir. Par conséquent, il s'avèrera nécessaire de mettre à jour l'acquisition des signaux, les commandes moteurs et le programme de pilotage des pédales en modifiant les classes C++ existantes.

Le principal regret aura été d'avoir obtenu l'ensemble du matériel un an avant la soutenance de thèse, ce qui a laissé peu de temps pour le développement, l'intégration et l'expérimentation des stratégies de pilotage de l'interface.

Références Bibliographiques

- [AB, 96] P. ALLARD & J.P. BLANCHI. Analyse du mouvement par la biomécanique. *Décarie Editeur*, 1 vol, 1996, 281 p.
- [Ber, 67] N.A. BERNSTEIN. The co-ordination and regulation of movements. *Pergamon Press*, Oxford, 1967.
- [Ber, 97] A. BERTHOZ. Le sens du mouvement. *Paris: Odile Jacob*, 1997, 290 p., ISBN 2738104576.
- [BI, 87] P. BUSER, M. IMBERT. Psychophysiologie sensorielle. *Paris: Masson et Cie*, 1987, 410 p.
- [BLF, 99] J.M. BURKHARDT, D. LOURDEAUX, P. FUCHS, Conception d'un système de RV pour la formation des agents de conduite aux opérations en milieu ferroviaire », *Actes des journées réalité virtuelle et cognition*, 14-15 décembre 1999, ENST, Paris, p 123-132.
- [BMH, 97] D.C. BROGAN, R.A. METOYER & J.K. HODGINS. Dynamically simulated characters in virtual environments. *SIGGRAPH'97 Visual proceedings*. August, 1997, Los Angeles, USA, p 216.
- [CBP, 01] G. COURTINE, M. BOVE, T. POZZO, M. SCHIEPPATI. Régulation proprioceptive de la marche humaine: apport de la méthodologie vibratoire. *IX congrès international des chercheurs en activités physiques et sportives*. Novembre 2001, Valence.
- [COE, 62] RR. COERMAN. The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies. *International Journal of Human Factors*, Vol. 4, 1962, p 227-253.
- [Col, 00] B. COLOBERT. DEA: Présentation, validation et application d'une nouvelle méthode d'évaluation du centre de masse faisant appel à la dynamique inverse. *Physiologie et conditions matérielles de l'entraînement STAPS*. Université Rennes 2 Nantes-Poitiers, 2000, 101 p.
- [DAI, 05a] Y. DUPUIS, C. ANTHIERENS, J.L. IMPAGLIAZZO and L. YUSHCHENKO, "Design of a sensorial and driving locomotion interface", *World congress of IFAC*, July 3-8 2005, Pragues.
- [DAI, 05b] Y. DUPUIS, C. ANTHIERENS, J.L. IMPAGLIAZZO and D. MILLET, "Design of a locomotion interface for self-movement perception", *REM2005*, June 30th - July 1st 2005, Annecy, France.

-
- [DC, 97] R.P. DARKEN, W.R. COCKAYNE. The omni-directional treadmill: A locomotion device for virtual worlds. *Proceedings of UIST*, p 213-221.
- [DB, 96] H. DISTLER & H.H. BULTHOFF. Psychophysical experiments in virtual environments. *Virtual Reality World'96*. 1996, Stuttgart, Germany.
- [DIA, 06a] Y. DUPUIS, J.L. IMPAGLIAZZO, C. ANTHIERENS and D. MILLET, "Design of a mechatronic interface for human gait", *Revue Journal Européen des Systèmes Automatisés*, Volume 40, n° 3, 2006.
- [DIA, 06b] Y. DUPUIS, J.L. IMPAGLIAZZO, C. ANTHIERENS and D. MILLET, "A new sensorial and driving locomotion interface for Virtual Reality", *3rd International Conference on Informatics in Control Automation and Robotics*, August 1-5, 2006, Setubal, Portugal.
- [EC, 97] J.R. ENSOR & G.U. CARRARO. Pelton: A VRML-based bicycling simulator. *SIGGRAPH'97 Visual proceedings*. August, 1997, Los Angeles, USA, p 198.
- [FER, 03] Dr C. FERBER VIART. Cours système vestibulaire. Disponible sur : http://lyon-sud.univ-lyon1.fr/P2/Cours_Systeme_Vesti.pdf. Consulté le 12.05.03.
- [FMP, 01] P. FUCHS, G. MOREAU & J.P. PAPIN. Le traité de la réalité virtuelle, *Ed. Les Presses de l'Ecole des Mines de Paris*, 2001, 550 p.
- [Hol, 02] J.M. HOLLERBACH, Locomotion interfaces, *Handbook of Virtual Environments Technology*, K.M. Stanney, ed., Lawrence Erlbaum Associates, Inc., 2002, p 239-254.
- [IF, 96] H. IWATA & T. FUJI. VIRTUAL PERAMBULATOR: A Novel Interface Device for Locomotion in Virtual Environment. *Proceedings of IEEE 1996 Virtual Reality Annual International Symposium*. April 3, 1996, Santa Clara, California, p 60-65.
- [Iwa, 99] Walking about virtual environments on an infinite floor. *IEEE Virtual Reality'99 Conference*. March 13-17, 1999, Houston, Texas, USA.
- [Iwa, 01] H. IWATA. GaitMaster: A versatile locomotion interface for uneven virtual terrain. *Proceedings of IEEE Virtual Reality2001*. IEEE press, 2001, p 131-137.
- [IYF, 05] H. IWATA, H. YANO, H. FUKUSHIMA & H. NOMA. CirculaFloor. *IEEE Computer Graphics and Applications*. Volume 25, Issue1, Jan.-Feb., 2005, p 64-67.
- [JD, 02] F. JURIE, M. DHOME. Real time tracking of 3D objects: an efficient and robust approach. *The Journal of the Pattern Recognition Society*. Volume 35, 2002, p 317-328.

- [Lab, 01] Labtec company, <http://www.labtec.com>, 2001.
- [Log, 01] LogiCad3D Company, <http://www.logicad.com>, 2001.
- [LPD, 95] M. LORENZO, D. POOLE, R. DENSO, Y. LU, A. KEKESI, J. CHA, D. SLAYTON, M. WILLIAMS, R. MOULTAN Jr, V. KAST, W. MACKRELL, R. PADDISON, J. RIECKES, M. ROTH & F. WODOSLAWSKY. OSIRIS. *SIGGRAPH'95 Visual Proceedings*. August 6-11, Los Angeles CA, p 129.
- [Mas, 00] J. MASSION. *Cerveau et motricité. Presses Universitaires de France*. Paris, 2000.
- [Mei, 06] C. MEI. <http://www-sop.inria.fr/icare/personnel/Christopher.Mei/index.html>
Consulté le 28/08/06.
- [Mor, 99] Pietro G. MORASSO et al., Computing the COM from the COP in postural sway movements. *Human Movement Science*, n°18, 1999.
- [NB, 03] Vincent NOZICK, Venceslas BIRI, Méthode temps réel simple pour la correction des mouvements pseudoscopiques en réalité virtuelle, *AFIG 2003*, p 231-240, 2003.
- [NM, 98] H. NOMA & T. MIYASATO. Design for Locomotion Interface in a Large Scale Virtual Environment, *ATLAS : ATR Locomotion Interface for Active Self Motion*, ASME-DSC-Vol. 64, 1998, p 111-118.
- [Pai, 71] J. PAILLARD. Les déterminants moteurs de l'organisation de l'espace. *Cahiers de psychologie*, n°14, 1971, p 261-316.
- [Rab, 95] P. RABARDEL. *Les hommes et les technologies, une approche cognitive des instruments contemporains*. Paris, Ed. Colin, 1995.
- [RP, 97] G.P. ROSTON & T. PEURACH. A whole body kinesthetic display device for virtual reality applications. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 1997, p 3006-3011.
- [VDO, 92] C.L. VAUGHAN, B.L. DAVIS & J.C. O'CONNOR. *Dynamics of Human Gait. Human Kinetics Publishers*, Champaign, Illinois, 1992.
- [Win, 90] D.A. WINTER. *Biomechanics and motor control of human movement. Wiley Interscience Publication*. 2nd Edition. New York, 1990, 143 p.
- [You, 83] A. YOUNG, M. STOKES, J.M. ROUND & R.H. EDWARDS. The effect of high-resistance training on the strength and cross-sectional area of the human quadriceps. *Eur J Clin Invest* **13**, p 411-417.
- [Zha, 99] Z. ZHANG, Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. *Proc. 7th International Conference on Computer Vision*, p 666-673, 1999.

Publications

Conférences Nationales avec Comité de Lecture:

[1] C. ANTHIERENS, J.L. IMPAGLIAZZO, Y. DUPUIS, P. CHOLLET and E. RICHARD, "Simulateur de Chaise Roulante pour la Conception Avancée de Bâtiments", *Handicap2006*, 7-9 juin 2006, Paris, France.

[2] Y. DUPUIS, C. ANTHIERENS, J.L. IMPAGLIAZZO and D. MILLET, "Conception d'une interface sensorielle et motrice de locomotion pédestre", *JDMACS-JNMACS*, 5-7 septembre 2005, Lyon, France.

Conférences Internationales avec Comité de Lecture:

[3] Y. DUPUIS, J.L. IMPAGLIAZZO, C. ANTHIERENS and D. MILLET, "A new sensorial and driving locomotion interface for Virtual Reality", *3rd International Conference on Informatics in Control Automation and Robotics*, August 1-5, 2006, Setubal, Portugal.

[4] Y. DUPUIS, C. ANTHIERENS, J.L. IMPAGLIAZZO and D. MILLET, "Design of a locomotion interface for self-movement perception", *REM2005*, June 30th - July 1st 2005, Annecy, France.

[5] C. ANTHIERENS, J.L. IMPAGLIAZZO, Y. DUPUIS, "A specific locomotion interface for Virtual Reality - Design of a wheelchair type haptic", *3rd International Conference on Informatics in Control Automation and Robotics*, August 1-5, 2006, Setubal, Portugal.

[6] Y. DUPUIS, C. ANTHIERENS, J.L. IMPAGLIAZZO and L. YUSHCHENKO, "Design of a sensorial and driving locomotion interface", *World congress of IFAC*, July 3-8 2005, Pragues.

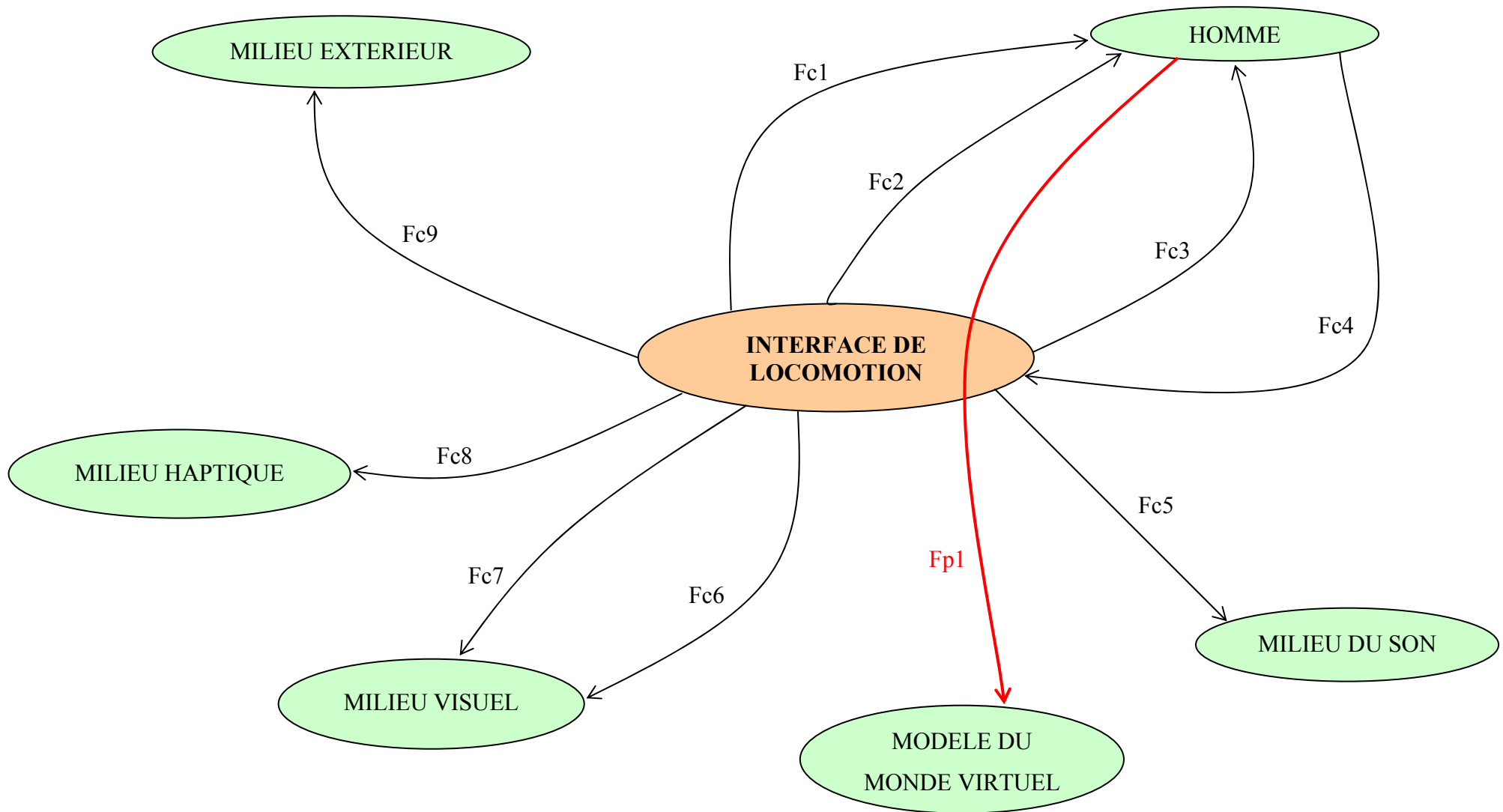
[7] C. ANTHIERENS, Y. DUPUIS and J.L. IMPAGLIAZZO, "Design of a Virtual Reality Workshop as a Helpful Tool for the Microworld Modelling", *35th International Symposium on Robotics*, March 23-26, 2004, Paris, France.

Revue avec Comité de Lecture:

[8] Y. DUPUIS, J.L. IMPAGLIAZZO, C. ANTHIERENS and D. MILLET, "Design of a mechatronic interface for human gait", *Revue Journal Européen des Systèmes Automatisés*, Volume 40, n° 3, 2006, p.353-368.

A N N E X E

DIAGRAMME DES MILIEUX EXTERNES – Phase d'utilisation normale



Fonctions	Milieux	Critères	Niveaux du critère	LA	Flexibilité
Fp1 : L'interface doit permettre à l'homme d'évoluer dans le monde virtuel en correspondance avec son mouvement de marche.	Homme Marcheur Modèle du Monde Virtuel	- Correspondance entre mouvement réel et déplacement virtuel.	Un pas de l'homme correspond à un pas dans l'espace virtuel (facteur d'échelle)	-	F0
			Un changement de direction correspond à une rotation dans l'espace virtuel.	-	F0
		- Fluidité du déplacement dans le monde virtuel.	Taux de rafraîchissement de l'image > Taux de rafraîchissement visuel de l'homme	-	F0
		- Gestion des obstacles à contourner dans la scène virtuelle.	Pas de matérialisation de l'obstacle.	-	F1
		- Données de position et d'orientation des pieds à transmettre au monde virtuel.	Déplacement en X et Y du pied.	-	F0
			Orientation du pied.	-	F0
Fc1 : L'interface doit permettre à l'homme de marcher sur place.	Homme Marcheur	- Déplacement dans le plan horizontal.	En avant illimité	-	F0
			En arrière illimité	-	F1
			Déplacement latéral	< 30 cm	F1
			Rotation	< 45°	F1
		- Marche en pente ou en descente.	Aucune	-	F0

		- Montée et descente d'escaliers.	Pas possible	-	F0
		- Suivi du mouvement des pieds.	Pédale en-dessous du pied lorsque le pied est posé	-	F0
		- Pas de dérive au terme d'une marche de 100 pas.	< 10 cm	-	F1
		- Alternance des phases d'appui et de balancement de la jambe.	Cycle de marche normal(1)	-	F0
		- Cinématique de la marche.	- Longueur du pas < 100 cm	-	F1
			- Vitesse des pieds Vit. moyenne : 0.8 m/s. Vit. maxi : 2.5 m/s.	± 25 % -	F0
		- Dynamique de la marche	- Accélération des pieds < 20 m/s ²	-	F0
		- Ecart latéral entre les deux jambes d'appui.	> 8 cm en position orthostatique pieds joints	-	F0
			> 0 cm en position dynamique	-	F0
		- Croisement des pieds.	Pas possible	-	F0
		- Vibrations non perceptibles et parasites.	Aucune	-	F0

		- Phase d'accélération ou d'arrêt de la marche.	Accélération et décélération.	-	F0
			Arrêt et reprise marche.	-	F0
		- Fluidité du mouvement lorsque la jambe d'appui est ramenée à sa position d'origine.	Pas de secousse.	-	F1
		- Force de maintien statique du pied en appui (effort longitudinal).	300 N	-	F0
Fc2 : L'interface doit être sans danger pour l'homme.	Marcheur Homme	- Protection lorsque le pied est déposé en dehors de la pédale.	Protection autour de la pédale	-	F0
			Protection autour du pied	-	F1
		- Le pied ne doit pas être blessé par l'interface.	Recouvrement anti-dérapiage de la pédale.	-	F0
			Protection des parties saillantes ou coupantes de l'interface.	-	F0
			Système d'arrêt d'urgence.	-	F0
			Système de soutien pour l'homme	-	F2
		- Périmètre de sécurité	1m x 1m	-	F1

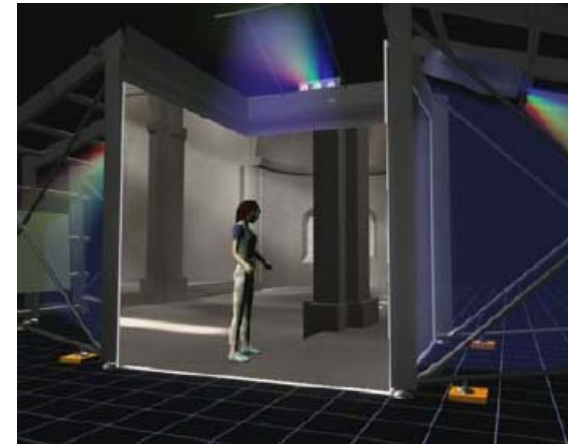
Fc3: L'interface doit être transparente pour l'homme.	Marcheur Homme	- Instrumenter les chaussures fermées de la personne, sinon fournir lot de chaussures dont l'utilisateur doit se chauffer.	-	-	F1
		- Mouvement de marche non contraint	Pied libre	-	F0
		- Non perception du retour en position de la jambe d'appui.	Niveau kinesthésique : pas de perception au niveau des muscles du cou.	-	F0
			Niveau vestibulaire : pas de perception des accélérations linéaires et angulaires.	-	F1
		- Ne pas générer de mouvement entraînant un trouble de l'équilibre.	Commande en position	-	F0
			Commande en position prédictive.	-	F1
Fc4 : L'interface doit résister au mauvais usage de l'homme.	Marcheur Homme	- L'homme rate la pédale.	Distance pied-pédale < ½ largeur de pédale.	-	F0
		- Surcharge	Poids total < 100 Kg.	110	F1
		- Obstacle sur les guidages.	Aucun	-	F0
		- Saut sur les pédales.	Aucun	-	F0
		- Milieu.	Température < 30°	40°	F1

			Très peu d'humidité	-	F0
Fc5 : L'interface doit pouvoir être couplée avec du son.	Marcheur Milieu du son	- Compatibilité avec une source sonore externe : minimiser le bruit.	< 50 dB	20 %	F0
Fc6 : L'interface doit pouvoir être utilisée dans une salle immersive de type MoVE.	Marcheur Monde Immersif	- Dimensions de l'interface dans le plan.	< 2m x 2m	-	F1
		- Hauteur de l'interface.	< 40 cm	50 cm	F1
		- Nombre d'interfaces de locomotion dans le MoVE.	2	-	F1
			3	-	F2
			4	-	F2
- Compatibilité E/S avec l'environnement virtuel.	Environnement générique	-	F1		
Fc7 : L'interface doit pouvoir être utilisée avec un visiocasque.	Marcheur Milieu visuel	- Compatibilité E/S avec l'environnement virtuel.	Visiocasque	-	F1
Fc8 : L'interface doit pouvoir être utilisée avec des périphériques haptiques.	Marcheur Milieu haptique	- Compatibilité électromagnétique avec l'interface de locomotion.	Pas de perturbation électromagnétique.	-	F0
		- Passage de fil.	-	-	F0
		- Alimentation.	compatibilité	-	F0

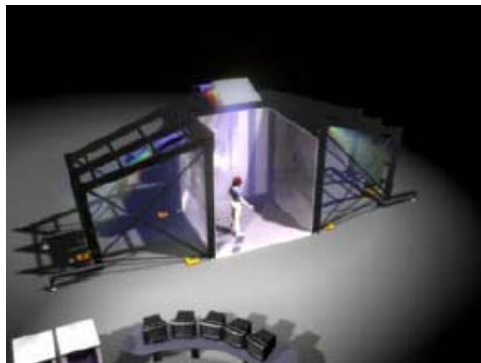
Fc9 : L'interface ne doit pas être nuisible pour l'environnement.	Marcheur	- Eviter les détériorations sur le MoVE.	Revêtement spécial sous les pieds de l'interface afin d'éviter les traces sur le sol.	-	F0
	Milieu extérieur	- Champ électromagnétique.	norme	-	F0

Le MoVE™ : Première expérimentation de salle immersive en milieu industriel en France

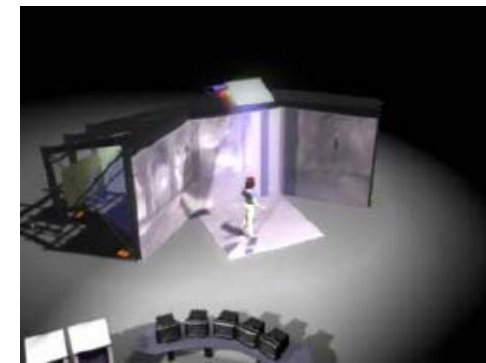
Cet équipement, baptisé le MoVE™ (Modular Virtual Environment), est un système reconfigurable unique en France. En 2002, le MoVE™ était dans sa première phase d'exploitation, consistant à la première expérimentation d'une salle immersive en milieu industriel en France. Durant cette phase d'une durée d'une année, l'équipement fut installé et exploité sur le site du centre technique de PSA, près de Paris.



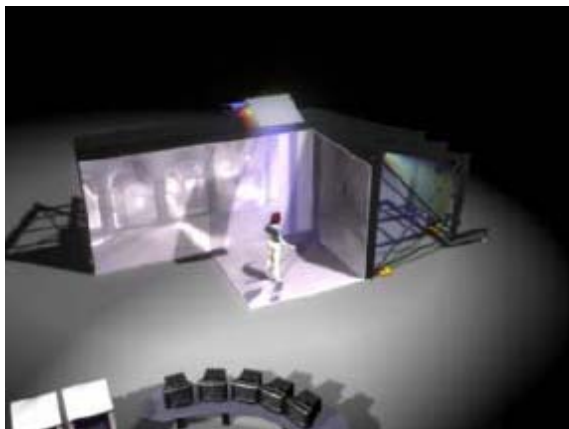
Ce système de visualisation stéréoscopique immersive temps réel possède une architecture variable qui peut prendre les configurations suivantes:



Salle immersive cubique à 4 écrans de 3m, avec une largeur de la face frontale de 1m50 à 3m



Théâtre à 3 cotés. avec une projection sol de 3x3m



Salle en L à 3 cotés (face, côté et sol) de 6x3m



Ecran panoramique plat de 9x3m, avec une projection sol de 3x3m

Il s'appuie également sur un ordinateur graphique qui génère en temps réel une image stéréoscopique adaptée au point de vue de l'utilisateur, renforçant ainsi l'impression de réalisme. Cet équipement possède un potentiel d'utilisation dans des domaines aussi variés que l'industrie, la recherche, le patrimoine, l'art, la formation et la communication événementielle. Le MoVE™ permet à un groupe d'utilisateurs d'expérimenter une scène virtuelle avec un niveau de réalisme unique, et en grandeur nature. Il est particulièrement adapté :

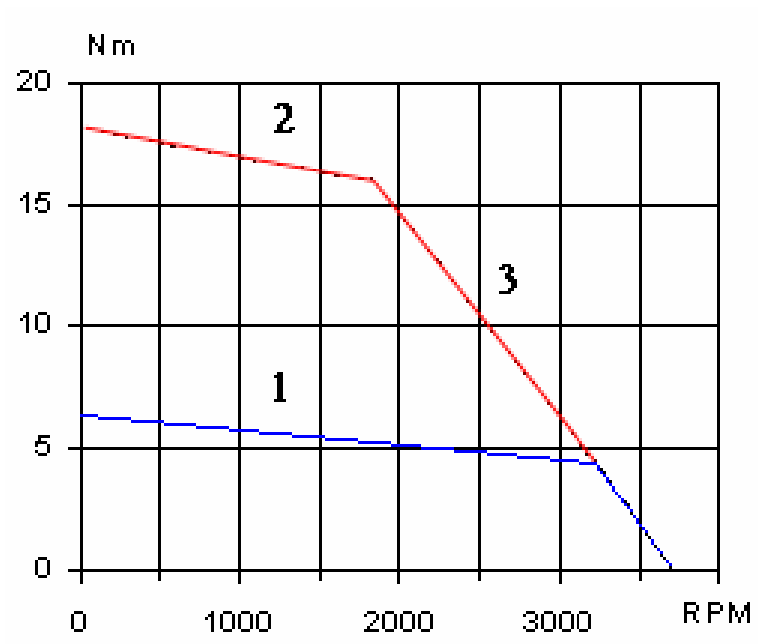
- pour des présentations fidèles, à moindre coût par rapport à un prototype physique, de processus ou produits en cours de création ou de validation, et avec lesquels il est possible d'interagir de manière naturelle,
- pour la reproduction réaliste d'objets, de procédés, de constructions, de lieux qui sont physiquement inaccessibles (qui par exemple ont entièrement ou partiellement disparus, ou qui n'existent pas encore, ou qui sont localisés dans un lieu distant, inhospitalier),
- pour des projets interactifs extrêmement novateurs, réunissant les arts et les nouveaux médias dans les domaines de l'image et du son,
- pour simplement mettre en valeur, de manière originale, un objet, un procédé, une construction ou un lieu existant,
- pour des séances de travail collaboratif, à distance.

Fonctions	Milieux	Critères	Evaluation + LA	Flexibilité
Fp1 : L'instrumentation doit permettre de mesurer le torseur dynamique des efforts de l'utilisateur sur la pédale	Utilisateur	Résolution / Sensibilité	Meilleure possible	F1
		Pédale	Précision (fidélité/justesse)	A maximiser
		Rapidité	A maximiser	F1
		Derive thermique (phase, gain)	A minimiser	F1
		Etendue de mesure	<p>Dans tous les cas :</p> <p>$F_x \leq 250$ N (axe sagittal)</p> <p>$F_y \leq 200$ N (axe latéral)</p> <p>$F_z \leq 1200$ N (axe vertical)</p> <p>Si connaissance du point d'application des forces :</p> <p>$M_x = M_y = 0$</p> <p>$M_z \leq 5$ N.m</p> <p>Si pas de connaissance du point d'application des forces :</p> <p>$M_x \leq 110$ N.m</p> <p>$M_y \leq 180$ N.m</p> <p>$M_z \leq 60$ N.m</p>	F2
		Nombre de degrés de liberté	6 ± 0	F0
		Reproductibilité	Meilleure possible	F1
		Mesure point d'application des efforts	Précision > 1 mm	F2

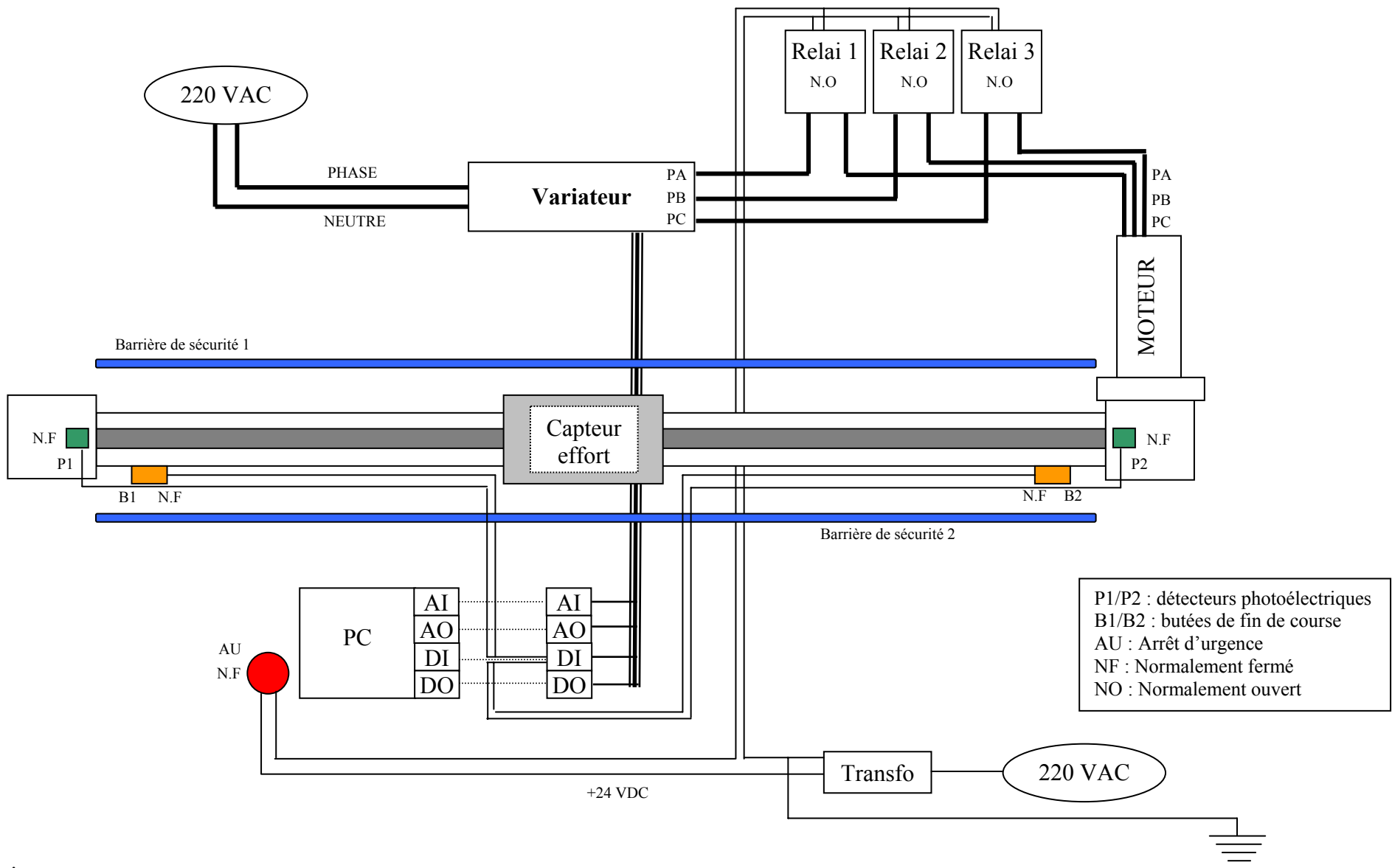
		Rapport Signal / Bruit	A maximiser	F0
Fc1 : L'instrumentation doit être compatible avec le système d'acquisition	Partie commande	Résolution / Sensibilité	3 mV/V \pm 1%	F1
		Nature du signal de sortie	Analogique	F2
			Numérique	F2
		Etendue du signal de sortie	10V	F2
		Fréquence d'échantillonnage	A maximiser	F1
		Robustesse de transmission	Meilleure possible	F1
Fc2 : L'instrumentation doit être compatible avec l'énergie disponible	Energie	Autonomie	Alimentation externe	F2
			Batterie intégrée dans la pédale	F2
		Type d'énergie	Electrique	F0
		Sensibilité aux variations d'amplitude de tension	A minimiser	F1
		Protection en cas de surtension ou de coupure	-	F0
Fc3 : L'instrumentation ne doit pas altérer le bon fonctionnement du banc	Banc	Déplacement de translation	Le câble ne doit pas venir toucher l'axe de translation	F0
		Force de frottement du câble	Le câble ne doit pas être trop gros pour minimiser les frottements au sol	F2
		Encombrement	Intégration totale du capteur dans la pédale	F0
		Masse	\leq 3Kg	F2
		Facilité d'usage (fil d'alimentation/fil de données)	Meilleure possible	F1

		Résistance aux vibrations, aux chocs	Meilleure possible	F1
Fc4 : L'instrumentation doit s'intégrer dans la pédale	Pédale	Dimensions	≤ 300 x 180 mm	F0
		Matière	Type acier	F2
		Mise en positionnement / ajustement	La plus facile possible	F1
		Accès maintenance	La plus facile possible	F1
		Rigidité	Meilleure possible	F1
		Résistance mécanique	Meilleure possible	F1
		Jeu	Aucun	F0
Fc5 : L'instrumentation ne doit pas polluer l'environnement	Environnement	Compatibilité électromagnétique (CEM) - fuite de tension ou courant	Aucune	F0
		Echauffement / dissipation de chaleur	≤ 40°C	F1
		Bruit électrique	A minimiser	F1
		Bruit acoustique	A minimiser	F1
Fc6 : L'instrumentation ne doit pas être perturbé par l'environnement	Environnement	Blindage	Câble blindé	F0
		Cryptage numérique	-	F2
		Alimentation stabilisée	-	F0
		Bus différentiel (parasite)	-	F0
		Longueur de transport	≤ 3 m	F0
		Type de transfert	Câble	F2
			Radio	F2
Température opérationnelle	-20..+60 °C	F1		

		Humidité	A minimiser	F1
		Poussière	A minimiser	F1
		Perturbation radio	A minimiser	F1
		CEM	-	F0
Fc7 : L'instrumentation ne doit pas être dangereuse pour l'utilisateur	Utilisateur	Danger au montage / maintenance	Aucun	F0
		Echauffement	$\leq 40^{\circ}\text{C}$	F1
		Sécurité électrique	-	F0
		Résistance rupture	-	F0
Fc8 : L'instrumentation doit résister aux sollicitations de l'utilisateur	Utilisateur	Efforts (fréquence, amplitude et nature)	≤ 10 Hz, 150 % charge nominale	F0
			≤ 10 Hz, 120 % couple nominal	F0
		Chocs	-	F0
		Accélérations	-	F0



1 Continuous duty
2 10% duty
3 Limit curve



RESUME

Ce mémoire décrit la conception d'une interface sensori-motrice de marche 1D destinée à des applications de Réalité Virtuelle, capable de simuler la marche naturelle sur place. La plupart des interfaces existantes ne permettent pas de marcher de façon naturelle en termes de longueur et de vitesse de pas. Notre état de l'art des interfaces de locomotion est suivi d'une analyse concernant la perception du mouvement ainsi que la biomécanique de la marche humaine, deux domaines de connaissance pris en compte lors de la conception de notre interface. Ainsi, le dimensionnement des actionneurs doit prendre en compte de nombreux facteurs liés à l'homme et à la nature des stimuli sensoriels que nous souhaitons restituer à l'utilisateur. En outre, notre interface possède une instrumentation spécifique permettant de mesurer efficacement les réponses motrices de l'utilisateur. Nous proposons également différentes stratégies de pilotage des pédales permettant de rendre l'interface la plus transparente possible pour l'utilisateur. Ces stratégies peuvent être facilement intégrées au niveau de la tâche de pilotage de l'interface en raison de son caractère fortement générique. Nous présentons enfin l'intégration de notre interface avec un environnement virtuel existant et proposons une validation basée sur des critères d'interaction et d'immersion sensori-motrices et mentales.

ABSTRACT

This report deals with the design of a 1D sensorial and driving locomotion interface for Virtual Reality applications able to simulate natural walking-in-place. Most of existing locomotion interfaces do not allow to walk naturally in terms of steps length and frequency. Our state of the art of locomotion interfaces is followed by an analysis relating to movement perception and biomechanics of human walking, two areas of knowledge taken into account during the interface design. So, motor sizing must take into account various factors related to human and sensorial stimuli nature we want to give to the user. Besides, our interface is equipped with a specific instrumentation allowing to efficiently measure the user driving responses. We also introduce different pedals controlling strategies allowing to make the interface the more transparent as possible for the user. These strategies can be easily integrated into the interface controlling task thanks to his high degree of genericity. We eventually introduce the integration of our interface with an existing virtual environment and we propose a validation based on sensorial/driving and mental interaction and immersion criterion.